



Analyse de la biomécanique du rachis lombaire lors de mouvements gymniques et quotidiens et effet d'un entraînement postural et musculaire.

Camille Eyssartier

► To cite this version:

Camille Eyssartier. Analyse de la biomécanique du rachis lombaire lors de mouvements gymniques et quotidiens et effet d'un entraînement postural et musculaire.. Biomécanique [physics.med-ph]. HESAM Université, 2023. Français. ⟨NNT : 2023HESAE094⟩. ⟨tel-04444822⟩

HAL Id: tel-04444822

<https://pastel.hal.science/tel-04444822v1>

Submitted on 7 Feb 2024

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



HAL Authorization

ÉCOLE DOCTORALE SCIENCES ET MÉTIERS DE L'INGÉNIEUR
Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak - Campus de Paris

THÈSE

présentée par : **Camille EYSSARTIER**

soutenue le : **08 décembre 2023**

pour obtenir le grade de : **Docteur d'HESAM Université**

préparée à : **École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers**

Spécialité : **Biomécanique**

**Analyse de la biomécanique du rachis lombaire lors de
mouvements gymniques et quotidiens et effet d'un
entraînement postural et musculaire.**

THÈSE dirigée par :
Mme. THOREUX Patricia

et co-encadrée par :
M. SAURET Christophe
M. BILLARD Pierre

Jury

Mme. Laurence CHEZE, Professeur, LBMC, Univ. Claude Bernard
M. Charles PONTONNIER, MCF-HDR, IRISA, ENS Rennes
M. Pascal EDOUARD, Professeur, LIBM, Univ. Jean Monnet
Mme. Marlène MENGONI, MCF, University of Leeds
Mme. Hélène PILLET, Professeur, IBHGC, Arts et Métiers
Mme. Patricia THOREUX, Professeur, Hôpital Hôtel-Dieu, USPN
M. Christophe SAURET, MCF, CERAH, INI
M. Pierre BILLARD, Docteur en médecine, FFGym

Rapporteure – Présidente
Rapporteur
Examinateur
Examinatrice
Examinatrice
Examinatrice
Examinateur
Examinateur

**T
H
È
S
E**

Remerciements

Le présente thèse est née de la collaboration entre la Fédération Française de Gymnastique (FFGym) et l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak (IBHGC) qui s'est concrétisée par une thèse CIFRE (Conventions Industrielles de Formation par la Recherche). Merci à la FFGym d'avoir eu confiance en l'expertise de l'IBHGC et d'avoir financé ce projet de recherche ; merci à l'IBHGC d'avoir tout mis en oeuvre pour que ce projet de recherche se déroule dans les meilleures conditions. Merci à ces deux instances de m'avoir confié ce projet de thèse, c'était une opportunité extraordinaire de travailler main dans la main avec la recherche et le terrain. Merci à l'ANRT (Association Nationale de la Recherche et de la Technologie) d'avoir cru en ce projet et d'avoir contribué à son financement. Merci également au Ministère des Sports et à l'INSEP (Institut National du Sport, de l'Expertise et de la Performance) d'avoir participé au financement de ces travaux de recherche.

Mes remerciements vont également :

Au Pr Laurence Chèze et au Dr Charles Pontonnier, merci de m'avoir fait l'honneur d'être rapporteurs de ce travail.

Au Pr Pascal Edouard, au Pr Hélène Pillet et au Dr Marlène Mengoni, merci d'avoir accepté de faire partie de ce jury de thèse.

A l'ensemble des membres du jury, un immense merci pour votre investissement en amont de la soutenance et pour les échanges passionnants que nous avons eus.

Au Pr Patricia Thoreux, merci d'avoir supervisé ce projet de recherche et de m'avoir fait bénéficier de votre expertise clinique et de vos conseils avisés.

Au Dr Christophe Sauret, merci pour ton accompagnement au quotidien et tes conseils précieux qu'ils soient d'ordre technique ou pédagogique. Merci également pour tout ce que tu as fait pour ce projet de recherche, de son élaboration à aujourd'hui.

Au Dr Pierre Billard, merci d'avoir initié ce projet de recherche au sein de la FFGym et pour ton accompagnement. Ton regard sur ce projet mêlant expertise clinique, gymnique et biomécanique était très précieux.

À la Fédération Française de Gymnastique. Merci à Martine Robert pour son enthousiasme à l'égard de ce projet et pour l'énergie qu'elle y a consacré, tu étais une alliée indispensable dans la quête de nouvelles cohortes. Merci à Pascal Jourdan d'avoir suivi de près ce projet et d'avoir toujours mis en oeuvre les moyens nécessaires pour que ce projet porte ses fruits. Merci à Aurélie Debladis pour sa disponibilité et la passion qu'elle met pour développer la gym+ et valoriser ce projet de recherche au sein de la FFGym. Merci également à Kevinn Rabaud et Anne Séguret d'avoir accompagné ce projet. Merci à David Vallée, de m'avoir accueillie à bras ouverts au sein de la FFGym depuis le premier jour de ma thèse. Enfin, merci à vous tous, chers collègues de la FFGym, je suis très heureuse de faire partie de la grande famille FFGym et c'est grâce à vous.

À l'IBHGC. Merci à toutes les personnes qui contribuent à faire de ce laboratoire un laboratoire unique, tant du point de vue des équipements que des recherches pluridisciplinaires menées et des personnes qui y travaillent. C'est une grande chance que de faire partie de cette équipe de recherche. Merci à toutes les personnes avec qui j'ai pu collaborer (Claudio, Laura, Sylvain, Maxime, Thomas, Guillaume, Aurore), échanger et rigoler. Un merci tout particulier à Grégoire Prum, c'est toujours un plaisir de travailler et de discuter avec toi. Un très grand merci également à Agathe Nérot qui a beaucoup œuvré pour la mise en place de cette thèse CIFRE.

Au CERAH. Ma troisième famille dans le cadre de cette thèse, et pas des moindres, merci pour la bonne ambiance de travail et la bonne ambiance tout court. Un merci tout particulier à la team CSRT, collègues au départ, vous êtes aujourd'hui de véritables amis. Merci à Capucine d'avoir cru avec moi qu'il était possible de rédiger sa thèse et de se marier en même temps. Merci à Ophélie pour tout le sport partagé. Merci à Christelle pour son rire et sa gentillesse à toute épreuve. Merci à Emeline pour sa bienveillance. Merci à Elora d'être aussi fédératrice. Merci à Jade pour tout le travail réalisé en équipe et pour ses envies soudaines de labélisation. Merci à Théo d'être toujours partant pour aider et pour son sens de l'humour inégalable. Merci à Yoann pour le travail préliminaire qu'il a réalisé sur ce projet de recherche lors de son stage de fin d'étude, pour son aide précieuse au long de cette thèse et pour sa bonne humeur infaillible. Un merci tout particulier à Yoann et Ophélie qui se sont donnés à cœur joie dans la relecture de ce manuscrit. Enfin, un très grand merci à chacun d'entre vous pour

Remerciements

votre aide indispensable lors des séances de mesures !

À mes précesseurs. Merci à Maxime, Samuel et Thibault qui non seulement ont contribué dans le cadre de leurs thèses à des développements sans lesquels ce projet de recherche n'aurait pas pu être mené à bien mais qui ont également pris le temps de m'accueillir au laboratoire, de me former et de m'aider.

Aux étudiants, qui ont aidé et contribué à ce travail. Merci à Sarah pour sa grande implication dans ce projet, toutes nos pensées t'accompagnent ainsi que tes proches. Merci à Alice et Charlotte pour leurs contributions aux reconstructions et leur détermination à toute épreuve lors de leurs stages. Merci à Guillaume pour son aide précieuse sur la labélisation.

Aux Clubs et Pôles de gymnastique et aux entreprises qui se sont engagés dans ce projet de recherche et sans qui ces recherches n'auraient pas été possible. Merci infiniment aux participants, merci de nous avoir fait confiance et d'avoir été fidèles aux séances gym+.

À mes amis, pour leur soutien moral et bien plus.

À ma famille et mes parents tout particulièrement, qui m'accompagnent, me soutiennent, m'aident, m'aiment.

À Théophile, pour tout.

Résumé

Les lombalgies, fréquentes dans la population adulte, touchent également les gymnastes dont le rachis lombaire est fortement sollicité. Soucieuse de s'investir dans le domaine de la pratique sportive pour la santé et consciente de la nécessité de protéger le rachis lombaire des gymnastes compétiteurs, la Fédération Française de Gymnastique a développé un programme de renforcement musculaire et de correction posturale, le programme gym+, dont l'objectif principal est la prévention des lombalgies. Le programme est basé sur des exercices dérivés des disciplines de la gymnastique et intégrant la combinaison des consignes suivantes : auto-grandissement, contraction du périnée et expiration forcée.

L'objectif principal de la thèse était de quantifier, chez des gymnastes et en population générale, l'effet du programme gym+ sur des paramètres statiques et dynamiques considérés comme des facteurs de risque de lombalgies. L'objectif était également de mieux comprendre les mécanismes sous-jacents de ce programme en prenant en compte les spécificités individuelles. Des campagnes expérimentales comprenant un auto-questionnaire, un examen clinique, des acquisitions stéréo-radiographiques et une séance de capture du mouvement ont été réalisées au sein d'un laboratoire de recherche, avant la mise en place du programme d'entraînement et après quinze semaines de pratique, afin d'investiguer l'effet de la gym+ sur des paramètres biomécaniques spécifiques du complexe spino-pelvien.

Les résultats ont permis d'identifier les mouvements gymniques les plus susceptibles d'augmenter les contraintes mécaniques au niveau du rachis lombaire. Au-delà d'aider les entraîneurs à construire des entraînements plus respectueux du rachis lombaire, ces résultats ont montré les phases des mouvements gymniques pour lesquelles la gym+ devrait permettre l'adoption d'une posture ou d'une gestuelle plus protectrice du rachis lombaire. Par ailleurs, les résultats ont souligné l'importance de combiner une consigne d'auto-grandissement à des consignes de contraction du périnée et d'expiration forcée pour permettre à un maximum d'individus d'accomplir les objectifs de posture du programme gym+ (rétroversion du bassin, diminution de la lordose lombaire et de la cyphose thoracique). Les

résultats ont également montré que quinze semaines de pratique du programme gym+ conduisaient, en statique (pour les deux populations), et au cours du mouvement (pour la population générale uniquement), à des évolutions des paramètres positionnels du bassin et des courbures rachidiennes. Ces évolutions, très certainement imputables à un meilleur engagement des muscles profonds du bassin et de la sangle abdominale renforcés à travers le programme gym+, seraient en faveur d'un système de stabilisation du rachis plus efficace. Enfin, les réponses aux auto-questionnaires semblaient indiquer, en particulier dans le cas de la population générale, une amélioration des symptômes post-programme chez les sujets déclarant des douleurs lombaires pré-programme. Néanmoins, les recherches doivent être poursuivies et les corrélations entre les résultats des évaluations biomécaniques et les diagnostics cliniques de lombalgie doivent être davantage investiguées avant de pouvoir généraliser ces conclusions.

Mots-clés : biomécanique, lombalgie, gymnastique, rachis, pelvis, analyse du mouvement.

Abstract

Low back pain, which is prevalent among the general population, also affects gymnasts whose lumbar spine is highly stressed. Concerned about promoting sport for health and protecting the low back of competitive gymnasts, the French Gymnastics Federation has developed a muscle strengthening and postural correction program named gym+, which is dedicated to the prevention of low back pain. The program is designed around exercises coming from gymnastics disciplines and based on the combination of the following instructions : self-expansion, perineal contraction and forced expiration.

The main aim of the thesis was to quantify the effect of the gym+ program on static and dynamic parameters considered to be risk factors for low back pain, both in the general population and in the case of gymnasts. The aim was also to better understand the underlying mechanisms of this program, considering the specific characteristics of each individual. Experimental sessions involving a self-questionnaire, a clinical exam, stereo-radiographic images and motion capture were carried out in a research laboratory before and after fifteen weeks of gym+ training in order to investigate the impact of the gym+ program on specific biomechanical parameters of the spino-pelvic complex.

The results enabled to identify the gymnastic skills that were most prone to increase the stress in the lumbar spine. As well as helping coaches to design more spine friendly training, these results showed the phases of gymnastic skills for which the gym+ should help gymnasts to adopt a posture or gesture that is more protective of the lumbar spine. The results also highlighted the importance of combining a self-expansion instruction with instructions of perineal contraction and forced expiration to enable a maximum of individuals to achieve postural objectives of the gym+ program (pelvis retroversion, reduction in lumbar lordosis and thoracic kyphosis). In addition, the results showed that fifteen weeks of gym+ training led to changes in the pelvic parameters and spinal curves, both in static (for both populations) and during movement (for the general population only). A better activation of the deep pelvic muscles and abdominal muscles strengthened during gym+ training certainly explains these evo-

lutions and suggests a more effective stabilisation system of the lumbar spine. Then, self-questionnaire responses suggested, particularly in general population, an improvement in symptoms after fifteen weeks of gym+ training for individuals reporting low back pain before gym+ training sessions. However, research must be continued and correlations between results of biomechanical evaluations and clinical diagnosis of low back pain should be investigated thoroughly before these conclusions can be generalised.

Keywords : biomechanics, low back pain, gymnastics, spine, pelvis, motion analysis.

Table des matières

Remerciements	3
Résumé	7
Abstract	9
I Introduction	17
Introduction générale	19
Contexte	20
La Fédération Française de Gymnastique (FFGym)	22
gym+, un programme d'entraînement postural et musculaire développé par la FFGym . . .	24
Bilan et organisation du manuscrit	26
1 Etat de l'art et objectifs	29
1.1 Eléments de contexte	30
1.1.1 Introduction	30
1.1.2 Le complexe spino-pelvien	30
1.1.3 La lombalgie : cause, données épidémiologiques et traitements	40
1.1.4 La lombalgie dans le cadre de la gymnastique	43
1.1.5 Principes des méthodes hypopressives	47

1.2	Etude de la portée sur la biomécanique de la gymnastique	48
1.2.1	Introduction	48
1.2.2	Méthodes	49
1.2.3	Résultats	51
1.2.4	Discussion et perspectives	63
1.3	Modélisation musculosquelettique	68
1.3.1	Introduction	68
1.3.2	Généralités sur les modèles musculosquelettiques	69
1.3.3	Modèles musculosquelettiques de référence	70
1.3.4	Intérêt de la personnalisation	78
1.4	Conclusions de l'état de l'art et objectifs de la thèse	80
II	Matériels et méthodes	83
2	Protocole général	85
2.1	Cohortes	86
2.2	Organisation des campagnes expérimentales	87
2.2.1	Séances de pratique du programme gym+	87
2.2.2	Evaluations biomécaniques initiales et finales	89
2.3	Protocole expérimental	91
2.3.1	Auto-questionnaire	91
2.3.2	Examen clinique	92
2.3.3	Capture du mouvement	93
2.3.4	Examens stéréoradiographiques	98
2.3.5	Elastographies des disques intervertébraux	100
2.4	Exploitation des données stéréoradiographiques	103

2.5	Exploitation des données de capture du mouvement	106
2.5.1	Traitement des trajectoires de marqueurs	107
2.5.2	Traitement des efforts extérieurs	110
2.5.3	Développement du modèle à segments rigides articulés	111
2.5.4	Personnalisation du modèle à segments rigides articulés	115
2.5.5	Processus d'analyses cinématiques et dynamiques	118
2.6	Conclusion et perspectives du protocole général	124
3	Analyse des données	127
3.1	Bilans cliniques	128
3.1.1	Objectifs et paramètres d'intérêt	128
3.1.2	Caractérisation des cohortes étudiées	128
3.1.3	Effet de la gym+	129
3.2	Bilans stéréoradiographiques	129
3.2.1	Objectifs et paramètres d'intérêt	129
3.2.2	Etude des mécanismes de l'extension axiale active du tronc	131
3.2.3	Analyse des consignes de la gym+	131
3.2.4	Effet de la gym+ sur les paramètres pelviens et rachidiens	132
3.3	Analyse de mouvements de la vie courante et gymniques	132
3.3.1	Objectifs et paramètres d'intérêt	132
3.3.2	Caractérisation de mouvements de la vie courante et gymniques	134
3.3.3	Effets de la gym+ sur le complexe spino-pelvien au cours des mouvements . . .	136
3.4	Auto-questionnaires	137
3.4.1	Objectifs	137
3.4.2	Cas de la population générale	137
3.4.3	Cas des gymnastes compétiteurs	138

III	Résultats	141
4	Analyse des bilans cliniques	143
4.1	Caractérisation des cohortes étudiées	144
4.2	Effet de la gym+	147
5	Analyse des bilans stéréoradiographiques	151
5.1	Etude des mécanismes de l'extension axiale active du tronc	152
5.2	Analyse des consignes de la gym+	155
5.3	Effet de la gym+ sur les paramètres pelviens et rachidiens	163
6	Analyse de mouvements de la vie courante et gymniques	173
6.1	Caractérisation cinématique et dynamique des mouvements	174
6.1.1	Mouvements de la vie courante	174
6.1.2	Mouvements de Gymnastique Artistique Masculine	177
6.1.3	Mouvements de Gymnastique Artistique Féminine	186
6.1.4	Mouvements de Gymnastique Rythmique	194
6.2	Effets de la gym+ sur le complexe spino-pelvien au cours des mouvements	201
7	Analyse des réponses aux auto-questionnaires	215
7.1	Cas de la population générale	216
7.2	Cas des gymnastes compétiteurs	218
IV	Discussion	221
8	Effet de la gym+ sur le complexe spino-pelvien vis-à-vis de la lombalgie	223
8.1	Cas de la population générale	224
8.1.1	Analyse croisée des résultats cliniques, stéréoradiographiques et cinématiques	224

8.1.2	Discussion	226
8.2	Cas des gymnastes compétiteurs	228
8.2.1	Analyse croisée des résultats cliniques et stéréoradiographiques	228
8.2.2	Discussion	229
9	Limites et perspectives du protocole de recherche	233
9.1	Limites du protocole de recherche	234
9.1.1	Protocole expérimental	234
9.1.2	Traitement et analyses des données	236
9.2	Perspectives	239
	Conclusion générale	243
	Bibliographie	249
V	Annexes	269
A	Tableaux de l'étude de la portée	271
B	Éléments complémentaires aux matériels et méthodes	325
B.1	Auto-questionnaires	325
B.2	Déroulé détaillé des examens cliniques	357
B.3	Jeu de marqueurs pour les simulations dynamiques du mouvement	361
B.4	Liste des mouvements fonctionnels	362
B.5	Acquisitions du mouvement : cas de la population générale	363
B.6	Acquisitions du mouvement : cas des gymnastes	365
C	Travaux préliminaires	367
C.1	Choix des positions à évaluer par stéréoradiographie	367

C.2	Filtre adaptatif : filtrage par analyse des résidus et fenêtre glissante	370
C.3	Evaluation de la cinématique du rachis du modèle à segments rigides articulés	374
C.4	Développements relatifs au calcul de la cinématique inverse	385
D	Communications scientifiques	389
D.1	Articles scientifiques	389
D.1.1	Sports Biomechanics, Novembre 2022	389
D.2	Communications orales	415
D.2.1	Congrès de la Société de Biomécanique, 2020	415
D.2.2	Congrès de la Société de Biomécanique, 2021	419
D.2.3	International Society of Biomechanics in Sports Conference, Liverpool 2022 . .	422

Première partie

Introduction

Introduction générale

Contexte

La lombalgie, communément appelée mal de dos, est particulièrement fréquente puisque selon l'Assurance Maladie, 84% des personnes connaissent un ou plusieurs épisodes de lombalgie dans leur vie [1]. La lombalgie n'est pas une maladie mais un symptôme qui se manifeste par une douleur perçue entre les côtes les plus basses et le haut des fesses (dans le « bas du dos ») et qui est souvent accompagnée de douleurs ou de troubles neurologiques, appelés sciatalgies, dans une voire dans les deux jambes [2, 3]. Ce symptôme peut être le résultat de différentes pathologies – on parlera alors de lombalgie spécifique — mais dans plus de 85% des cas une cause spécifique n'est pas identifiable et on parlera alors de lombalgie commune [2, 3]. Il existe un lien fort entre lombalgie et sédentarité. En effet, la sédentarisation de nos modes de vie (augmentation du temps passé assis ou allongé) participe significativement à la diminution de la musculature en l'absence d'une activité physique renforçant cette dernière [4]. Le fonctionnement des muscles de maintien tels que les muscles de la sangle abdominale et les érecteurs du rachis est en particulier impacté [4] ; leur niveau d'activation peut augmenter ou diminuer, ce qui a pour conséquence une rigidité et/ou un manque de stabilité du rachis [5]. Dans les deux cas, les contraintes mécaniques subies par les articulations intervertébrales augmentent, favorisant l'apparition de lombalgie [4, 5], indépendamment de d'autres facteurs pourvoyeurs de lombalgie (surpoids, facteurs psychosociaux, anomalies radiologiques, facteurs de risques professionnels *etc* [6]) . Dans la majorité des cas, les lombalgies guérissent en moins d'un mois (lombalgie aiguë), généralement sans consultation médicale [7]. Cependant dans 10% à 23% des cas, les lombalgies durent plus de trois mois (lombalgie chronique) [7] et, dans un cas sur dix, la lombalgie peut conduire à un déconditionnement, à la fois physique et psychologique, ayant des répercussions sociales et professionnelles [7]. Au-delà des enjeux médico-sociaux, l'Assurance Maladie pointe l'impact économique majeur des lombalgies qui entraînent des dépenses estimées à 661 millions d'euros pour la branche maladie et plus d'un milliard pour la branche accidents du travail/maladies professionnelles [8].

Dans les trente dernières années, les directives de pratiques cliniques pour les lombalgies ont changé. Aujourd'hui, l'auto-gestion, l'exercice physique, la psychologie, la kinésithérapie et l'ostéopathie ainsi que les médecines non-conventionnelles sont plus fréquemment indiqués que les traitements pharmacologiques prolongés et les traitements chirurgicaux (réservés à certaines formes compliquées de lombalgie) [9]. Il est également recommandé de rester actif et de poursuivre ses activités quotidiennes,

tandis que le repos était autrefois préconisé [9]. Cependant, il existe peu de recommandations sur la forme des exercices à privilégier [9]. De plus, force est de constater qu'il existe un écart entre les recommandations et les pratiques cliniques où les recours à l'imagerie médicale, aux opioïdes et à la chirurgie, sont non hiérarchisés et encore trop fréquents et beaucoup de soins non nécessaires sont ainsi engagés [9]. Ainsi, l'Assurance Maladie a déployé depuis 2017 un programme de sensibilisation (Fig. 1) pour promouvoir l'activité physique [10]. Le slogan « Mal de dos ? Le bon traitement, c'est le mouvement ! » vise à faire prendre conscience que l'activité physique est nécessaire pour entretenir la musculature du dos, mobiliser les articulations et ainsi prévenir et traiter la lombalgie [10]. Ces campagnes sont efficaces puisque selon une enquête d'opinion, 68% des sondés pensaient que le meilleur remède contre la lombalgie était le repos en 2017, contre 45% en 2022. En lien avec ce programme de sensibilisation, l'Assurance Maladie a développé une application, nommée « Activ'Dos », qui propose des exercices d'étirement ou de renforcement musculaire et qui montre les bonnes postures et les bons gestes du quotidien pour prendre soin de son dos [11]. Pour accompagner cette prise de conscience et cette évolution des comportements, les fédérations sportives ont un rôle très important à jouer, qui est favorisé par l'entrée en application au 1^{er} mars 2017 du décret relatif au sport sur ordonnance (Journal Officiel Décret 2016-1990). Même si l'Assurance Maladie ne rembourse pas encore cette prise en charge, certaines mutuelles et collectivités le font déjà [12]. Il y a donc fort à penser que cette pratique thérapeutique soit amenée à se développer dans les prochaines années.



FIGURE 1 – Exemple de support visuel utilisé dans le cadre du programme de sensibilisation déployé par l'Assurance Maladie.

La Fédération Française de Gymnastique

La gymnastique est l'un des sports olympiques les plus anciens puisqu'elle était pratiquée lors des jeux de la Grèce Antique. Le terme générique de gymnastique désignait alors diverses épreuves sportives telles que la lutte ou le saut au-dessus des taureaux [13]. La Gymnastique a ensuite connu un essor important au 19^{ème} siècle et la pratique de la gymnastique artistique avec des agrès a fait son apparition [13]. C'est à cette même époque (1873), que la Fédération Française de Gymnastique, doyenne de toutes les fédérations sportives, a été fondée et nommée Union des Sociétés de Gymnastique de France (USGF). Elle fût reconnue d'utilité publique dès 1903. La dénommée Fédération Française de Gymnastique (FFGym) est le fruit de la fusion, en 1945, de l'USGF, alors uniquement masculine, et de la Fédération Féminine Française de Gymnastique et d'Education Physique. La Gymnastique Artistique Masculine était présente dès les premiers Jeux Olympiques de 1896, mais les féminines n'ont fait leur apparition qu'en 1928 à Amsterdam [13].

En 1999, la fusion de la FFGym avec la Fédération Française de Trampoline et de Sports Acrobatiques a ajouté une discipline olympique aux activités sportives de la FFGym, le Trampoline, et deux nouvelles disciplines, le Tumbling et la Gymnastique Acrobatique. De son côté, la gymnastique rythmique s'est développée en URSS en 1940 et est devenue olympique en 1984 pour les individuels, et en 1996 pour les ensembles [13]. Aujourd'hui, la FFGym regroupe neuf disciplines (Fig. 2) puisque la Gymnastique Aérobie, le Teamgym et le Parkour ont rejoint la FFGym [14].

Les disciplines les plus populaires de la FFGym et qui sont étudiées dans le cadre de cette thèse sont la Gymnastique Artistique Féminine (GAF), la Gymnastique Artistique Masculine (GAM) et la Gymnastique Rythmique (GR). La GAF se pratique avec quatre agrès : le sol, le saut, les barres asymétriques et la poutre. La GAM se pratique quant à elle avec six agrès : le sol, le saut, les arçons, les anneaux, les barres parallèles et la barre fixe. En compétition, le ou la gymnaste peut concourir pour un unique agrès ou pour l'ensemble des agrès dans le cadre du concours général. Au sol, les gymnastes s'exécutent sur un praticable. Il s'agit le plus souvent d'un plancher en bois posé sur des ressorts et recouvert de mousse et d'une moquette permettant une surface d'évolution dynamique de 12 mètres par 12 mètres. Les gymnastes féminines réalisent en musique une performance qui ne doit pas dépasser 90 secondes et composée de séries acrobatiques et de passages chorégraphiques. Les gymnastes masculins réalisent eux, sans accompagnement musical, un enchaînement qui ne doit pas dépasser 70

secondes et comprend des séries acrobatiques et des éléments de force, de maintien et de souplesse. La Gymnastique Rythmique (GR), anciennement Gymnastique Rythmique et Sportive (GRS), est une discipline différente qui se pratique en musique, soit en individuelle soit en ensemble, à l'aide d'engins (le cerceau, le ballon, les massues, le ruban, la corde). Les GR évoluent sur un praticable qui, à la différence de celui de GAF et de GAM, est composé uniquement d'un plancher et d'une moquette. Les six autres disciplines de la FFGym ont également leurs spécificités mais toutes demandent force, souplesse et équilibre.

En 2023 la Fédération recensait 323 477 licenciés¹ et 1668 clubs répartis sur le territoire français métropolitain et les départements et territoires d'outre-mer (DOM-TOM), ce qui en fait un sport très populaire. Différentes structures, affiliées à la FFGym et pilotées par la direction technique nationale, ont pour objectif la détection, la formation et le perfectionnement des gymnastes engagés dans les filières compétitives. Ainsi, les clubs formateurs sont engagés dans la formation des gymnastes, les pôles Espoirs et les centres de formation TOP 12 GAF et GAM assurent l'accession progressive au Haut Niveau, et les pôles France accueillent les sportifs des catégories Élite, Jeune et Senior. Les préconisations de volume horaire délivrées par la FFGym pour les structures accompagnant les élites sont les suivantes : 25 à 30 heures par semaine en GAF, 28 à 35 heures par semaine en GAM et 25 à 35 heures par semaine en GR.

La FFGym reçoit une délégation de service public de la part du Ministère chargé des Sports pour assurer le développement de ses neuf disciplines sur l'ensemble de la France. La FFGym est ainsi tenue de jouer un rôle social et sociétal par le sport. Elle se donne pour mission d'atteindre les podiums internationaux tout en protégeant la santé des compétiteurs. Mais elle a également pour objectif de rendre la gymnastique accessible au plus grand nombre et de répondre aux attentes des personnes qui souhaitent pratiquer une activité physique pour leur santé.

Ainsi, au-delà de ses quatre disciplines olympiques (GAM, GAF, GR et Trampoline), de ses trois disciplines reconnues de haut-niveau (Tumbling, Gymnastique Aérobie et Parkour) et de ses deux autres disciplines compétitives (Gymnastique Acrobatique et Teamgym), la FFGym développe des activités de loisirs accessibles à tous : la baby gym, à destination des enfants de 15 mois à 6 ans, la scéno, pratique collective puisant ses contenus dans les différentes disciplines de la FFGym, et la gym+, l'activité sport santé de la Fédération.

1. Parmi ses 323 477 licenciés, la FFGym comptait en 2023 5% de GAM, 43% de GAF et 11% de GR.

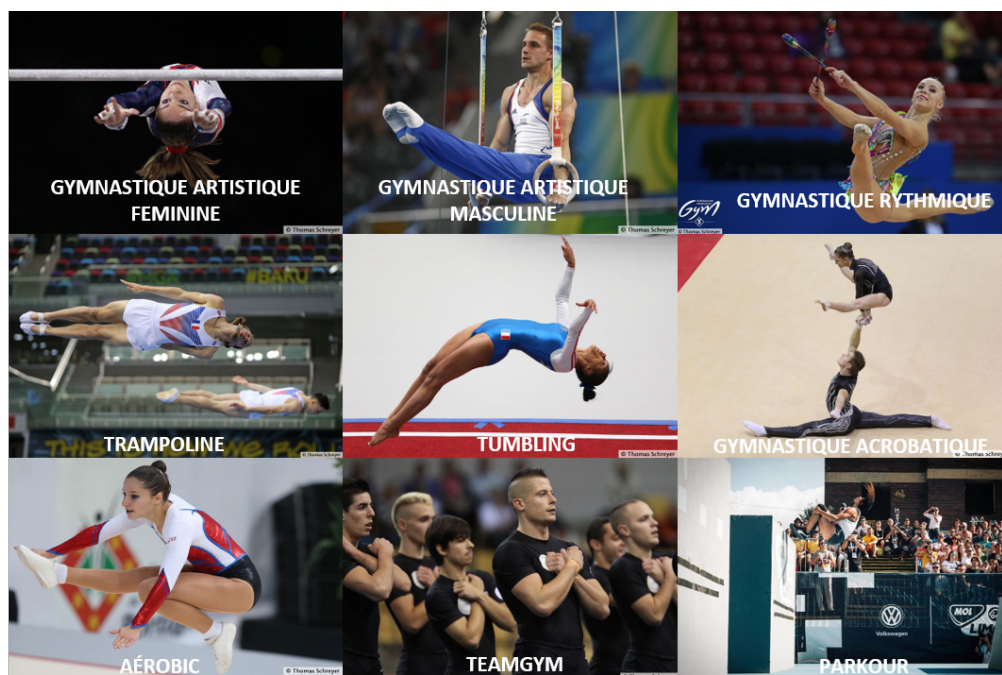


FIGURE 2 – Illustration des neuf disciplines de la Fédération Française de Gymnastique [14].

gym+, un programme d'entraînement postural et musculaire développé par la FFGym

Il a été souligné dans la première section de la présente introduction que la lombalgie touchait particulièrement la population générale. Par ailleurs, l'encadrement médical de la FFGym a pu constater de nombreux cas de lombalgie chez les gymnastes de haut-niveau, en lien avec leur pratique sportive qui sollicite fortement le rachis lombaire par la répétition fréquente de forts impacts au sol et de mouvements de flexion-extension de grande amplitude et à vitesse de sollicitation élevée [15, 16]. Fort de ces constats, la Fédération Française de Gymnastique (FFGym) a choisi de s'orienter vers la prévention de la lombalgie afin de veiller à l'intégrité physique de ses athlètes et de mettre son expertise au service des personnes souhaitant pratiquer une activité physique pour leur santé. En effet, les éléments caractéristiques de la gymnastique – renforcement de la sangle abdominale et des érecteurs du rachis, « recherche des alignements » et « amélioration de la proprioception » (suivant le vocabulaire gymnique) – sont des éléments connus pour être associés à une réduction du risque de lombalgie.

La FFGym a ainsi développé, en s'appuyant sur des experts (médecins, kinésithérapeutes, cadres techniques de la FFGym et Institut De Gasquet), un programme de renforcement musculaire spé-

cifique : le programme gym+. Ce programme est centré sur l'amélioration de la santé avec un axe majeur : la prévention des lombalgies. Ce programme d'activité adaptée tient compte des capacités et des fragilités du pratiquant. Il vise ainsi à être décliné pour des populations de personnes sédentaires, des pratiquants loisirs ou des gymnastes compétiteurs. La gym+ est donc un concept transversal, et peut être pratiquée comme sport principal ou de complément dans le cadre d'une pratique de loisir, ou encore être intégrée dans la préparation physique des gymnastes de haut-niveau. Les séances sont construites à partir d'une base de plus de 1000 exercices qui sont inspirés des différentes disciplines de la FFGym (Fig. 3). La gym+ ayant pour axe majeur la prévention des lombalgies, les exercices visent le renforcement des muscles profonds de la sangle abdominale et des érecteurs du rachis à travers un travail portant sur la posture, la respiration et l'engagement des muscles profonds du bassin. Chaque exercice intègre ainsi la combinaison de consignes d'auto-grandissement, d'expiration forcée et de contraction du périnée.



FIGURE 3 – Illustrations d'exercices du programme gym+

Les séances sont encadrées par des entraîneurs qui ont reçu une formation et un diplôme spécifique, il ne s'agit pas simplement d'un complément de formation. La formation gym+ est ouverte aux professionnels (titulaire d'un diplôme permettant l'encadrement contre rémunération des activités de la gymnastique ou d'un diplôme d'état de kinésithérapeute) et aux bénévoles (ayant encadré pendant a minima trois ans des activités gymniques) réussissant le test d'entrée. Elle consiste en 95 heures de

formation à l'issue desquelles le coach gym+ maîtrise les spécificités de la méthode APOR (Approche Posturo Respiratoire – De Gasquet) et connaît les spécificités des pratiquants ayant une ALD (Affection de Longue Durée). En 2023, 225 coachs gym+ sont en activité et 325 clubs proposent l'activité gym+ pour un total de 6 392 licenciés gym+ (licenciés pour qui la gym+ est une spécialité principale, ou secondaire en complément d'une autre discipline gymnique)².

Une application numérique nommée coach gym+ et recensant la banque d'exercices gym+ a été conçue spécialement pour les coachs gym+. Elle leur permet de construire des séances respectant les caractéristiques du groupe et les spécificités individuelles des participants en proposant des exercices et des variantes avec plus ou moins de difficulté. Une seconde application numérique, nommée gym+ licenciés et à destination des pratiquants, a été développée. Elle permet au pratiquant d'effectuer des séances complémentaires, en autonomie, en proposant des exercices ciblés en fonction de ce qu'il a été capable de réaliser lors des séances encadrées.

Bilan et organisation du manuscrit

La FFGym était soucieuse de s'investir dans le domaine de la pratique sportive pour la santé. Par ailleurs, la FFGym était consciente de la nécessité de préserver l'intégrité physique des gymnastes et en particulier de protéger le rachis lombaire des gymnastes compétiteurs. Ainsi, forte de son expertise la FFGym, a développé un programme de renforcement musculaire et d'entraînement postural, le programme gym+, dont l'objectif principal est la prévention des lombalgies. Ce programme a la particularité d'être transversal, il peut être décliné pour des personnes sédentaires, des pratiquants loisirs ou des gymnastes compétiteurs dans le cadre de leur préparation physique.

Afin d'évaluer le niveau d'efficacité de la gym+ sur la lombalgie et d'améliorer les consignes des exercices de la gym+, la FFGym s'est tournée vers l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak (IBHGC). Cette collaboration a conduit à l'élaboration d'un projet de recherche et à la présente thèse CIFRE.

A la suite de cette introduction, l'état de l'art permet d'appréhender le contexte dans lequel s'inscrit cette thèse et de formuler les objectifs précis de ce travail au regard des verrous scientifiques identifiés (chapitre 1). Le protocole de recherche complet permettant l'acquisition de données et leur traitement

2. Parmi ses licenciés gym+, la FFGym comptait en 2023 16% de licenciés de moins de 17ans, 32% de licenciés de 18-50 ans et 52% de licenciés de plus de 51 ans. Par ailleurs, il s'agissait pour 88% de femmes et pour 12% d'hommes.

(chapitre 2), ainsi que les méthodes employées pour l'analyse des données (chapitre 3), sont ensuite détaillés. Puis, trois chapitres sont respectivement consacrés à :

- l'analyse de données cliniques (chapitre 4)
- l'analyse de données d'imagerie (chapitre 5)
- l'analyse de mouvements gymniques et de la vie courante (chapitre 6)
- l'analyse de réponses issues d'auto-questionnaires (chapitre 7)

Le manuscrit se poursuit par une discussion, qui s'intéresse à l'effet de la gym+ sur le complexe spino-pelvien vis à vis de la lombalgie (chapitre 8), avant de dresser les limites et les perspectives de ce travail de thèse (chapitre 9). Le document se termine par une conclusion générale, s'attardant plus particulièrement sur le transfert des résultats vers le terrain.

Chapitre 1

Etat de l’art et objectifs

Contenu

Contexte	20
La Fédération Française de Gymnastique (FFGym)	22
gym+, un programme d’entraînement postural et musculaire développé par la FFGym . . .	24
Bilan et organisation du manuscrit	26

Afin de positionner cette thèse dans son contexte clinique, sociétal, et méthodologique, ce chapitre sur l'état de l'art est présenté sous la forme de trois sections : la première section (section 1.1) vise à comprendre les enjeux de la thèse dans son contexte clinique, sportif et sociétal ; la seconde section (section 1.2) fait un tour d'horizon des connaissances actuelles en biomécanique de la gymnastique à travers une revue de la portée ; enfin, la troisième section (section 1.3) est consacrée à la littérature dans le domaine de la modélisation musculosquelettique du rachis lombaire puisqu'il s'agit d'une approche proposée dans la thèse. Enfin, au regard des éléments contextuels et de la littérature présentés dans ce chapitre, une dernière section (section 1.4) expose les objectifs spécifiques de la thèse.

1.1 Eléments de contexte

1.1.1 Introduction

Dans un premier temps, l'anatomie morphologique, statique et fonctionnelle du complexe spino-pelvien est décrite pour permettre au lecteur de comprendre l'origine des lombalgies. Une deuxième partie présente tout d'abord ce qu'est la lombalgie et pourquoi elle est le sujet de tant de préoccupations à travers le monde. Cette seconde partie s'intéresse ensuite aux méthodes actuelles de traitement de la lombalgie. Dans une troisième partie, la lombalgie dans le cadre de la gymnastique est spécifiquement considérée. Enfin, une dernière partie montre l'intérêt d'un programme de renforcement musculaire et d'entraînement postural spécifique pour prévenir la lombalgie, que ce soit pour la population générale ou pour les gymnastes compétiteurs.

1.1.2 Le complexe spino-pelvien

La thèse s'intéressant au rachis lombaire dans le cadre de mouvements quotidiens et de mouvements gymniques, il semble naturel de faire de prime abord quelques rappels anatomiques. Cette partie décrit donc brièvement le complexe spino-pelvien, formé de la colonne vertébrale¹ et du pelvis, sur le plan morphologique, statique et fonctionnel.

1. Les termes de « colonne vertébrale » ou de « rachis » sont employés indifféremment dans ce manuscrit. Le terme de « rachis » n'est pas un terme anatomique mais il est largement employé en clinique et correspond à la « colonne vertébrale ».

Anatomie morphologique

Le rachis (Fig. 1.1) est divisé en quatre régions [17] :

- la région cervicale composée de sept vertèbres (nommées C1 à C7, à partir de la plus haute puis en descendant)
- la région thoracique composée de douze vertèbres (nommées T1 à T12, à partir de la plus haute puis en descendant)
- la région lombaire composée de cinq vertèbres (nommées L1 à L5, à partir de la plus haute puis en descendant)
- la région pelvienne, composée de deux os uniquement, le sacrum qui résulte de la fusion des cinq vertèbres sacrées et le coccyx.

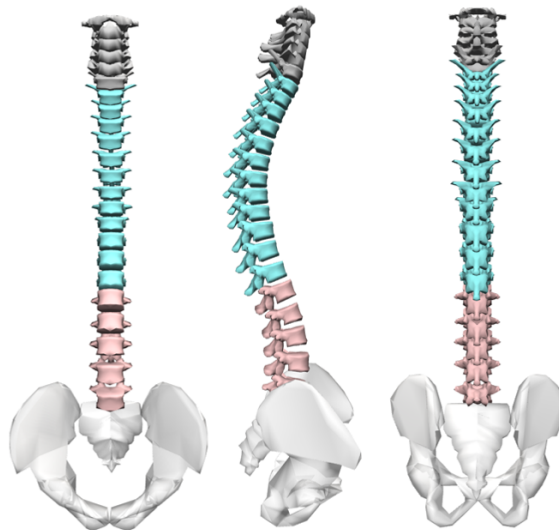


FIGURE 1.1 – Le rachis et le pelvis : vue de face, de profil et de dos. En gris les vertèbres cervicales, en bleu les vertèbres thoraciques et en rouge les vertèbres lombaires.

Le bassin, autrement appelé pelvis, est quant à lui composé de deux os iliaques, symétriquement positionnés par rapport au plan sagittal du sacrum. Les os iliaques présentent un acétabulum chacun, permettant l'articulation avec le fémur au niveau de sa tête fémorale.

Une vertèbre (à l'exception de C1 et C2 qui ont une anatomie propre) est constituée d'un corps vertébral auquel est attaché postérieurement, par le biais de deux pédicules, un arc vertébral (Fig. 1.2) [17]. Les corps vertébraux et les arcs vertébraux de deux vertèbres adjacentes sont articulés. L'articulation entre arcs vertébraux implique les apophyses articulaires qui agissent comme un pivot entre

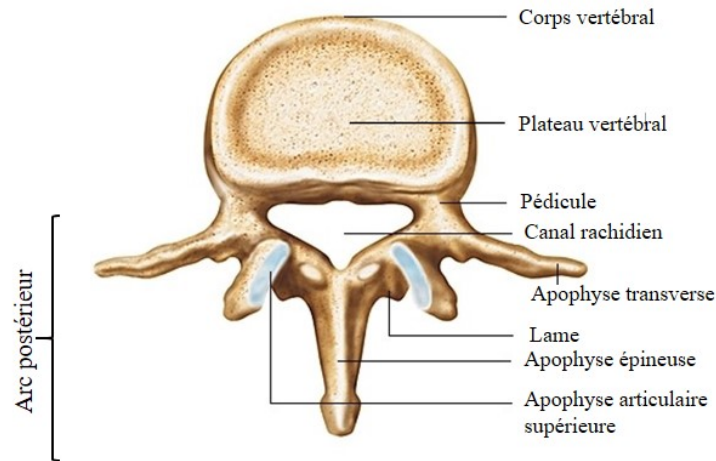


FIGURE 1.2 – Vue supérieure d'une vertèbre lombaire [www.larousse.fr].

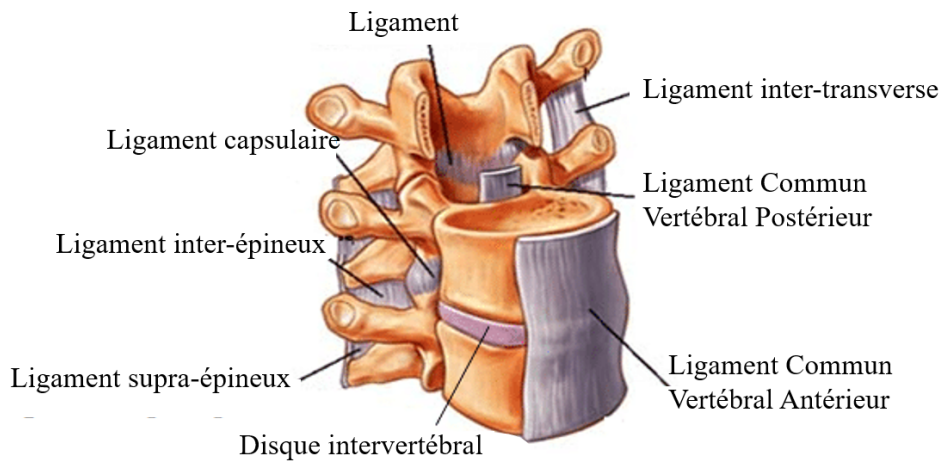


FIGURE 1.3 – Schéma d'une unité fonctionnelle lombaire [issu de la thèse de Moncef GHISS].

deux vertèbres adjacentes et s'articulent via des surfaces recouvertes de cartilage [17]. L'articulation entre deux corps vertébraux adjacents (sauf entre C1 et C2) est formée de deux plateaux vertébraux cartilagineux reliés par un disque intervertébral [17]. Les disques intervertébraux sont constitués d'un anneau fibreux externe, l'annulus fibrosus, et d'un noyau gélatineux interne, le nucleus pulposus [18]. Dans la région lombaire, les disques intervertébraux ont une épaisseur variant de 7 à 10 mm et un diamètre d'environ 4 cm dans le plan sagittal [19]. L'ensemble comprenant deux vertèbres adjacentes et leur disque intervertébral, ainsi que le système musculaire et ligamentaire liant les deux vertèbres,

forment une unité fonctionnelle du rachis (Fig. 1.3).

Anatomie statique

L'alignement sagittal de la colonne vertébrale, du pelvis et du sacrum revêt une importance capitale puisqu'il permet à l'homme de se tenir debout et de se déplacer en dépensant le moins d'énergie possible [20, 21]. Pour permettre cet équilibre, appelé équilibre sagittal, la colonne vertébrale présente quatre courbures dans le plan sagittal (Fig. 1.1). La courbure du sacrum est fixe ; celle de la région lombaire, appelée lordose lombaire, est concave ; celle de la région thoracique, appelée cyphose thoracique, est convexe ; et celle de la région cervicale, appelée lordose cervicale, est concave [22]. Ces courbures augmentent la résistance de la colonne vertébrale aux forces axiales auxquelles elle est soumise et accroissent l'efficacité de la musculature du rachis [22]. Ces courbures sont uniques pour chaque individu [23] bien que des auteurs aient présenté des stéréotypes de l'équilibre sagittal, fonction des paramètres positionnels du bassin et des courbures rachidiennes [24] (Fig. 1.4).

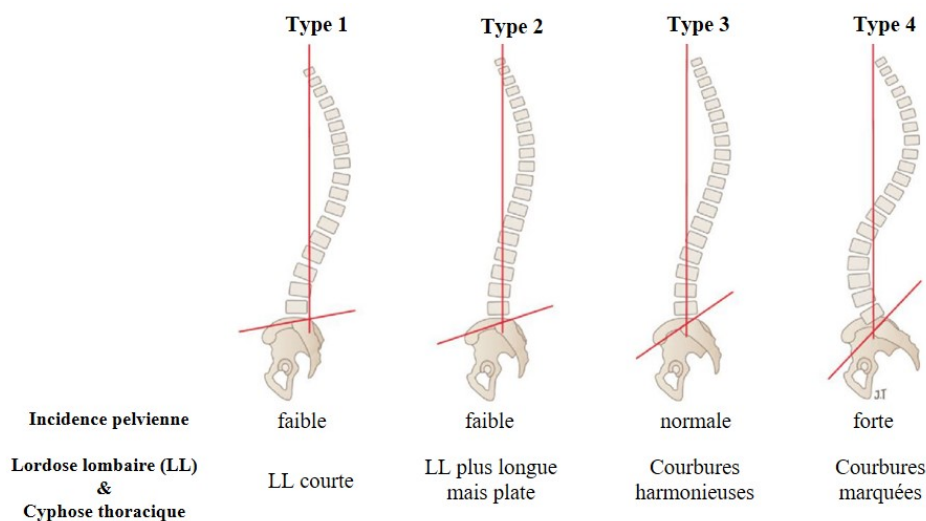


FIGURE 1.4 – Illustration des quatre types de rachis selon la classification de Roussouly [24, 25]

Les paramètres de l'équilibre sagittal, qui sont communément utilisés en clinique, et qui seront considérés dans la présente thèse, sont définis comme suit :

- La cyphose thoracique est l'angle entre le plateau supérieur de T1 et le plateau inférieur de T12 (Fig. 1.5).
- La cyphose thoracique T4-T12 est l'angle entre le plateau supérieur de T4 et le plateau inférieur

de T12.

- La lordose lombaire est l'angle entre le plateau supérieur de la vertèbre L1 et le plateau inférieur de la vertèbre L5 (Fig. 1.5).
- La lordose lombo-sacrale est l'angle entre le plateau vertébral supérieur de L1 et la base du sacrum de S1, appelé plateau sacré (Fig. 1.5).

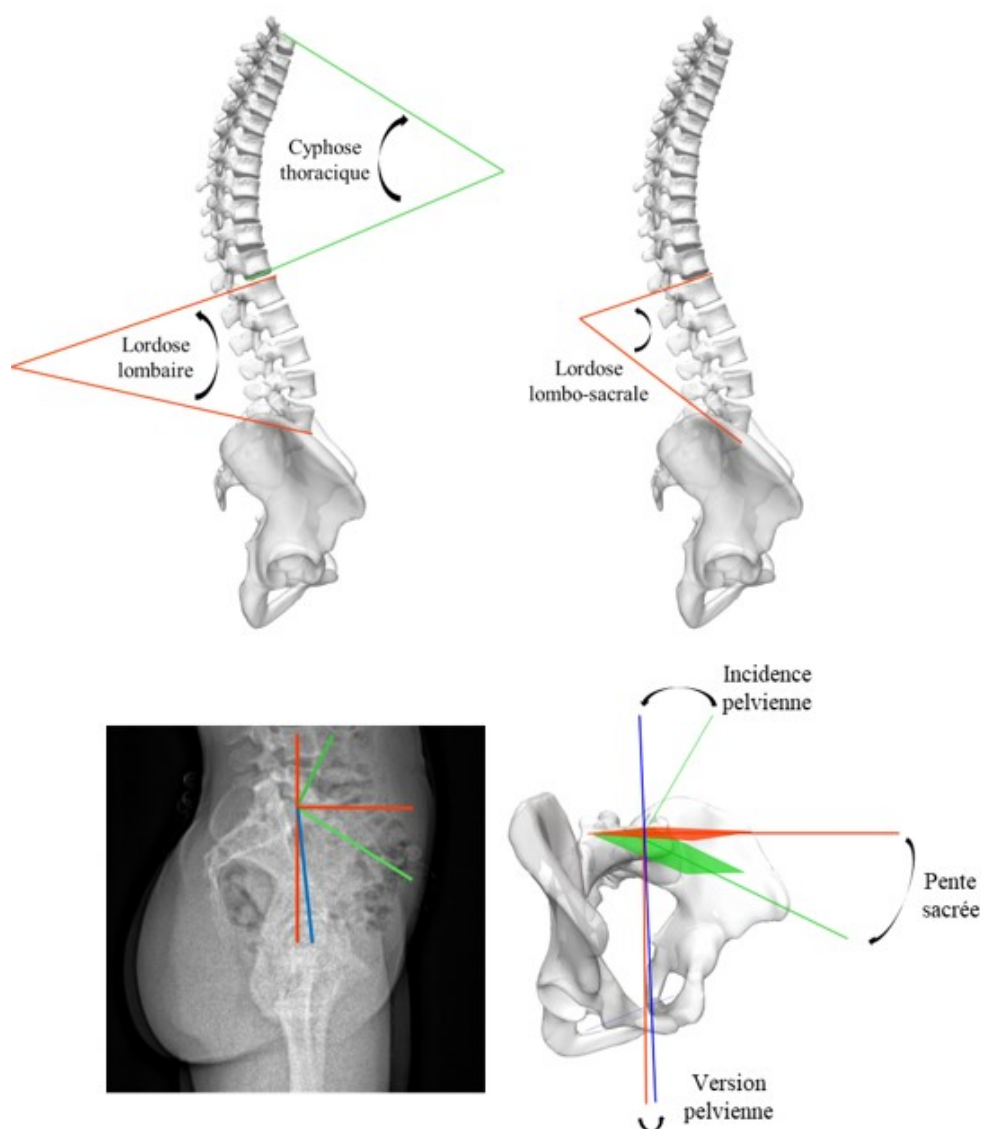


FIGURE 1.5 – Illustration des paramètres rachidiens : lordose lombo-sacrale, lordose lombaire et cyphose thoracique ; et des paramètres pelviens : pente sacrée, version pelvienne et incidence pelvienne (considérations en deux dimensions sur une stréoradiographie en vue sagittale et considérations en trois dimensions).

Le pelvis supporte le tronc et le plateau sacré est ainsi la base du rachis. Chez le sujet sain, les vertèbres sont toutes alignées avec le pelvis dans le plan frontal suivant un axe médian qui passe par le milieu du sacrum et la symphyse pubienne ; de plus le pelvis est horizontal [21]. Cependant, dans le plan sagittal, la position et l'orientation du pelvis sont plus complexes et l'équilibre de l'ensemble de la colonne vertébrale en dépend. La position du pelvis, relativement aux articulations de la hanche et du sacrum, est ainsi principalement caractérisée par trois paramètres définis comme suit [21, 23, 26, 27] (Fig. 1.5) :

- La pente sacrée est l'angle entre le plan horizontal et le plan du plateau sacré.
- La version pelvienne est l'angle entre un axe vertical et la droite joignant le milieu du plateau sacré et le milieu de l'axe joignant les deux acétabulums.
- L'incidence pelvienne est l'angle entre la direction normale au plan du plateau sacré et la droite joignant le milieu du plateau sacré et le milieu de l'axe joignant les deux acétabulums.

Ce dernier paramètre, l'incidence pelvienne, est décrit dans la littérature comme un paramètre morphologique ne dépendant pas de la position du bassin dans l'espace (à la différence de la version pelvienne et de la pente sacrée évoluant avec la rotation du bassin autour des têtes fémorales) [20, 28]. L'incidence pelvienne, qui décrit la position du plateau sacré relativement aux têtes fémorales, serait donc fixe une fois la croissance terminée puisque la mobilité de l'articulation sacro-iliaque est considérée négligeable [28]. Elle aurait ainsi une importance clef dans l'équilibre sagittal puisque de sa valeur dépendrait la pente sacrée et donc la lordose lombaire [23, 28]. En effet, une incidence pelvienne faible implique une pente sacrée faible ; à l'inverse une grande incidence pelvienne est le signe d'une pente sacrée plus importante. Mathématiquement, l'incidence pelvienne est la somme de la pente sacrée et de la version pelvienne [26].

Anatomie fonctionnelle

La colonne vertébrale, qui de par sa structure est à la fois rigide et souple, remplit deux fonctions principales : supporter le tronc et protéger la moelle épinière [27]. La colonne vertébrale permet également au tronc d'effectuer des mouvements, elle peut être vue comme une seule articulation avec trois degrés de liberté, la flexion-extension (plan sagittal), la déviation latérale (plan frontal) et la rotation axiale (plan transverse) [17]. L'amplitude de mouvement de la colonne vertébrale est de l'ordre de 250° en flexion-extension, 75°-85° en déviation latérale (de chaque côté) et de 90° en rotation axiale

[17]. Une telle amplitude de mouvement est rendue possible par la contribution élémentaire des 25 articulations intervertébrales qui sont chacune dotées de six degrés de liberté, trois rotations et trois translations [29]. Par exemple, lors d'un mouvement de flexion ou d'extension du rachis lombaire, un mouvement de rotation et de translation a lieu dans le plan sagittal entre deux vertèbres adjacentes, ce qui implique un centre instantané de rotation évoluant au cours du mouvement [30]. Cependant, ce mouvement composite peut tout de même être décrit géométriquement comme une simple rotation autour d'un axe fixe situé quelque part entre la vertèbre supérieure et inférieure [30]. Ainsi, les articulations intervertébrales peuvent être assimilées à de simples rotules dotées de trois degrés de liberté (flexion-extension, déviation latérale et rotation axiale). Les différentes régions de la colonne vertébrale ne contribuent pas identiquement aux mouvements. La contribution de chaque région dépend de chaque individu mais des tendances ont pu être observées ; le tableau 1.1 donne un aperçu de la contribution de chaque région [22].

TABLEAU 1.1 – Amplitude maximale de mouvement de chaque région du rachis pour la flexion, l'extension, la déviation latérale et la rotation axiale.

	Flexion	Extension	Déviation latérale	Rotation axiale
Lombaire	60°	20°	20°	5°
Thoracique	45°	40°	20°	35°
Cervicale	40°	60°	35°-45°	45°-50°

Le poids du corps et la tension exercée par les muscles attachés au rachis soumettent le rachis à des forces. Ces forces sont principalement des forces de compression mais elles sont de nature plus complexe lors de mouvements [17]. La répartition de la transmission des forces entre les structures antérieures du rachis (corps vertébraux et disques intervertébraux) et postérieures (arcs postérieurs) dépend en partie de la posture. En position neutre, une grande partie des forces (84%) est transmise à travers les structures antérieures du rachis, en flexion, l'ensemble des forces est transmis à travers les structures antérieures du rachis et lors d'une extension du rachis lombaire, des contraintes sont transmises à travers l'arc postérieur des vertèbres [27].

Le rachis est doté d'un système de stabilisation permettant de maintenir les éléments intervertébraux dans une amplitude physiologique et donc de protéger les tissus [15, 31]. Ce système implique principalement des muscles profonds, dits stabilisateurs [31]. La stabilisation du rachis nécessitant une

contraction continue et à faible niveau de force, les muscles stabilisateurs ont des insertions proches des articulations, leurs bras de leviers sont courts et les sections transverses sont importantes [32]. En particulier, les muscles para-spinaux (notamment le multifide) et les muscles profonds de la sangle abdominale (notamment le transverse) sont amenés à se co-contracter pour rigidifier le tronc et contrôler les mouvements intervertébraux [32, 33] (Fig. 1.6). Le transverse est la couche la plus profonde des trois couches de muscles appelés abdominaux. Il s'accroche sur les vertèbres et tapisse toute la hauteur de l'abdomen, les fibres musculaires adoptant une direction horizontale. Le multifide est le plus médial des muscles para-spinaux, parcourant le rachis de la région sacrée à la région cervicale, il est composé de faisceaux de longueurs variables qui relient des vertèbres adjacentes mais aussi des vertèbres séparées de deux, trois ou quatre niveaux vertébraux [34]. De plus, il a été montré que le périnée a également un rôle important dans la stabilisation du système spino-pelvien et qu'un dysfonctionnement du périnée est associé à la lombalgie [35]. Le périnée, aussi appelé planché pelvien, est un groupe de muscles qui s'étend de la symphyse pubienne au coccyx [35] et qui a également pour rôle de soutenir les organes du bassin (vessie, rectum et utérus chez la femme) [35].

Le pelvis a également un rôle mécanique important puisqu'il permet de transmettre le poids du haut du corps (tête, tronc, membres supérieurs) aux membres inférieurs [36]. Cette transmission est rendue possible par les six articulations du pelvis. L'articulation lumbo-sacrée lie le sacrum au rachis et les hanches lient le sacrum aux membres inférieurs. Les os iliaques du bassin sont reliés par trois articulations (Fig. 1.6) : la symphyse pubienne reliant les deux os du pubis et deux articulations sacro-iliaques articulant le pelvis et le sacrum [36]. Ces trois articulations permettent des déplacements de quelques millimètres seulement mais qui favorisent l'absorption des contraintes auxquelles le bassin est soumis [37]. Ainsi, les articulations sacro-iliaques permettent des mouvements de nutation (recul et élévation de la pointe du coccyx, et avancée et abaissement du plateau sacré) et de contre nutation (verticalisation du sacrum : avancée et abaissement de la pointe du coccyx, et recul et élévation du plateau sacré) [22](Fig. 1.6). La symphyse pubienne est constituée d'un fibro-cartilage très solide qui permet très peu de mobilité que ce soit en traction, compression, torsion ou cisaillement [22]. Cependant, la nutation et la contre nutation participent à la physiologie de l'accouchement et les os du pubis peuvent s'écarter grâce à la symphyse pubienne à la fin de la grossesse et pendant l'accouchement [22]. En lien avec les fonctions de grossesse et d'accouchement, le bassin féminin est plus large et évasé que le bassin masculin [22].

Grâce aux hanches le bassin peut basculer en avant, il s'agit d'une antéversion, ou en arrière, il s'agit d'une rétroversion (Fig. 1.6). En position debout érigée, une antéversion du bassin entraîne une augmentation de la lordose lombaire et à l'inverse, une rétroversion diminuera la lordose lombaire. De manière générale, tout mouvement du bassin modifie les trois courbures vertébrales [23]. D'un point de vue musculaire, la rétroversion et l'antéversion impliquent la portion supérieure du grand fessier qui joue donc un rôle important dans la stabilisation du bassin [38]. La rétroversion du bassin implique également le transverse et met plus particulièrement en jeu la portion inférieure du grand fessier et les ischio-jambiers [38, 39]. L'antéversion du bassin implique quant à elle le multifide et les érecteurs du rachis ainsi que le droit fémoral (chef musculaire du quadriceps) et l'ilio-psoas [38, 39]. Ainsi, les mouvements d'antéversion et de rétroversion du bassin sollicitent les muscles profonds et stabilisateurs du rachis, le multifide et le transverse respectivement [39].

À RETENIR

- Le rachis est constitué de **cinq vertèbres lombaires**, douze thoraciques et sept cervicales.
- Les vertèbres lombaires forment une courbure appelée **lordose lombaire** qui participe à l'**équilibre sagittal**.
- La position du pelvis participe également à l'équilibre sagittal et est caractérisée par trois paramètres que sont : la **pente sacrée**, la **version pelvienne** et l'**incidence pelvienne**.
- Le rachis est doté d'un système de stabilisation impliquant en particulier une co-contraction du **multifide** et du **transverse**.
- Grâce aux hanches le bassin peut réaliser une **antéversion** (basculer en avant) ou une **rétroversion** (basculer en arrière).
- D'un point de vue musculaire, l'**antéversion** du bassin implique le **multifide** et les **érecteurs du rachis** ainsi que le grand fessier, le droit fémoral et l'ilio-psoas et la **rétroversion** implique le **transverse** ainsi que le grand fessier et les ischio-jambiers.

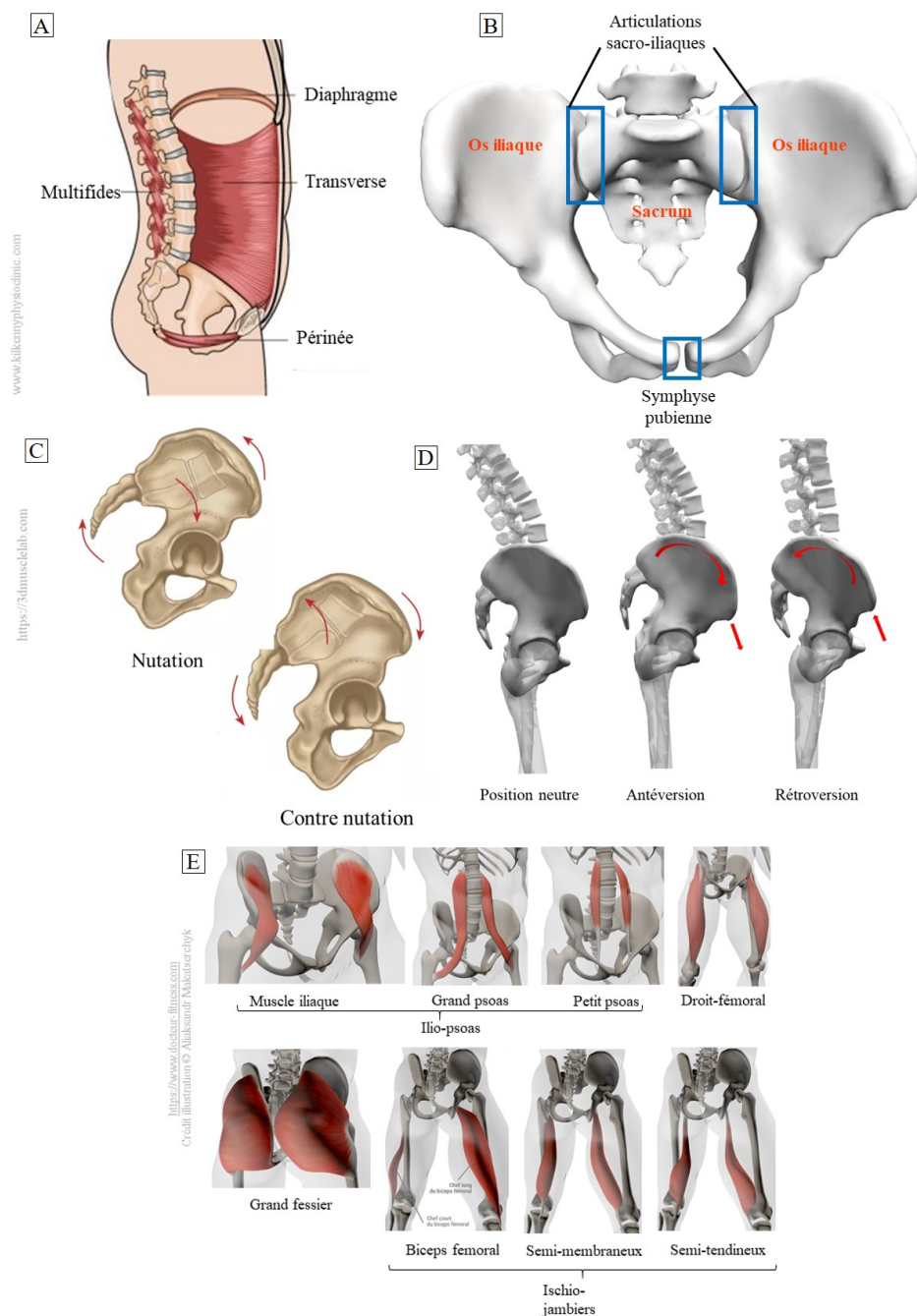


FIGURE 1.6 – (A) Illustration des principaux muscles impliqués dans la stabilisation du tronc : péri-née, transverse et multifides. (B) Illustration des articulations du pelvis : articulations sacro-iliaques et symphyse pubienne. (C) Schéma représentant les mouvements de nutation et de contre nutation au niveau de l’articulation sacro-iliaque. (D) Schéma représentant un mouvement d’antéversion et de rétroversion du bassin par rapport à la position neutre. (E) Illustrations des principaux muscles impliqués dans l’antéversion et la rétroversion du bassin.

1.1.3 La lombalgie : cause, données épidémiologiques et traitements

Cette partie s'intéresse à la lombalgie dans la population générale et repose principalement sur une série de deux revues de la littérature, fruits du travail d'une équipe d'experts internationaux en 2018 [3, 9]. La première définit la lombalgie, ses causes et ses conséquences au niveau mondial [3] tandis que la seconde fait l'état des lieux de l'efficacité des moyens actuels pour prévenir et traiter la lombalgie et adresse des recommandations [9].

Définition et cause de la lombalgie

La lombalgie n'est pas une maladie mais un symptôme se manifestant par une douleur, de plus de 24 heures, localisée dans le bas du dos, entre la côte la plus basse et le pli sous fessier, avec ou sans douleur au niveau des membres inférieurs [2, 40]. Dans plus de 85% des cas une cause spécifique n'est pas identifiable, on parle de lombalgie commune [2, 3]. Il existe cependant un certain nombre de maladies ou d'anormalités pouvant être à l'origine de lombalgie, en particulier au niveau des disques intervertébraux (dégénération, rupture et déplacement), des apophyses articulaires et des plateaux vertébraux (Fig. 1.2) [3, 41]. Des fractures vertébrales, des troubles inflammatoires, des tumeurs malignes et des anormalités intra-abdominales peuvent également déclencher des épisodes de lombalgie [3].

Plusieurs hypothèses ont été proposées dans la littérature pour expliquer la naissance de pathologies spécifiques du rachis ou l'apparition de lombalgie commune.

D'une part, il est aujourd'hui reconnu que des facteurs liés au mode de vie (en particulier la sédentarité), psychologiques, sociaux, biophysiques, génétiques et des comorbidités peuvent accroître la prédisposition à la lombalgie et/ou influencer sur la douleur et l'invalidité [3].

D'autre part, certains types de mouvements engendrent des contraintes mécaniques spécifiques au niveau du rachis lombaire qui sont susceptibles d'endommager les tissus du rachis. Ainsi, des forces de compression excessives peuvent engendrer des fractures des vertèbres ; une flexion accentuée du rachis lombaire génère des forces de traction importantes au niveau des apophyses articulaires ; une hyperextension génère des forces de compression au niveau des apophyses articulaires et pince les disques intervertébraux ; et la répétition de mouvements de flexion et d'extension engendre des contraintes importantes au niveau des lames des vertèbres pouvant conduire à des fractures [41]. La répétition de ces contraintes est d'autant plus susceptible d'endommager les tissus. Les mécanismes

de détérioration des tissus du rachis lombaire sont davantage détaillés dans le cadre de la partie s'intéressant aux contraintes mécaniques exercées au niveau du rachis lombaire en gymnastique (partie 1.1.4). Cependant, il a été montré que la distribution des forces entre et au sein des tissus dépend de la manière dont la personne bouge. En fonction de la posture, jouant sur l'orientation des vertèbres, mais aussi de la vitesse et de la durée du mouvement, les contraintes mécaniques exercées sur les différents tissus sont différentes ; d'où l'importance de bien utiliser son dos en exerçant le bon mouvement et d'adopter la bonne posture [41].

Par ailleurs, dans le cas de lombalgie, les muscles stabilisateurs du rachis seraient moins forts, plus fatigables et donc moins aptes à stabiliser les unités fonctionnelles lombaires [2, 42]. De plus, le niveau d'activation des muscles profonds stabilisateurs du rachis se verrait augmenter ou diminuer. En cas d'augmentation du niveau d'activation musculaire, l'augmentation des contractions musculaires accroît les contraintes de compression sur les articulations intervertébrales [43]. En cas de diminution du niveau d'activation musculaire, le manque de contrôle des mouvements intervertébraux accroît les contraintes sur les tissus [43]. Dans certains cas, il peut y avoir une augmentation du niveau d'activation de certains muscles et une inhibition de d'autres entraînant à la fois une rigidité du rachis et un manque de stabilité [43].

Enfin, il a été montré que lors d'un mouvement de flexion du tronc, le comportement du rachis lombaire différait entre des personnes souffrant de lombalgie chronique et les personnes asymptomatiques. L'amplitude de mouvement, l'angle de flexion maximale et la vitesse de réalisation du mouvement sont trois paramètres caractéristiques qui présentent des valeurs plus faibles chez les personnes lombalgiques [44]. Ces résultats confirment que de grandes amplitudes de mouvement et la réalisation de mouvements à vitesses élevées jouent en faveur de la lombalgie puisque des personnes lombalgiques cherchent à les éviter, certainement pour limiter la douleur.

Données épidémiologiques

La lombalgie est la première cause d'invalidité dans le monde et la première cause d'arrêt maladie et de retraite prématurée en Europe [3]. Elle concerne des personnes de tous les âges, de tous les milieux socio-professionnels et de tous les pays. A l'échelle mondiale, la tranche d'âge 45-49 ans, qui fait partie de la population active, est la plus touchée par la lombalgie et 40% des jeunes de 9 à 18 ans ont connu des épisodes de lombalgie [3, 45]. En France, en 2018, 38% des adultes souffraient de

lombalgie et les femmes étaient davantage touchées que les hommes [46]. Par ailleurs, la tranche d'âge 50-59 ans était la plus touchée par la lombalgie [46]. La prévalence de la lombalgie est par ailleurs en constante augmentation et entraîne des coûts directs (systèmes de soin, sécurité sociale) et indirects (arrêt de travail, baisse de productivité) importants qui sont estimés à plusieurs milliards de dollars par an dans le monde [3].

Une revue systématique, considérant 33 cohortes et 11 166 patients, a montré que la plupart des patients qui présentaient des lombalgies aiguës ou chroniques voyaient une amélioration rapide de leur état dans les six premières semaines suivant l'apparition des symptômes [47]. Après cette période, les améliorations des lombalgies chroniques étaient plus lentes [3, 47]. De plus, une autre revue systématique a souligné que 33% des personnes qui ont connu un épisode de lombalgie ont une récurrence l'année suivant les premiers symptômes [3, 48].

Pour toutes ces raisons, la lombalgie est un problème de santé publique mondial qui nécessite des solutions efficaces.

À RETENIR

- La lombalgie n'est pas une maladie mais un **symptôme**.
- Ce symptôme peut être le résultat de différentes pathologies (**lombalgie spécifique**) mais dans plus de 85% des cas une cause spécifique n'est pas identifiable (**lombalgie commune**).
- La lombalgie est la **première cause d'invalidité** dans le monde.
- Certains types de mouvements engendrent des **contraintes mécaniques spécifiques** au niveau du rachis lombaire qui sont susceptibles d'endommager les tissus :
 - flexion et extension excessives.
 - répétition de mouvements de flexion-extension.
 - impacts générant des forces de compression excessives.
- Dans le cas de lombalgies, les **muscles stabilisateurs du rachis** seraient moins forts et plus fatigables.

1.1.4 La lombalgie dans le cadre de la gymnastique

La partie précédente a montré que la lombalgie était fréquente dans la population générale. Cependant, certaines populations sont d'autant plus exposées à la lombalgie en raison de leurs activités quotidiennes, c'est le cas de certains athlètes de par leur pratique sportive et leur investissement dans celle-ci. Les gymnastes font partie des athlètes les plus sujets à la lombalgie [49, 50] ; la prévalence de la lombalgie étant évaluée de 65% à 85% dans le cadre de la Gymnastique Artistique Féminine (GAF) et de la Gymnastique Artistique Masculine (GAM) et à 86% dans le cadre de la Gymnastique Rythmique (GR) [15]. En effet, le rachis lombaire des gymnastes est fortement sollicité par la répétition de mouvements de flexion et d'extension de grande amplitude et à vitesse de sollicitation élevée. A ces mouvements s'ajoutent de forts et fréquents impacts sur les mains ou sur les pieds lors de la réception ou de l'impulsion de sauts, qui engendrent des forces transmises le long de l'axe du rachis. Cette partie s'intéresse donc à la lombalgie dans le cadre de la gymnastique et cherche plus particulièrement à expliciter le lien entre causes mécaniques et douleurs du rachis lombaire.

Épidémiologie des blessures en gymnastique

En gymnastique, la majorité des blessures sont des blessures de fatigue liées à une sursollicitation d'une articulation ou d'un muscle [16, 49]. Une étude longitudinale a montré que la proportion de blessures de fatigue était de 58% en GAF et GAM et de 94% en GR (significativement plus que en GAF et GAM) [51]. Cependant, la prévalence des blessures de fatigue par rapport aux blessures aiguës dépend aussi du niveau de pratique des gymnastes, les blessures de fatigue étant proportionnellement plus fréquentes chez les élites [16]. Le type de blessure dépend également de la partie du corps, il est à noter qu'au niveau du rachis lombaire, les blessures sont le plus souvent dues à la répétition de contraintes mécaniques et non à un incident particulier à la différence de la cheville par exemple [16]. La conséquence à court et moyen terme d'une blessure de fatigue est l'arrêt de la pratique pendant un temps donné, la perte des capacités, l'épuisement psychologique, surtout dans le cas d'une récurrence, voir l'arrêt de la pratique [49, 52]. Les effets au long terme des blessures des gymnastes sont peu documentés mais il a été montré que les blessures au rachis sont liées à des symptômes persistants après la retraite des gymnastes [16].

En GR les pathologies les plus fréquentes sont les tendinites (42,6%) et la lombalgie (20%). Tandis qu'en GAF et GAM, les pathologies les plus fréquentes sont l'entorse (30%), la tendinite (16%)

et ensuite la lombalgie (12,5%) [51]. Bien que les études épidémiologiques fassent apparaître que les blessures sont le plus souvent localisées au niveau des membres inférieurs et supérieurs [51, 53, 54], les blessures du rachis font l'objet d'une attention particulière dans la littérature scientifique et clinique [15, 31, 55]. Cet intérêt vient probablement du fait que les blessures du rachis semblent évitables. En effet, n'étant pas de nature accidentelle mais liées à une surcharge, il semble qu'une meilleure compréhension du mécanisme d'apparition des blessures du rachis, en lien avec une meilleure prévention, pourrait permettre de diminuer leur risque d'apparition.

Mouvements gymniques, contraintes mécaniques et lombalgie

La lombalgie peut être associée chez les gymnastes à des anomalies du rachis qui concernent le plus fréquemment les corps vertébraux, les lames, les apophyses articulaires et les disques intervertébraux [16, 56]. En s'appuyant sur les travaux de Adams qui expliquent comment certaines contraintes mécaniques peuvent causer des détériorations des tissus du rachis, l'objectif est ici de comprendre pourquoi certains mouvements et, plus particulièrement les mouvements gymniques, peuvent accroître le risque d'apparition de ces pathologies [41].

Les gymnastes réalisent de nombreux mouvements d'extension et de flexion du rachis lombaire de grande amplitude [15, 31]. L'extension du rachis étant limitée physiologiquement par le contact entre les arcs postérieurs des vertèbres adjacentes, les mouvements d'extension engendrent des forces de contact conséquentes au niveau des apophyses articulaires [41]. De plus, la répétition de mouvements sollicitant le rachis alternativement en flexion et en extension, conduit successivement à des forces de traction et de compression au niveau des apophyses articulaires. La rotation axiale du rachis, que l'on retrouve dans certains mouvements gymniques, génère également d'importantes contraintes intervertébrales, puisque seulement 1° à 3° de rotation axiale sur l'ensemble du rachis suffisent à créer des forces de contact entre les apophyses [57]. La répétition de forces de contact au niveau des apophyses articulaires accroît le risque d'apparition de lyses isthmiques (fracture de fatigue au niveau des lames) [57]. La lyse isthmique peut être sans gravité, cependant, chez les gymnastes, dans le cas d'une lyse isthmique bilatérale, il y a un risque accru de progression vers un spondylolisthésis (glissement de la vertèbre supérieure sur la vertèbre inférieure) [15, 49]. Les spondylolisthésis se produisent le plus souvent au niveau de la vertèbre lombaire L5 et dans une moindre mesure au niveau de L4 [49].

Aux instants d'impact au sol en gymnastique (impulsions, rebonds et réceptions), les forces de réac-

tion du sol sur le gymnaste peuvent aller jusqu'à dix fois le poids du corps et ainsi générer d'importantes forces de compression au niveau du rachis [55, 58]. Les forces de compression sont transmises en grande partie à travers les corps vertébraux grâce aux disques intervertébraux qui répartissent uniformément ces forces sur ces derniers. Mais ces chargements chroniques peuvent conduire à des micro-fractures voire à des fractures du corps vertébral [31] ou des plateaux vertébraux [57]. Or, une lésion du plateau vertébral peut déclencher une réaction inflammatoire susceptible d'endommager la matrice de collagène de l'annulus des disques intervertébraux. Cette dégénération du disque intervertébral prédispose ensuite le disque à une fracture de l'annulus ou à une hernie (déplacement du noyau dans le disque) [15, 49]. Le disque intervertébral peut alors être déformé jusqu'à faire saillie dans le canal rachidien où passe la moelle épinière et la compression des racines nerveuses adjacentes est à l'origine de douleur.

Par ailleurs, certains mouvements gymniques impliquent des postures extrêmes du rachis lombaire proche des instants d'impacts maximaux [31, 58, 59], les charges en compression sont alors d'autant plus traumatisantes pour le rachis lombaire [55, 58, 59]. En effet, l'activité des muscles stabilisateurs du complexe lombo-pelvien et l'endurance des muscles du rachis est réduite en cas de flexion et d'extension du rachis lombaire, rendant moins fonctionnel le système de stabilisation du rachis [58]. Les forces de compression transmises peuvent alors engendrer dans les disques intervertébraux des forces de compression et de cisaillement susceptibles de les endommager [58–60].

Exposés à l'ensemble des contraintes mécaniques explicitées ci-dessus, les gymnastes ont également un risque accru de développer la maladie de Scheuermann qui est caractérisée par l'observation de plusieurs anomalies : déformation du corps vertébral antérieur, irrégularité des plateaux vertébraux, rétrécissement de l'espace intervertébral, nodule de Schmorl (hernie intradiscale). La maladie de Scheuermann a pour conséquence une accentuation de la cyphose thoracique [15].

Cependant, il convient de se demander si les pathologies du rachis présentées ci-dessus, sont la cause ou la conséquence de la lombalgie [15]. Ces pathologies ont-elle déclenché la lombalgie ou la lombalgie, peut-être synonyme de faiblesse musculaire au niveau du rachis, a-t-elle eu pour conséquence telle ou telle pathologie ? Ainsi, des lombalgies non spécifiques, lombalgies pour lesquelles aucune pathologie particulière n'est identifiable, peuvent aussi affecter les gymnastes. Elles sont souvent la conséquence d'un déséquilibre fonctionnel qui conduit à une faiblesse du système de stabilisation du rachis [15, 31]. En effet, malgré la pratique gymnique, les gymnastes peuvent présenter un déséquilibre musculaire, les muscles profonds de la sangle abdominale et du pelvis peuvent être faibles relativement aux érecteurs

du rachis [31]. Il est à noter que cette faiblesse musculaire n'est pas due à une absence d'utilisation d'un groupe musculaire mais à une non activation puisque les muscles antagonistes, hypertoniques, s'activent en amont [15]. Ce déséquilibre musculaire peut conduire à une moins bonne stabilisation du rachis mais aussi à une antéversion du bassin, augmentant la lordose lombaire et entraînant un déport des contraintes vers les arcs postérieurs des vertèbres qui se retrouvent d'autant plus sous contrainte lors de mouvements d'extension [31].

Par ailleurs, les gymnastes compétiteurs ont une charge d'entraînement très élevée dès le plus jeune âge. Ainsi, certains gymnastes s'entraînent plus de quinze heures par semaine alors que leur croissance n'est pas terminée. Or, durant la croissance, les articulations et les os sont plus fragiles car du cartilage de croissance compose encore le squelette, c'est le cas au niveau du rachis [16]. Certains auteurs recommandent donc pendant les phases de croissance rapide, de diminuer le volume d'entraînement et de réduire le nombre de répétitions, en particulier des mouvements engendrant le plus de contraintes mécaniques au niveau du rachis [56].

Les pratiques sont amenées à évoluer pour aller vers une pratique gymnique plus respectueuse du dos des gymnastes. Le code de pointage, qui définit les règles de notation en gymnastique, est publié tous les quatre ans et évolue pour aller vers une pratique plus sûre [51]. Aujourd'hui, il est recommandé d'être vigilant à la posture et à la technique de réalisation des mouvements par les gymnastes, afin qu'ils contrôlent mieux les mouvements de leur rachis et en vue de limiter les contraintes mécaniques résultant de leur pratique [56, 58]. Les hyperextensions sont moins fréquentes et un rachis légèrement fléchi à la réception des sauts est préconisé [16]. Cependant, alors que les hyperextensions imposent de fortes contraintes au niveau des articulations postérieures et augmentent le risque d'apparition de spondylolisthésis, une flexion trop importante lors d'impacts engendre des forces de compression pouvant endommager les tissus de la partie antérieure et médiane du rachis (fractures de compression, anomalies des plateaux vertébraux, blessures des disques intervertébraux) [15, 16].

À RETENIR

- Les gymnastes font partie des athlètes les plus sujets à la lombalgie.
- Les **pathologies du rachis lombaire** les plus fréquentes en gymnastique sont : les lyses isthmiques, les spondylolisthésis et la maladie de Scheuermann.
- Les lombalgies non spécifiques affectent également les gymnastes, souvent en lien avec un **déséquilibre musculaire** (faiblesse des muscles profonds de la sangle abdominale et du pelvis relativement aux érecteurs du rachis) conduisant à une **faiblesse du système de stabilisation du rachis**.
- Les blessures du rachis lombaire en gymnastique sont le plus souvent dues à la répétition des **contraintes mécaniques** suivantes (et non à un incident particulier) :
 - mouvements d’extension et de flexion du rachis lombaire de grande amplitude et à vitesse de sollicitation élevée.
 - impacts générant d’importantes forces de compression dans le rachis lombaire.
 - postures extrêmes du rachis lombaire lors d’impacts.

1.1.5 Principes des méthodes hypopressives

La partie 1.1.3 a mis en évidence le lien entre lombalgie et altération des muscles stabilisateurs du rachis. La partie 1.1.4 a montré que malgré leur pratique sportive les gymnastes pouvaient présenter un déséquilibre musculaire. Dans ces deux cas, il est indiqué d’entraîner les muscles profonds stabilisateurs du rachis pour permettre une co-contraction efficace du multifide et du transverse et une meilleure stabilisation des unités fonctionnelles du rachis. En effet, assurant une fonction de maintien du rachis, mais aussi des organes dans l’abdomen, il est essentiel que le transverse ait un tonus de base important et qu’il reste contracté lors de la contraction des autres abdominaux [33, 61]. De plus, dans le cadre de la gymnastique, entraîner le transverse et corriger le déséquilibre musculaire existant (érecteurs du rachis plus forts que la sangle abdominale) permettrait de transformer la stratégie de réalisation des mouvements gymniques pour limiter les contraintes mécaniques exercées sur le rachis [31, 56].

L’objectif est donc de renforcer le transverse ainsi que le périnée qui participe également à la stabilisation du complexe spino-pelvien. Les méthodes dites hypopressives sont de plus en plus populaires

et visent le renforcement de ces deux muscles [61, 62]. A travers ces méthodes, un travail sur la posture est réalisé afin d'activer simultanément le transverse et le périnée, tout en diminuant la pression au sein de la cavité abdominale [61, 62]. En effet, la cavité abdominale peut être vue comme une boîte avec au sommet le diaphragme et en bas le périnée. Le rachis lombaire en serait une paroi. Il est essentiel de ne pas augmenter la pression dans cette boîte (risque de descente d'organes, incontinence urinaire, relâchement périnéal) [63].

Un des fondamentaux des méthodes hypopressives est de maintenir un étirement du rachis, en s'assurant que le coccyx et le sommet du crâne soient le plus éloignés possible, pour augmenter le volume de la cavité abdominale et diminuer ainsi la pression intra-abdominale [64]. D'autre part, une expiration est préconisée pour vider complètement les poumons, ce qui permet d'engager le transverse mais aussi de remonter le diaphragme, toujours dans l'idée d'augmenter le volume de la cavité abdominale pour diminuer la pression intra-abdominale [62, 64]. Enfin, la contraction volontaire du périnée permet d'activer plus efficacement le transverse [62].

1.2 Etude de la portée sur la biomécanique de la gymnastique

1.2.1 Introduction

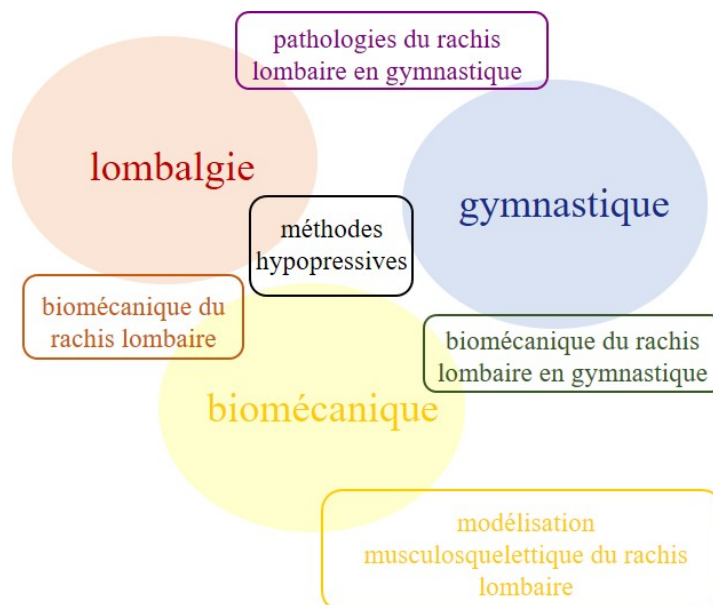


FIGURE 1.7 – Représentation schématique des principaux sujets d'étude de la présente thèse.

Comme le contexte a pu le montrer en section précédente (section 1.1), les sujets d'étude de la présente thèse gravitent autour de trois grands thèmes : la lombalgie, la biomécanique et la gymnastique. Des axes d'étude émergent de l'intersection entre ces thèmes (Fig. 1.7). Ainsi, à l'intersection entre lombalgie et gymnastique se trouve l'étude des pathologies du rachis lombaire en gymnastique, ce sujet a été développé dans la partie 1.1.4. Tandis qu'à l'intersection entre lombalgie et biomécanique, se trouve l'étude de la biomécanique du rachis lombaire, ce sujet qui a été abordé dans la partie 1.1.2. La biomécanique amène à s'intéresser à la modélisation, approche permettant de mieux appréhender le comportement du rachis lombaire au cours du mouvement et qui sera présenté dans la section 1.3. Enfin, à l'intersection entre lombalgie, biomécanique et gymnastique, se trouve l'étude des méthodes hypopressives qui ont été détaillées dans la partie 1.1.5. Un axe qui n'a pas encore été exploré dans le cadre de ce manuscrit est la biomécanique de la gymnastique. Si l'on recherche sur le moteur de recherche *google scholar* « biomechanics gymnastics », plus de 20 000 résultats ressortent, c'est dire l'étendue de ce domaine de recherche. Plusieurs possibilités ont alors été envisagées pour appréhender cet état de l'art sur la biomécanique de la gymnastique. L'axe de recherche aurait pu être restreint pour ne s'intéresser qu'aux études sur le rachis lombaire. Dans ce cas, les études adoptant une approche similaire à celle de la présente thèse mais s'intéressant à une autre partie du corps n'auraient pas été considérées or elles sont particulièrement intéressantes d'un point de vue méthodologique. Par ailleurs, une revue systématique n'était pas envisageable étant donné l'étendue des recherches dans ce domaine. Par conséquent, une étude de la portée sur la biomécanique de la gymnastique a été réalisée et est présentée dans la présente section.

L'objectif était d'examiner l'étendue, la portée et la nature des travaux de recherche portant sur la biomécanique de la gymnastique et d'identifier les verrous scientifiques. L'objectif secondaire était de mieux appréhender l'intérêt des présents travaux de recherche pour les communautés scientifiques, gymniques et médicales dans le domaine de la biomécanique de la gymnastique.

1.2.2 Méthodes

La méthodologie de Arksey et O'Malley a été employée [65] pour réaliser cette étude de la portée (Fig. 1.8).

Tout d'abord, la question de recherche a été identifiée. Il s'agissait d'examiner l'étendue, la portée et la nature des travaux de recherche sur la gymnastique qui avaient une approche biomécanique.

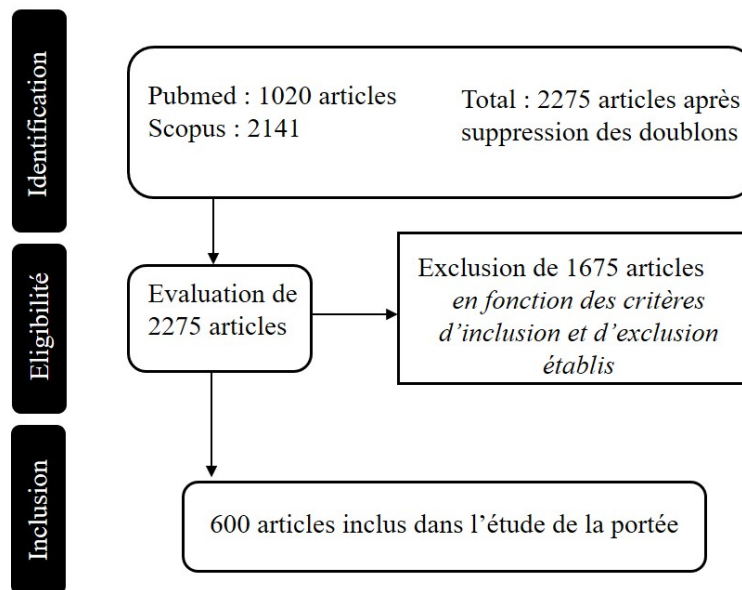


FIGURE 1.8 – Organigramme de la recherche systématique et du processus de sélection.

Une étude était considérée comme adoptant une approche biomécanique si elle s'intéressait à un ou plusieurs paramètres biomécaniques d'intérêt (paramètre statique, cinématique ou dynamique : vitesse, angle, moment, force, couple, contrainte).

Dans un second temps, les bases de données *Scopus* et *PubMed* ont été interrogées pour identifier les études d'intérêt. Une requête générale (gymnast*) AND (biomechanic*) a d'abord été testée, les articles qui ressortaient ont permis de préciser les mots clefs. La requête était finalement la suivante : (gymnast*) AND ((biomechanic*) OR (kinematic*) OR (dynamic*) OR (kinetic*) OR (speed*) OR (velocity*) OR (angle*) OR (moment*) OR (torque*) OR (force*) OR (load*) OR (strength*) OR (motion*)) NOT (crossfit[title only]) NOT (molecular gymnastics)). Les mots précédents devaient apparaître dans le titre ou dans le résumé. La requête a été lancée en novembre 2021.

Les articles résultants de cette requête ont ensuite été évalués en fonction des critères d'inclusion et d'exclusion établis. Seuls les articles postérieurs à 1980 et en anglais ou en français étaient conservés. Les études épidémiologiques, décrivant les blessures en gymnastique, ont été exclues. En revanche, les articles cherchant à expliquer d'un point de vue mécanique l'apparition de blessures étaient retenus. Les articles étudiant l'effet d'un entraînement étaient conservés uniquement s'ils regardaient l'effet d'un entraînement sur un paramètre biomécanique d'intérêt. Si de nombreux articles se sont intéressés à caractériser une population de gymnastes, seuls ceux s'intéressant à des propriétés biomécaniques

d'intérêt étaient retenus.

L'étape suivante consistait à lire les résumés des articles afin de classer les articles dans plusieurs grandes catégories en fonction de leurs objectifs. Les articles ont ensuite été analysés catégorie par catégorie pour extraire de chacun d'eux les informations suivantes : populations étudiées, méthodes, visée (santé ou performance), paramètres biomécaniques analysés. Pour cela les résumés des articles étaient considérés et si nécessaire une lecture ciblée de l'article était menée.

Finalement, les résultats présentent l'étendue de la littérature dans chacune des grandes catégories retenues. Des analyses quantitatives ont été menées pour montrer la portée de la littérature en fonction de la nature des études.

1.2.3 Résultats

La requête sur la base de données Pubmed a retourné 1020 articles et celle sur Scopus 2141, ce qui faisait un total de 2275 articles après suppression des doublons (Fig. 1.8). Suite à l'étape de sélection basée sur les critères d'inclusion et d'exclusion précédemment explicités, 600 articles ont été retenus. Ces derniers ont ensuite été classés dans plusieurs catégories en fonction de leurs objectifs :

- Caractérisation biomécanique d'une population de gymnastes (N=122)
- Analyse de mouvements gymniques (N=275)
- Interaction entre le gymnaste et son environnement (N=34)
- Effet d'un entraînement sur un paramètre biomécanique d'intérêt (N=57)
- Aspects mécaniques des blessures en gymnastique (N=31)
- Articles de méthodes et d'analyses pour l'étude de la biomécanique de la gymnastique (N=71)

Cinq articles ont été classés dans deux catégories et quinze articles n'ont pu être classés dans aucune des catégories précédentes. La figure 1.9 illustre comment se répartissaient les articles dans les grandes catégories précédemment définies.

Dans la suite de cette partie, et pour chacune de ces six grandes catégories, des éléments généraux telle que l'approche (performance *versus* santé) des articles retenus sont d'abord présentés. Les paramètres ou les caractéristiques étudiés par les articles sont ensuite analysés. Enfin, les études qui se sont intéressées au rachis lombaire sont plus spécifiquement considérées. Il est à noter que les disciplines gymniques considérées et le sexe des sujets étudiés n'ont pas pu être présentés pour chacune des six grandes catégories car il n'était pas possible de récupérer de manière exhaustive ces informations,

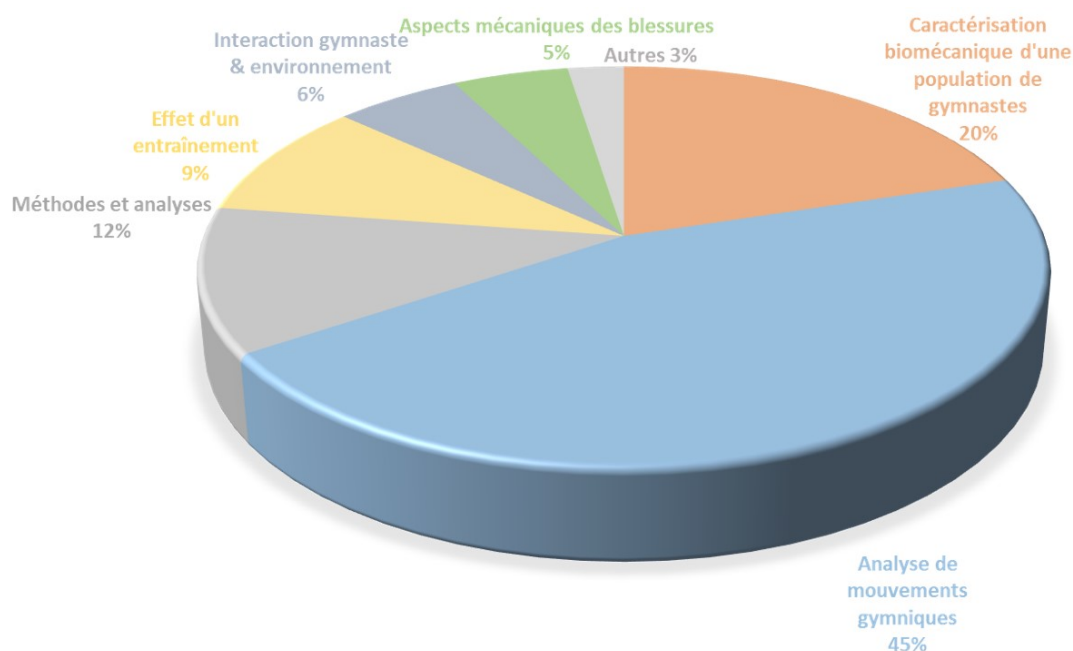


FIGURE 1.9 – Répartition des articles en fonction de leurs objectifs, dans six grandes catégories.

beaucoup d'articles ne le précisant pas dans leur résumé.

Par ailleurs, des tableaux qui référencent l'ensemble des 600 articles retenus et qui indiquent leurs principales caractéristiques se trouvent en annexe A (page 271). Les références de l'ensemble des articles s'y trouvent également.

Caractérisation biomécanique d'une population de gymnastes

Cent vingt-deux articles ont cherché à caractériser une population de gymnastes. Environ trois quarts d'entre eux l'ont fait dans une optique d'amélioration de la performance sportive alors que seulement un quart d'entre eux étaient orientés vers la prévention des blessures en gymnastique. Il est à noter que certaines de ces études cherchaient à caractériser une population de gymnastes par comparaison avec une ou plusieurs autres populations non sportives (21% des articles) ou pratiquant un autre sport (17% des articles).

Concernant les caractéristiques étudiées, la majeure partie de ces articles (61%) ont cherché à caractériser la force ou la puissance des gymnastes au niveau des membres inférieurs, des membres supérieurs ou encore du tronc. Certaines études ont eu recours à des tests de force explosive ou des tests de puissance spécifiques. D'autres études ont analysé plus spécifiquement les propriétés mécaniques du

système musculo-articulaire des gymnastes à travers l'évaluation isocinétique de couples articulaires (pouvant servir à l'établissement de profils force-vitesse), la mesure de l'activité musculaire par électromyographie ou encore l'analyse des propriétés musculaires. La souplesse et l'amplitude articulaire des gymnastes sont également des sujets bien documentés dans la littérature (20% des articles), mais seulement un tiers de ces articles se sont intéressés à une population masculine. L'évaluation de la proprioception, de la cheville et du genou en particulier, de l'équilibre ou de la posture (37% des articles) ont également fait l'objet de recherches, 7% des articles s'intéressant spécifiquement à l'équilibre lors de l'appui tendu renversé.

Six études se sont intéressées plus spécifiquement au rachis lombaire de gymnastes. Ainsi, trois études se sont intéressées aux courbures du rachis thoraco-lombaire : une première a quantifié en deux dimensions (plan sagittal) la lordose lombaire à partir de photographies prises en position debout [66] ; une seconde a évalué la lordose lombaire et la cyphose thoracique à l'aide d'un inclinomètre au cours des positions debout, assise et du test *Sit and Reach* [67] et une troisième a évalué l'amplitude de mouvement du rachis lombaire en flexion-extension [68]. Par ailleurs, deux études se sont intéressées aux paramètres posturaux du bassin : une première a analysé la mobilité de l'articulation sacro-iliaque [69] et une seconde a quantifié en statique l'anté/rétroversion et les bascules du bassin d'une population de gymnastes pratiquant la GR [70]. Enfin, une étude a quantifié la force musculaire du rachis lombaire et thoracique lors de mouvements de flexion-extension [71].

Analyse de mouvements gymniques

La cinématique et/ou la dynamique de mouvements gymniques a été étudiée par 275 articles. Ces publications étaient orientées vers la recherche de performance (84%), le risque de blessures (15%) ou englobaient ces deux enjeux (1%). Moins d'études se sont intéressées à la gymnastique rythmique qu'à la gymnastique artistique (4% *versus* 92%) et la GAM a fait l'objet de plus nombreuses recherches que la GAF (66% *versus* 40%). Par ailleurs, les disciplines moins populaires de la Fédération Internationale de Gymnastique (trampoline, tumbling, gymnastique acrobatique, aérobic) ont donné lieu à moins d'études (Fig. 1.10). En GAM, l'agrès le plus étudié était la barre fixe, puis le sol et le saut de cheval avec respectivement 32%, 20% et 19% des études (Fig. 1.11). Les barres parallèles (7% des études), le cheval d'arçon (7%) et les anneaux (6%) ont fait l'objet de moins de recherches. En ce qui concerne la GAF, le sol a été majoritairement étudié avec 37% des études s'y intéressant (Fig. 1.11). Le saut est

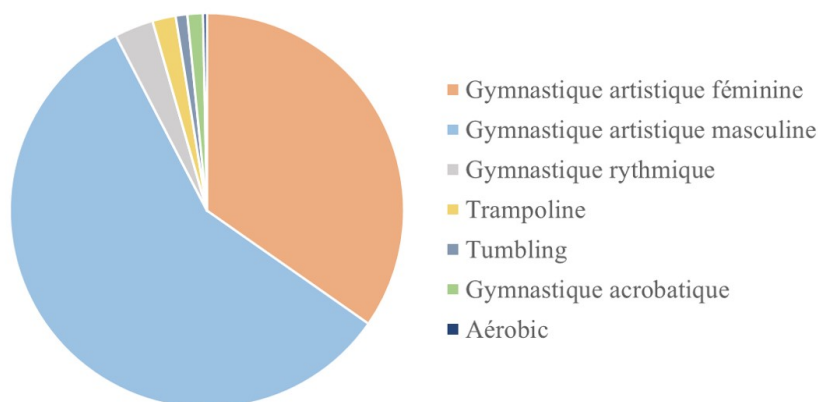


FIGURE 1.10 – Illustration de la répartition des recherches en fonction des disciplines de la Fédération Internationale de Gymnastique.

le second agrès en termes de nombre de publications (28%), suivi par les barres asymétriques (13%) et la poutre (9%). Par ailleurs, quelque soit l'agrès, la course d'élan ou l'impulsion (11% des études) et la réception (11% des études) d'acrobaties ont également fait l'objet d'études.

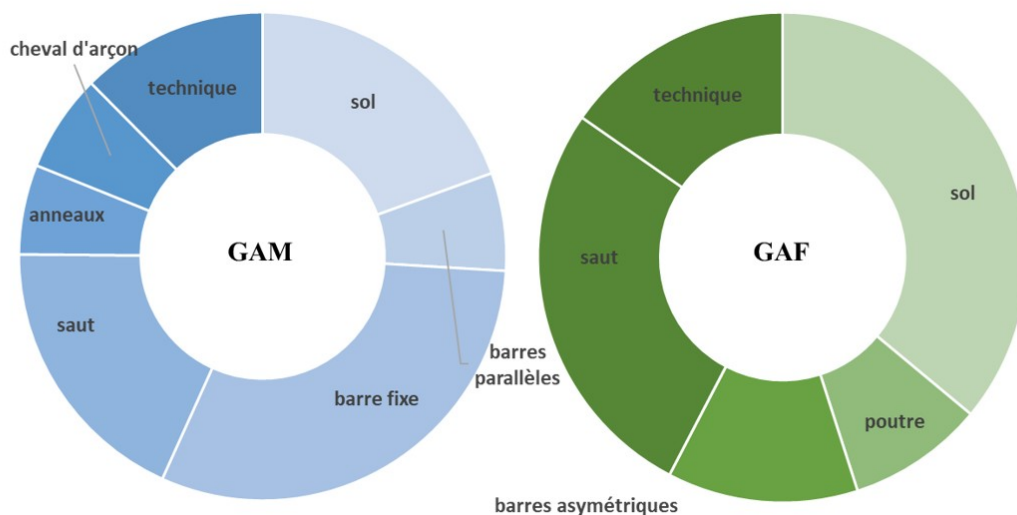


FIGURE 1.11 – Illustration de la répartition des recherches en fonction des agrès étudiés en GAM (anneau de gauche) et en GAF (anneau de droite).

Certaines études avaient une approche du corps complet, d'autres étudiaient spécifiquement une partie du corps (Fig. 1.12), d'autres encore avaient une approche du corps complet et faisaient un

focus sur une partie du corps. Ainsi, 24% des études s'intéressant au risque de blessures avaient une approche du corps complet uniquement, tandis que 47% considéraient en particulier les membres supérieurs et 31% les membres inférieurs (*NB* : 4% des études s'intéressaient aux membres inférieurs et supérieurs). Concernant les études orientées vers la performance, 68% avaient une approche du corps complet uniquement, 23% faisaient un focus sur la cheville ou le genou, 5% sur les hanches, 19% sur les membres supérieurs et 11% sur le tronc (*NB* : 19% des études s'intéressaient à plusieurs parties spécifiques du corps). Seules trois études s'intéressaient en particulier au rachis lombaire, toutes les trois adoptaient une approche « santé ».

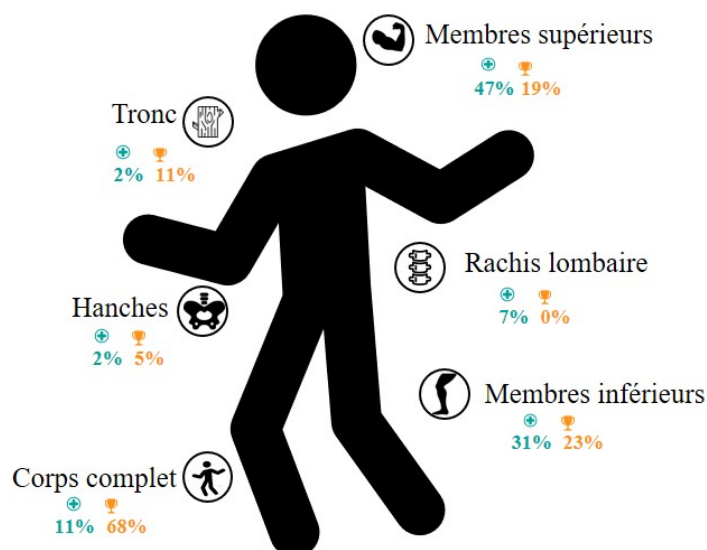


FIGURE 1.12 – Illustration des parties du corps qui ont intéressé les recherches analysant des mouvements gymniques avec une optique de prévention des blessures (vert) ou de recherche de performance (orange).

Concernant les paramètres étudiés, les efforts extérieurs s'appliquant sur les gymnastes ont intéressé 30% des études. Pour mesurer les efforts au sol, la majeure partie des études avaient recours à des plateformes de force. Cependant, dix études ont eu recours à des calculs de dynamique pour estimer les efforts extérieurs, deux études se sont basées sur un modèle rhéologique et une étude a regardé la cohérence entre les efforts mesurés par des plateformes de force et l'accélération mesurée grâce à des centrales inertielle. Pour mesurer les efforts extérieurs lorsque le gymnaste est sur un agrès autre que le sol, plusieurs dispositifs ont été utilisés. Six études ont placé des plateformes de force sous un agrès (poutre ou cheval d'arçon), une étude a instrumenté un tremplin avec deux plateformes de force,

deux études ont mesuré la tension dans les câbles des anneaux, huit études ont équipé les agrès (barre fixe, cheval d'arçon) de jauges de déformation et une étude a estimé les efforts exercés sur la barre asymétrique à partir de la mesure de l'accélération de la barre obtenue par des centrales inertielles.

Une approche purement cinématique a été adoptée par 45% des articles, c'est-à-dire qu'ils cherchaient à décrire le mouvement du gymnaste sans s'intéresser à sa cause par opposition aux articles étudiant conjointement la cinématique et la dynamique du mouvement. La dynamique des mouvements gymniques a ainsi été analysée par 33% des articles qui considéraient donc le mouvement sous l'influence de forces. Enfin, 9% des articles s'intéressaient à des variables dynamiques uniquement.

Parmi les articles s'intéressant à la cinématique du mouvement, certains articles décrivaient les mouvements globaux du gymnaste, en interaction ou non avec son environnement. D'autres articles (52% des articles) s'intéressaient aux mouvements relatifs de chaque segment du corps humain les uns par rapport aux autres et quantifiaient la cinématique d'une ou plusieurs articulations. En ce qui concerne la dynamique des mouvements gymniques, les études s'intéressaient aux couples articulaires obtenus par dynamique inverse, ou au moment cinétique ou d'inertie du gymnaste entier ou de certains de ses segments, ou encore à l'énergie cinétique du gymnaste. Seulement trois études sont allées jusqu'à calculer les forces de contact au niveau d'articulations, il s'agissait d'articulations des membres inférieurs pour ces trois études.

Parmi les articles s'intéressant à la cinématique uniquement, 50% des études avaient recours à des caméras uniquement, les vidéos recueillies étaient ensuite traitées pour récupérer des informations sur la position des centres articulaires au cours du temps. Un système de capture du mouvement, système plus coûteux permettant de suivre la position de marqueurs placés sur des repères anatomiques, était utilisé par 30% des études. Par ailleurs, 10% des études reposaient uniquement sur des simulations visant à prédire le mouvement du gymnaste à partir d'un modèle à segments rigides articulés ; certaines de ses études se basant sur la théorie de la commande optimale. Enfin, 4% des études utilisaient des centrales inertielles. Quant aux études étudiant la dynamique des mouvements gymniques, 54% d'entre elles avaient recours à de l'analyse vidéo uniquement, 45% à des systèmes de capture du mouvement et deux études utilisaient des centrales inertielles. Enfin, 25% des études ont procédé uniquement à des simulations en s'appuyant sur un modèle segmentaire ou inertiel, la théorie de la commande optimale étant également utilisée.

Par ailleurs, 7% des articles analysant des mouvements gymniques ont investigué le rôle de la vision

dans l'exécution de mouvements gymniques et 2% ont analysé les mouvements du centre de pression comme un paramètre clef de l'équilibre lors de l'exécution de pyramides en gymnastique acrobatique ou d'appuis tendus renversés.

Enfin, concernant l'analyse du rachis lombaire lors de mouvements gymniques, seulement trois articles ont été recensés. Une première étude s'est intéressée à la lordose lombaire lors de la réception de saltos avant et arrière dans le cadre de la GAF [58]. Ils ont eu recours à un système de capture du mouvement pour calculer la cinématique du rachis lombaire supérieur et inférieur, dans le plan sagittal, à partir de la position de neuf marqueurs réfléchissants placés sur le rachis lombaire et sur les épines iliaques postéro-supérieures du bassin. Les forces de réaction au sol étaient également mesurées grâce à des plateformes de force. Une seconde étude a considéré une population de GAM et a analysé dans le plan sagittal la cinématique du rachis lombaire et les mouvements d'antéversion et de rétroversion du bassin à partir de deux centrales inertielles (placées au niveau de S1 et de L1) [59]. Cette étude était cependant menée au cours de mouvements statiques : flexion et extension maximales du rachis lombaire et réception de saut (simulée). Enfin, une troisième étude a analysé la cinématique du rachis lors de mouvements de GAF (souplesse arrière et flip) en ayant également recours à deux centrales inertielles mais placées au niveau de L5 et du sternum (près du manubrium) [72]. Cette méthodologie leur a permis de suivre la cinématique du tronc mais pas de suivre spécifiquement la cinématique du rachis lombaire.

Analyses de l'interaction entre le gymnaste et son environnement

L'interaction entre le gymnaste et son environnement a été étudiée par 33 articles. Ces études ont été menées en vue de réduire les blessures (21% des articles), d'améliorer les performances (53%) ou englobaient ces deux aspects (26%).

L'interaction entre le gymnaste et le praticable lors d'impacts au sol (impulsion ou réception) a intéressé 42% des études de cette catégorie, soit 14 études. Ainsi, neuf articles ont analysé l'effet des propriétés mécaniques du praticable sur la cinématique des membres inférieurs lors de réceptions, sur les efforts au sol ou encore sur le transfert d'énergie entre le praticable et le gymnaste. De plus, les efforts au sol résultants de la réception ont également intéressé quatre articles étudiant spécifiquement le tapis d'atterrissage. Par ailleurs, une étude a analysé l'influence de la hauteur de saut sur la cinématique et l'activité musculaire des membres inférieurs et une autre étude a regardé l'impact des chaussures

de gymnastique aérobique sur les efforts au sol. Deux autres études se sont intéressées au rebond et ont regardé l'influence des propriétés mécaniques du praticable sur les activations musculaires ou du strapping sur la performance de saut. En outre, 6% des articles ont étudié l'appui tendu renversé pour analyser l'effet du port d'une combinaison en biocéramique ou l'effet du type de sol sur l'équilibre.

L'interaction entre le ou la gymnaste et la barre fixe ou la barre asymétrique a intéressé 18% des études. Cinq articles ont investigué les transferts d'énergie entre la barre et le gymnaste et un article a regardé si l'utilisation de maniques permettait de diminuer la douleur sans diminuer la force de serrage de la barre. Le saut est également un agrès ayant motivé des recherches (9% des études). Ainsi, deux études ont analysé la nature des forces de contact entre les mains du gymnaste et l'agrès et une étude a regardé l'influence du type d'agrès (agrès utilisés en compétition avant 2001 versus après 2001) sur la cinématique du saut. Par ailleurs, l'interaction entre le gymnaste et le trampoline a intéressé deux études. L'une d'elles a regardé, à l'aide de centrales inertielles, l'effet de trois types de trampoline différents sur les caractéristiques des sauts obtenues et une autre étude a analysé les transferts d'énergie mécanique entre le trampoline et le gymnaste. Enfin, deux études ont analysé des systèmes d'aide pour l'apprentissage de mouvements gymniques (harnais de sécurité) et ont quantifié la charge supportée par le système ou la modification de l'accélération induite par le système lors de sauts en trampoline.

Aucun article étudiant l'interaction entre le gymnaste et son environnement ne s'est intéressé spécifiquement au rachis lombaire.

Analyse de l'effet d'un entraînement

L'effet d'un entraînement spécifique sur la performance ou la santé des gymnastes a été étudié par 57 articles. Seulement 7% des articles se sont intéressés à des programmes qui visaient à préserver l'intégrité physique des gymnastes (avec un focus sur les genoux, le rachis lombaire ou les hanches), les autres visaient à améliorer les performances sportives.

L'effet d'entraînements pour gagner en souplesse a été analysé par 29% des articles. Ces études regardaient l'impact de ces entraînements sur la souplesse (grâce à des tests de souplesse tels que le test *Sit and Reach* ou des mesures d'amplitude du mouvement), sur la force (tests de force explosive, de force musculaire ou encore mesure de l'activation musculaire) ou encore sur les performances gymniques. Par ailleurs, 9% des articles regardaient l'intérêt de travailler la souplesse sur des plateformes vibrantes en

estimant la souplesse acquise de manière statique ou dynamique, la force explosive gagnée ou encore la diminution de la douleur perçue. Enfin, 7% des articles regardaient l'intérêt des vibrations pour améliorer la force explosive des gymnastes, leur flexibilité, leur coordination ou encore leur équilibre postural.

L'intérêt de programmes de renforcement musculaire comprenant des entraînements neuromusculaires, des exercices en résistance ou des exercices de pliométrie a été étudié par 17% des articles. Ces articles analysaient l'impact sur la force (tests de force explosive, de force musculaire, d'endurance musculaire ou encore mesure de l'activation musculaire), sur les performances gymniques, sur la qualité de l'impulsion ou encore sur la raideur des membres inférieurs. Par ailleurs, 5% des articles étudiaient des programmes visant à améliorer la condition physique des gymnastes, qui consistaient en la pratique du pilate, de l'aqua-gym, de sports explosifs ou du trampoline. L'impact de ces programmes sur la force ou les performances gymniques était étudié. Enfin, 3% des articles s'intéressaient à l'intérêt de la stimulation électrique musculaire sur l'équilibre ou la force.

L'intérêt d'une technique d'apprentissage spécifique, telle qu'un programme pédagogique ou un entraînement sur une machine d'isocinétisme, a été investigué par 12% des articles. L'objectif de ces programmes était l'apprentissage ou la meilleure réalisation d'un mouvement gymnique. Par ailleurs, un article a étudié l'efficacité d'une technique pour apprendre à des novices à réaliser des appuis tendus renversés. Enfin 5% des articles ont analysé l'intérêt d'un programme centré sur le saut pour améliorer la force explosive ou la technique de réception.

L'effet de la pratique de la gymnastique (artistique, rythmique et aérobique) a fait l'objet de trois études. Ainsi, deux articles se sont intéressés à l'impact d'un entraînement de gymnastique sur la force et la souplesse de sujets non-gymnastes (gymnastique aérobique chez des jeunes de 10-12 ans et entraînement gymnique et en pliométrie chez des adolescents). Un article a étudié l'effet d'un entraînement spécifique de six mois sur des caractéristiques de performance (force musculaire, souplesse, etc) pour des GR et des non-gymnastes.

En outre, des études isolées ont étudié le bénéfice de filmer les gymnastes lors d'entraînements pour ensuite analyser avec eux leurs vidéos et les comparer à une réalisation parfaite ; ou l'intérêt de procéder à une activation musculaire par le biais d'exercices en pliométrie dans le cadre d'un échauffement.

L'étude de l'effet d'un entraînement spécifique sur le rachis lombaire concernait trois articles.

L'un d'eux a évalué l'effet de deux types d'entraînement (entraînement adapté ou non au niveau de croissance des gymnastes) sur la souplesse du rachis lombaire. Un second a regardé l'effet de manipulations du rachis lombaire sur l'amplitude de mouvement des hanches. Un dernier article a évalué l'effet d'un programme de renforcement musculaire du tronc (entraînement bi-hebdomadaire pendant dix semaines en pré-saison) sur la lombalgie chez des GAF en évaluant l'endurance des extenseurs et des fléchisseurs du tronc et l'occurrence des cas de lombalgie au cours de la saison [73].

Aspects mécaniques des blessures

L'apparition de blessures en gymnastique a été étudiée d'un point de vue mécanique par 31 articles. Ces articles se sont intéressés pour 79% d'entre eux à la prévention des blessures, certains cherchant à identifier les facteurs de risque, et pour 15% d'entre eux à l'impact des blessures sur les performances des gymnastes.

Une approche du corps complet a été adoptée par 18% des études. Ainsi, deux études ont investigué le lien entre le niveau de force et de souplesse et le risque de blessure. Trois études ont procédé à une revue de la littérature pour identifier les facteurs de risque et les mécanismes de blessure. Enfin, un chapitre de livre a été consacré à la compréhension des contraintes mécaniques exercées par la pratique gymnique sur le corps et aux adaptations opérées par ce-dernier en vue d'établir un modèle de prévention des blessures. Une dernière étude ayant une approche du corps complet a cherché à établir des paramètres permettant de quantifier l'impact de la charge d'entraînement sur le système musculosquelettique en vue de prévenir le surentraînement.

Les membres inférieurs ont fait l'objet de 18% des études. Une étude a analysé l'impact de blessures à la cheville sur l'équilibre et une autre étude a investigué l'impact de blessures aux membres inférieurs sur le contrôle postural. De plus, deux études ont investigué le lien entre l'activation musculaire et les blessures. Par ailleurs, deux études se sont intéressées aux contraintes articulaires au poignet et à l'épaule en vue de comprendre comment réduire le risque de blessure au niveau de ces articulations.

Plus de la moitié des articles (18 articles) s'intéressant aux blessures d'un point de vue mécanique ont étudié le rachis lombaire pour mieux prévenir la lombalgie et comprendre ses mécanismes d'apparition. Pour ce faire, les liens entre le niveau de lordose lombaire et de cyphose thoracique et l'occurrence de lombalgie (six articles) ou entre l'amplitude de mouvement du tronc en flexion-extension et l'occurrence de lombalgie (trois articles) ont été investigués. De plus, deux articles ont estimé le maximum

d'extension lombaire au cours de mouvements de GAF par le biais de vidéos [55] ou de centrales inertielles [72]. Le premier de ces deux articles a également quantifié les impacts au sol en vue d'identifier parmi les cinq mouvements étudiés les facteurs de risque de lombalgie [55], tandis que le second a regardé si la cinématique du rachis lombaire dans le plan sagittal différait entre des gymnastes souffrant de lombalgie et des gymnastes ne manifestant pas de douleur [72]. Par ailleurs, un article s'est intéressé au lien entre l'occurrence de spondylolisthésis et des paramètres sacro-pelviens anormaux à partir de radiographies [74]; et une étude a investigué le lien entre l'inclinaison de la pente sacrée, l'amplitude de flexion de hanche et l'occurrence de lombalgie [75]. Similairement, une étude a investigué le lien entre l'apparition de lombalgie et la posture (hyperlordose, normale ou posture dite *sway back*) [76]. En outre, quatre articles se sont intéressés au lien entre la lombalgie et le niveau de force musculaire : une étude a évalué la force des muscles fléchisseurs et extenseurs du tronc de gymnastes ayant des fractures de pars interarticularis [77], une autre a investigué le lien entre l'endurance des muscles de la sangle abdominale et l'occurrence de lombalgie [76] et deux études du même auteur ont analysé le tonus des muscles extenseurs et fléchisseurs du rachis afin de mieux comprendre les déséquilibres musculaires qui pourraient être à l'origine de lombalgie [78, 79]. De plus, une étude a investigué le lien entre la souplesse (des membres inférieurs, supérieurs et du tronc) et la lombalgie. Par ailleurs, deux études ont analysé dans quelle mesure la lombalgie affectait le contrôle postural en mesurant les mouvements du centre de pression en statique [80, 81]. Enfin, deux revues de la littérature ont étudiées les blessures du rachis lombaire; bien que s'intéressant à plusieurs sports, ces études proposait un éclairage sur les facteurs mécaniques favorisant l'apparition de blessures [31, 82].

Articles de méthodes et d'analyses

La dernière catégorie regroupe 71 articles qui ont proposé de nouvelles méthodes, validé des méthodes existantes, ou encore contribué à améliorer certaines méthodes permettant l'étude de la biomécanique de la gymnastique.

La majeure partie des études s'est intéressée aux méthodes numériques permettant de simuler le mouvement (38% des articles). Par ailleurs, les méthodes d'acquisition et d'analyse du mouvement ont fait l'objet de 27% des études. La moitié d'entre elles ont regardé dans quelle mesure des centrales inertielles pouvaient servir à l'analyse de mouvements gymniques, ces centrales étant positionnées sur le corps du gymnaste ou encore sur le tremplin dans le cas d'un article s'intéressant à l'impulsion.

Trois articles ont étudié des méthodes pour analyser des mouvements gymniques à partir de vidéos. Un article a comparé plusieurs jeux de marqueurs en vue de déterminer le plus performant pour étudier des mouvements sur la barre fixe à partir d'un système d'analyse du mouvement [83]. De plus, un article a étudié le filtrage à basse fréquence des données d'acquisition du mouvement et des efforts au sol en vue de trouver la fréquence de coupure optimale [84]. Enfin, une étude de sensibilité a été menée pour déterminer l'impact de la méthode d'estimation des paramètres inertiels d'un modèle à segments rigides sur la précision des simulations du mouvement [85].

Des méthodes de reconnaissance des mouvements gymniques ont été proposées par 13% des articles. L'objectif était de pouvoir identifier automatiquement le mouvement réalisé à partir de l'analyse de vidéos, de données de centrales inertielles, des efforts au sol ou encore de technologies de détection 3D développées par le laboratoire Fujitsu et qui reposent sur l'utilisation de capteurs lasers.

Des méthodes d'obtention des efforts au sol ont été proposées par 11% des articles. Deux articles ont regardé l'intérêt d'utiliser des centrales inertielles pour estimer les forces d'impact au sol [84, 86]. Deux articles ont quant à eux proposé des méthodes pour calculer les efforts appliqués à la barre fixe, l'un s'appuyait sur de l'analyse vidéo et l'autre enregistrait les déplacements de la barre à partir d'un système d'analyse du mouvement en vue de remonter aux efforts. Un article a mis en place une méthode permettant de calculer les forces de réaction d'un tremplin à partir d'une plateforme de force et d'analyses vidéo. Un dernier article proposait une méthodologie pour mesurer les forces de réaction en trampoline à l'aide de quatre plateformes de force situées sous les pieds du trampoline.

Enfin, 10% des articles ont étudié des méthodes servant à caractériser une population de gymnastes. Ils ont étudié la fiabilité de tests de performance, d'évaluation de la souplesse ou d'évaluation de l'équilibre.

Articles classés dans aucune des six grandes catégories

Quinze articles n'ont pu être classés dans aucune des précédentes catégories et ne seront pas décrits de manière exhaustive :

- Cinq d'entre eux étaient des chapitres de livres consacrés à la biomécanique de la gymnastique. Ces livres présentaient les concepts clefs de la cinématique et de la dynamique pour permettre d'analyser la biomécanique d'un gymnaste.
- Deux s'intéressaient à la conception d'équipements pour aider à l'apprentissage de la gymnas-

tique.

- Deux analysaient la direction du regard lors de sauts en trampoline.
- Un article proposait une méthode pour simuler des mouvements de gymnastique par réalité virtuelle.
- Une étude identifiait les paramètres biomécaniques qui intéressaient un coach de gymnastique lors de l'analyse cinématographique de mouvements gymniques.
- Avec également pour objectif d'aider les entraîneurs, une étude plus récente proposait une méthode d'identification des erreurs techniques en GAF, basée sur l'analyse cinématique de mouvements gymniques.
- Un article analysait la fiabilité de certaines méthodes d'analyses biomécaniques simples et rapides utilisées par les juges de gymnastique artistique pour évaluer la technique de mouvements gymniques.
- Un article analysait les illustrations de livre de gymnastique pour déterminer si la position du centre de masse était réaliste.
- Enfin, un article était une revue de la littérature sur la biomécanique en gymnastique artistique.

1.2.4 Discussion et perspectives

Les 600 articles retenus pour cette étude de portée dépendaient des critères d'inclusion et d'exclusion établis. Les études épidémiologiques ont été exclues et les articles étudiant l'effet d'un entraînement ou caractérisant une population de gymnastes n'ont été retenus que s'ils étudiaient un paramètre biomécanique d'intérêt (paramètre statique, cinématique ou dynamique : vitesse, angle, moment, force, couple, contrainte *etc.*). Ces critères permettaient de ne s'intéresser qu'aux études adoptant une véritable approche biomécanique sans considérer les études ayant une approche purement médicale ou statistique ou encore basées uniquement sur des critères de performance. Ces choix visaient à ne s'intéresser qu'aux articles en lien avec le présent projet de recherche et permettant de montrer sa plus-value ou pouvant servir de référence.

Les sujets qui ont le plus intéressé la littérature scientifique sont ceux servant la recherche de performance et non ceux orientés vers la santé, en particulier dans le domaine de l'analyse du mouvement ou de la caractérisation de populations. Par ailleurs, on peut remarquer que parmi les articles s'intéressant aux blessures, 55% des articles faisaient un focus sur le rachis, résultat non surprenant au

regard de la prévalence des blessures au rachis en gymnastique. En revanche, dans les autres domaines (analyses de mouvements gymniques et caractérisation de populations en particulier), la proportion d'articles consacrée au rachis était bien inférieure. Or, mieux comprendre la cinématique et la dynamique du rachis lors de mouvements gymniques et mieux caractériser le rachis des gymnastes (force et amplitude articulaire) pourrait permettre de mieux appréhender les blessures en gymnastique. Ainsi, il y a un déséquilibre entre la prévalence des blessures au rachis en gymnastique, la nécessité de mieux comprendre la biomécanique du rachis en gymnastique et le nombre de publications dans le domaine.

La quasi-totalité (92%) des articles qui ont analysé des mouvements gymniques ont étudié des mouvements de GAF ou de GAM tandis que seulement 4% se sont intéressés à la GR. En considérant que la prévalence de lombalgie a été évaluée entre 65% et 85% en GAF et GAM et autour de 86% en GR, et au regard de la popularité croissante de ce sport, il semble nécessaire d'analyser la cinématique et la dynamique de mouvements de GR, afin de mieux appréhender les sollicitations mécaniques du rachis dans cette discipline.

Au total, 36% des articles sur la biomécanique de la gymnastique se sont intéressés à la cinématique de mouvements gymniques. Cependant, la moitié des articles ont mené leurs études à partir d'analyses vidéos uniquement. Il en est de même pour les études sur la dynamique de mouvements gymniques. Les vidéos peuvent en effet permettre d'obtenir en deux dimensions, voire en trois dimensions, la cinématique articulaire mais cette approche ne permet pas de remonter avec précision au mouvement relatif des os les uns par rapport aux autres. Par ailleurs, aucune étude n'a investigué l'évolution de la lordose lombaire au cours du mouvement en se basant sur des vidéos, le mouvement des tissus mous rendrait en effet cette approche inappropriée. Ainsi, ce constat adresse le besoin de mettre en place des études, adoptant une méthodologie permettant d'obtenir avec précision la cinématique articulaire, si l'on veut répondre aux enjeux de santé associés à la pratique gymnique. Certaines études ont opté pour ces méthodologies, mais seulement trois d'entre elles se sont intéressées au rachis. Une première étude a utilisé directement les données de positions de neuf marqueurs pour créer trois repères le long du rachis lombaire et calculer la lordose lombaire [58]. Cette méthode est directement sujette aux tissus mous et ne permet donc pas de suivre avec précision le mouvement relatif de la vertèbre L1 par rapport à la vertèbre S1. Deux autres études [59, 72] se sont intéressées au rachis lombaire et ont estimé les courbures du rachis lombaire dans le plan sagittal à partir de centrales inertielles. Cette méthodologie pose également différentes questions et pourrait être remise en cause, notamment en

raison des mouvements relatifs (à la fois en position et en orientation) entre le capteur et la vertèbre qu'il est censée suivre. De plus, ces trois études ont adopté une approche deux dimensions pour suivre l'évolution de la lordose lombaire lors de mouvements gymniques ou de réceptions de sauts. Cependant, au regard de la prévalence connue de cas de scolioses chez les gymnastes [87], la validité de cette approche ne considérant pas les évolutions de courbures dans les plans frontal et transversal peut être discutée. Il n'existe donc pas à ce jour d'études ayant suivi la cinématique du rachis lombaire au cours de mouvements gymniques, en considérant en trois dimensions la cinématique relative des vertèbres. De plus, aucune étude ne s'est intéressée à la dynamique du rachis lombaire lors de mouvements gymniques. Par ailleurs, d'autres auteurs ont adopté une approche purement numérique pour simuler des mouvements de gymnastique mais aucun d'eux ne s'est intéressé au rachis lombaire. En effet, ces approches considéraient des modèles à segments rigides ou des modèles inertiels et le tronc était considéré comme un unique solide rigide.

En outre, les méthodes numériques permettant de simuler le mouvement ont fait l'objet de la majeure partie des articles de méthodes, il semble donc que ce soit aujourd'hui la méthodologie de prédilection pour mieux caractériser la cinématique et la dynamique du mouvement. Seule une de ces études s'intéressait à un modèle à segments rigides articulés couplé à un système d'acquisition du mouvement [88]. Cependant, le logiciel de simulation du mouvement utilisé était un logiciel particulier (LifeMOD, logiciel faisant appel au solveur de dynamique multicorps ADAMS) et peu de détails sur le modèle cinématique et dynamique était donné, ce qui limite le transfert des méthodes et des résultats de cette étude vers d'autres études ou d'autres applications.

Concernant les méthodes d'acquisition et d'analyse du mouvement, la moitié des articles se sont intéressés aux centrales inertiels. Cette méthodologie était également utilisée par deux articles sur trois pour obtenir la cinématique du rachis lombaire. Les centrales inertiels semblent donc susciter l'intérêt des chercheurs probablement parce qu'elles permettent plus facilement la réalisation d'expérimentations en conditions écologiques, notamment en comparaison avec les systèmes optoélectroniques de capture du mouvement. Cependant, la validité d'un modèle basé sur deux centrales inertiels et donc sujettes aux artéfacts de tissus mous pour obtenir la cinématique du rachis est discutable.

En lien avec la prévalence des blessures au rachis en gymnastique, ces constats soulignent donc la nécessité de développer des méthodes qui permettent d'obtenir avec précision la cinématique relative des vertèbres ainsi que de quantifier les forces intervertébrales et les contraintes mécaniques dans les

disques intervertébraux et au niveau des apophyses articulaires. Concernant la cinématique, le recours à des techniques d'imagerie médicale dynamique peut être envisagé. Ces techniques permettent de quantifier le mouvement du rachis lombaire à partir de stéréoradiographies dynamiques [89], de scanners dynamiques, ou encore à partir d'IRM dynamiques ouverts [90]. Cependant, les fréquences d'acquisition restent faibles et les mouvements pouvant être acquis sont limités, ce qui ne permet pas d'imager des mouvements aériens ou des phases dynamiques telle que la réception de mouvements gymniques. Par ailleurs, pour évaluer les contraintes mécaniques au sein du rachis, il peut être envisagé de mesurer la pression intra-discale [91, 92]. Cependant, ces méthodes sont très invasives car elles nécessitent d'implanter chirurgicalement un capteur de pression au sein du nucleus des disques intervertébraux. Les systèmes de capture du mouvement basés sur des marqueurs réfléchissants ont quant à eux été utilisés par 45 études analysant des mouvements gymniques, bien qu'une seule étude s'intéressait spécifiquement à la cinématique du rachis lombaire [58]. Mais cette technique ne peut pas être utilisée seule pour suivre la cinématique du rachis car il faudrait positionner trois marqueurs sur chaque vertèbre [93] ce qui n'est pas possible *in vivo*. Il est cependant possible d'utiliser des broches intra-corticales, sur lesquelles un cluster de trois marqueurs est fixé. Bien que déjà utilisé pour étudier la cinématique lombaire lors de la marche, cette technique pose des questions éthiques car elle est très invasive et comporte des risques infectieux [94]. Elle serait par ailleurs totalement inappropriée au vu des risques résultant de l'exécution de mouvements gymniques. Une autre approche consiste à coupler les données de capture du mouvement classique avec un modèle cinématique qui permet de distribuer les translations et les rotations entre les différents étages vertébraux. Une procédure d'optimisation cinématique multi-corps permet ensuite d'obtenir la cinématique des segments du modèle et en particulier des vertèbres [95]. Couplés à un modèle inertiel et à la mesure des efforts extérieurs, ces modèles cinématiques permettent également de calculer les torseurs intersegmentaires, en particulier les moments intersegmentaires. De plus, si le modèle est complété d'un modèle musculaire et ligamentaire, les forces musculaires et ligamentaires mises en jeu dans la réalisation du mouvement analysé peuvent être obtenues par des méthodes d'optimisation numérique car le problème mathématique est sous-contraint. Puis, par suite, les forces de contact intra-articulaire peuvent être estimées [95]. Cette dernière approche semble donc convenir pour analyser la cinématique et la dynamique du rachis lors de mouvements gymniques. Cependant, elle présente des défis méthodologiques importants, en particulier pour développer un modèle cinématique doté d'un rachis articulé et permettant de simuler des

mouvements gymniques avec un temps de calcul raisonnable.

Par ailleurs, de nombreuses études ont cherché à caractériser la force, la souplesse, l'équilibre ou encore la proprioception des gymnastes. Cependant, chacune de ces études considérait une population particulière de gymnastes et quantifiait une propriété biomécanique avec une méthodologie donnée et il semblait difficile de comparer les résultats et de tirer des conclusions généralisables de ces études. Une étude plus approfondie via une revue systématique permettrait en revanche de guider les futures recherches et pourrait idéalement donner lieu à des méta-analyses caractérisant les propriétés mécaniques du système musculo-articulaire des gymnastes et soulignant ses spécificités par rapport à celui de la population générale.

Enfin, 10% des études ont analysé l'effet d'un entraînement spécifique, mais seulement 7% d'entre elles regardaient l'effet sur la santé. En particulier, une étude avait une approche similaire à celle mise en œuvre dans la présente thèse et analysait l'effet d'un programme de renforcement musculaire du tronc [73] sur la lombalgie. L'endurance des fléchisseurs et des extenseurs du rachis était mesurée avant et après dix semaines de pratique du programme. Néanmoins, bien que les résultats étaient prometteurs, les évaluations concernant le retentissement sur la lombalgie et la pratique gymnique reposaient uniquement sur des questionnaires, ce qui ne permettait pas d'identifier les facteurs biomécaniques mis en jeu.

Enfin, il est intéressant d'examiner les paramètres biomécaniques considérés par les études analysant le rachis lombaire avec une approche « santé », en vue d'identifier les potentiels facteurs de risque de lombalgie. Les liens entre les caractéristiques du système musculosquelettique des gymnastes, les spécificités des mouvements gymniques et le risque de lombalgie semblent donc pouvoir être investigués à travers les mesures et analyses suivantes :

- Quantification des impacts au sol.
- Analyse du contrôle postural.
- Mesure de l'endurance musculaire des extenseurs et fléchisseurs du rachis et des muscles de sangle abdominale.
- Mesure de la souplesse des membres inférieurs, des membres supérieurs et du tronc.
- Estimation du maximum de lordose lombaire en statique et au cours de mouvements gymniques.
- Estimation du niveau de lordose lombaire lors de la réception de sauts.
- Mesure des paramètres pelviens, de la lordose lombaire et de la cyphose thoracique en statique.

- Mesure de l’amplitude de mouvement du rachis lombaire et des hanches.

À RETENIR

L’analyse des **600 articles** retenus pour l’étude de la portée sur la **biomécanique de la gymnastique** a permis d’identifier les points suivants :

- La majorité des articles avaient une approche « performance » et non « santé ».
- Seulement trois articles se sont intéressés à la cinématique du rachis lombaire lors de mouvements gymniques.
- Aucune étude n’a réussi à suivre avec précision la cinématique relative des vertèbres lombaires.
- Développer une méthodologie permettant d’obtenir avec précision la cinématique articulaire et en particulier la cinématique relative des vertèbres, contribuerait à mieux répondre aux enjeux de santé associés à la pratique gymnique.

1.3 Modélisation musculosquelettique

1.3.1 Introduction

La section précédente (1.2) a souligné l’intérêt de méthodes qui permettraient d’obtenir avec précision la cinématique et la dynamique du rachis lombaire lors de mouvements gymniques afin de quantifier l’évolution de la lordose lombaire et les contraintes exercées sur le rachis lombaire au cours du mouvement. En effet, les données de capture du mouvement seules ne permettent pas d’obtenir en trois dimensions la cinématique des vertèbres pour en déduire la lordose lombaire et les contraintes intervertébrales ne peuvent pas être directement mesurées. Bien que dans le cadre de l’étude de mouvements gymniques ces approches n’aient pas encore été explorées, elles ont en revanche été développées pour d’autres applications, plus simples au regard des mouvements analysés (marche, course, soulevé de poids). Ces approches reposent sur des simulations dynamiques du mouvement couplant un modèle descriptif de l’anatomie et de la physiologie du système musculosquelettique, appelé modèle musculosquelettique, et des données de capture du mouvement [95]. Plusieurs logiciels de simulation

du mouvement ont été développés par des laboratoires, les plus populaires étant Opensim [95] et Anybody [96], mais de nombreux autres logiciels se développent comme BoB [97] ou encore CusToM [98]. Opensim et CusToM sont disponibles gratuitement, mais Anybody et Bob ne sont pas librement accessibles ce qui rend plus difficile le partage de modèles et la reproduction des résultats par d'autres chercheurs. Opensim et CusToM ont également l'avantage de permettre à l'utilisateur de modifier les modèles. Au début de la présente thèse, un certain nombre de fonctionnalités n'étaient pas encore disponibles sur CusToM, en particulier l'implémentation de couplages cinématiques, le logiciel Opensim a donc été choisi.

1.3.2 Généralités sur les modèles musculosquelettiques

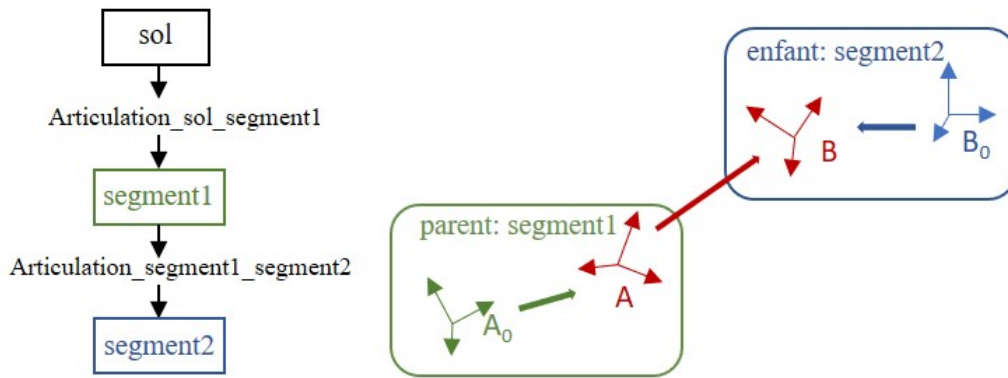


FIGURE 1.13 – Exemple de chaîne cinématique et schéma illustrant la relation cinématique entre deux segments. Le repère A_0 (respectivement B_0) est le repère du segment 1 (respectivement 2). Le repère A (respectivement B) est le repère articulaire associé au segment 1 (respectivement 2).

Les modèles musculosquelettiques sont composés de segments rigides dotés de propriétés géométriques (géométrie osseuse, taille) et inertielles (masse, centre de masse et inertie). Ces segments forment une chaîne cinématique et sont reliés par des articulations qui définissent comment deux segments peuvent bouger l'un par rapport à l'autre (Fig. 1.13). Un repère tri-dimensionnel est associé à chaque segment et permet de définir la position et l'orientation d'un repère articulaire, le plus souvent fixe par rapport au repère du segment. La relation cinématique entre deux segments articulés est définie par la translation et la rotation entre leurs repères articulaires respectifs. Les degrés de liberté des articulations définissent les coordonnées généralisées du modèle. Des degrés de liberté peuvent être couplés en ajoutant des contraintes articulaires, ce qui permet de diminuer le nombre de coordonnées généralisées du modèle. Au-delà du système squelettique, il est possible de modéliser le système mus-

culaire, en considérant les unités musculo-tendineuses comme des forces, agissant en deux points reliés aux segments et permettant de générer le mouvement. Dans le cadre de ce manuscrit, le terme de modèle squelettique est employé pour désigner un modèle uniquement composé de segments rigides articulés et le terme de modèle musculosquelettique fait référence à un modèle composé d'un système squelettique et d'un système musculaire.

1.3.3 Modèles musculosquelettiques de référence

Cette partie s'intéresse aux principaux modèles musculosquelettiques que l'on peut trouver dans la littérature et qui présentent un intérêt pour l'étude de la cinématique et de la dynamique du rachis lombaire. Les modèles présentés ont donc *a minima* un rachis lombaire articulé.

Modèles cinématiques et musculaires

Une revue de la littérature récente, qui s'est intéressée aux modèles musculosquelettiques thoracolumbaires, révèle que bien que de nombreux modèles de rachis aient été publiés, beaucoup sont basés sur les mêmes modèles originaux [99]. Cette revue de la littérature répertoriait ainsi treize modèles dits originaux, le tableau 1.2 donne un aperçu des caractéristiques majeures de ces modèles. Le domaine d'application des modèles, les segments et les muscles les constituant ainsi que leur niveau de personnalisation sont précisés. Les choix de modélisation concernant la cinématique du rachis lombaire, thoracique et cervical sont mis en avant (nombre de degrés de liberté au niveau des articulations intervertébrales, éventuel couplage cinématique, position des centres articulaires intervertébraux). Les éléments implémentés et servant à définir une relation force-déplacement linéaire ou non linéaire entre segments (appelés éléments de forces passif) sont également référencés. Enfin, les simulations réalisées avec chacun de ces modèles et permettant d'estimer les contraintes intervertébrales sont précisées. Un focus plus particulier est ensuite fait sur la cinématique des modèles développés avec *Opensim* car ces éléments ont servi au développement d'un modèle musculosquelettique dans le cadre de la thèse.

TABLEAU 1.2 – Tableau référençant les principaux modèles musculosquelettiques de rachis de la littérature.

Abréviations utilisées : FE - flexion/extension, DEV - déviation latérale, ROT - rotation axiale, MI/S - membres inférieurs/supérieurs, DIV - disques intervertébraux, ddl - degré de liberté, lomb - lombaire, thor - thoracique, cerv - cervical, IK - cinématique inverse (Inverse Kinematics), FDK - cinématique directe (Forward Kinematics), ID - dynamique inverse (Inverse Dynamics), DD - dynamique directe (Direct Dynamics), SO - optimisation statique (Static Optimisation).

Références	Segments du modèle	Application	Niveau de personnalisation	Articulations intervertébrales	Couplage cinématique du rachis	Position des centres articulaires	Éléments de force passifs	Faisceaux musculaires (nombre)	Simulations	Logiciel
de Zee et al. (2007) [100]	pelvis, L1-L5, thorax	soulever de poids	modèle générique	lomb : 3 ddl (rotation), thor : NA, cerv : NA	non	d'après [30]	aucun	154	ID, SO	AnyBody
Christophy et al. (2012) [101]	pelvis, sacrum, L1-L5, thorax	FE du rachis lomb	modèle générique	lomb : 3 ddl (rotation), thor : NA, cerv : NA	oui (rachis lomb), voir ref dans texte	d'après [30]	aucun	23	NA	Opensim
Huynh et al. (2013) [102]	corps complet dont C1-L5	fauteuil roulant	modèle générique	lomb : 3 ddl (rotation), thor : 3 ddl (rotation), cerv : 3 ddl (rotation)	non	-	DIV (linéaire), ligaments (linéaire), pression intra-abdominale	6 groupes musculaires (rachis et abdominaux)	IK ID, SO	LifeMOD
Bruno et al. (2015) [103]	pelvis, sacrum, T1-L5, sternum, MS, tête - cou	soulever de poids	modèle générique	lomb : 3 ddl (rotation), thor : 3 ddl (rotation), cerv : NA	oui (rachis thoraco-lombaire), voir ref dans texte	centres géométriques des DIV	aucun	32 groupes musculaires	ID, SO	Opensim
Ignasiak et al. (2016) [104]	pelvis, sacrum, T1-L5, sternum, tête - cou	FE du rachis lomb et thor	modèle générique	lomb : 6 ddl, thor : 6 ddl, cerv : NA	non	d'après [30]	articulations intervertébrales (linéaire), articulations costo-vertébrales/transversaires et sterno-costales (linéaire)	227	FDK, ID	AnyBody
Khurelbaatar et al. (2015) [105]	pelvis, sacrum, C1-L5, côtes, sternum, MS, tête	FE/DEV/ROT du rachis lomb/thor/cerv	semi-individualisé	lomb : 6 ddl, thor : 6 ddl, cerv : 6 ddl	non	-	DIV (non linéaire), ligaments (non linéaire), apophyses articulaires, cartilage costal	262	ID, SO	RECURDYN

Rupp et al. (2015) [106]	MI, Pelvis, sacrum, L1-L5, thorax, MS	flexion du rachis lomb	modèle générique	lomb : 6 ddl, thor : NA, cerv : NA	non	-	DIV (non linéaire), ligaments (non linéaire)	202	DD	logiciel interne
Malakoutian et al. (2018) [107]	Pelvis, sacrum, L1-L5, thorax, humérus	activités de la vie quotidienne	modèle générique	lomb : 6 ddl, thor : NA, cerv : NA	non	-	articulations intervertébrales (non linéaire), pression intra-abdominale	210	DD, SO	ArtiSynt
Bayoglu et al. (2019) [108]	sacrum, C1-L5, côtes, sternum, crâne (3 segments), épaules (3 segments)	FE/DEV /ROT du rachis lomb/thor /cerv	modèle individualisé	lomb : 3 ddl (rotation), thor : 3 ddl (rotation), cerv : 3 ddl (rotation)	non	lomb : d'après [30], thor : centres géométriques des DIV, cerv : d'après [109]	articulations intervertébrales (linéaire)	351	ID, SO	AnyBody
Favier et al. (2021) [110]	MI, pelvis, sacrum, L1-L5, thorax (3 segments), MS, head-neck	activités de la vie quotidienne	semi-individualisé	lomb : 3 ddl (rotation), thor : NA, cerv : NA	oui (rachis lomb), voir ref dans texte	d'après [30]	articulations intervertébrales (linéaire)	538	IK, ID, SO	Opensim
Fasser et al. (2021) [111]	Pelvis, sacrum, L1-L5, thorax	FE/DEV /ROT du rachis lomb	semi-individualisé	lomb : 3 ddl (rotation), thor : NA, cerv : NA	oui (rachis lomb), d'après [112]	centres géométriques des DIV	aucun	230	IK, ID, SO	Matlab
Lerchl et al. (2022) [113]	pelvis, sacrum, L1-L5, thorax, MS, tête-cou	activités statiques	semi-individualisé	lomb : 3 ddl (rotation), thor : NA, cerv : NA	non	centres géométriques des DIV	DIV (non linéaire), ligaments (non linéaire)	103	ID, SO	Simpack
Guo et al. (2021) [114]	pelvis, sacrum, C1-L5, côtes, sternum, MS, tête	soulevé de terre	modèle générique	lomb : 3 ddl (rotation), thor : NA, cerv : NA	non	-	DIV (linéaire), ligaments (non linéaire), apophyses articulaires, pression intra-abdominale	214	DD	Opensim

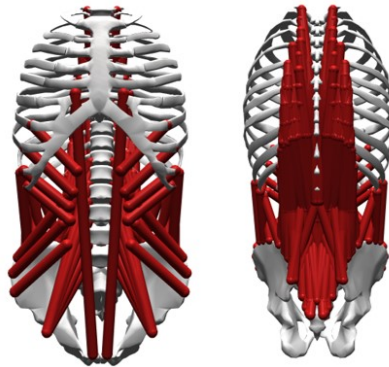


FIGURE 1.14 – Modèle de Christophy [101] de face et de dos faisant apparaître les segments et les unités musculo-tendineuses.

Un modèle de référence dans la littérature est le modèle de tronc de Christophy et collaborateurs (2012) (Fig. 1.14) [101]. Le rachis lombaire de ce modèle est entièrement articulé, les translations entre vertèbres sont négligées et un couplage cinématique contraint linéairement en flexion-extension, déviation latérale et rotation axiale le mouvement des articulations intervertébrales de S1/L5 à L2/L1. Ainsi, trois coordonnées généralisées permettent de piloter les 15 degrés de liberté du rachis lombaire. En revanche, le rachis thoracique est rigide. Les coefficients de couplage cinématique, définissant la répartition de courbures dans le rachis lombaire, sont définis à partir de trois études différentes pour la flexion-extension [115], la déviation latérale [94] et la rotation axiale [116]. Ces études ont évalué *in vivo* les amplitudes de mouvement intervertébrales en ayant recours à la vidéofluoroscopie [115], à l'imagerie IRM [116] ou à des broches intra-corticales sur lesquelles un cluster de trois marqueurs était fixé [94]. Les centres articulaires des articulations intervertébrales sont placés d'après une étude de Pearcy et Bogduk (1988) [30]. Cependant il s'agit d'une étude en deux dimensions dans laquelle les centres articulaires ne sont évalués qu'en flexion-extension. La validité de la position des centres articulaires pour des mouvements réalisés dans une autre direction que la flexion-extension est donc discutable. Néanmoins, le modèle de Christophy présente des résultats satisfaisants en flexion-extension qui ont valu à ce modèle d'être intégré dans plusieurs modèles « corps complet » de la littérature [117, 118]. En particulier, le modèle de Raabe et Chaudhari (2016), développé pour étudier la course à pied, est un modèle classiquement utilisé pour des applications sportives et ayant pour tronc le modèle de Christophy [117]. Cependant, le modèle de Christophy présente une autre limite importante : la somme des coefficients de couplage cinématique en rotation axiale fait 0,18 et non 1. Il semblerait donc que le modèle soit contraint en rotation axiale de manière arbitraire.

Dans la continuité du modèle de Christophy, Bruno et collaborateurs (2015) ont proposé un modèle musculosquelettique du haut du corps avec un rachis lombaire et thoracique entièrement articulé [103]. Ce modèle a pour application différentes activités telles que porter et déplacer des objets. Le rachis thoraco-lombaire est paramétré par trois coordonnées généralisées puisque les mouvements intervertébraux de flexion-extension, déviation latérale et rotation axiale des articulations de S1/L5 à T2/T1 sont couplés, une fraction du mouvement total a été attribuée à chaque articulation *via* le même type de couplage cinématique que dans le modèle de Christophy. Ainsi, trois coordonnées généralisées permettent de piloter les 51 degrés de liberté du rachis thoraco-lombaire. La détermination des coefficients cinématiques repose sur les mêmes études que le modèle de Christophy, ainsi que sur deux études supplémentaires, utilisées en particulier pour la partie thoracique [119, 120]. De plus, ce modèle a la particularité d'avoir des côtes et un sternum articulés, ajoutant 75 degrés de liberté et 27 coordonnées généralisées au modèle. Dans ce modèle, les centres articulaires des articulations intervertébrales sont placés aux centres géométriques des disques intervertébraux. Cependant, il semblerait que ce modèle utilise le même type d'artifice que le modèle de Christophy pour privilégier cette fois-ci des mouvements de flexion-extension et non de déviation latérale ou de rotation axiale. En effet, la somme des coefficients de couplage cinématique fait deux pour la flexion-extension (1 pour le rachis lombaire et 1 pour le rachis thoracique), un pour la déviation latérale (0,3 pour la rachis lombaire et 0,7 pour le rachis thoracique) et un pour la rotation axiale (0,2 pour la rachis lombaire et 0,8 pour le rachis thoracique).

Plus récemment, Favier et collaborateurs (2021) ont proposé un modèle corps complet pour l'étude de mouvements de la vie courante et comprenant un modèle détaillé pour le tronc [110]. Le rachis lombaire est articulé et le rachis thoracique est fait de deux parties rigides articulées entre elles. Les articulations du rachis lombaire sont couplées linéairement en flexion-extension, déviation latérale et rotation axiale, les coefficients de couplage cinématique dans les trois directions venant de l'étude utilisée par Christophy pour définir les contraintes cinématiques en déviation latérale [94]. Les centres articulaires du rachis lombaire sont par ailleurs placés comme dans le modèle de Christophy. Dans ce modèle, la somme des coefficients cinématiques fait bien un pour la flexion-extension, la déviation latérale et la rotation axiale, il n'y a pas d'artifice utilisé pour privilégier une direction par rapport à une autre à la différence des modèles de Christophy et de Bruno.

Les trois modèles de rachis présentés ci-dessus (Christophy [101], Bruno [103], Favier [110]) consi-

dèrent une seule coordonnée généralisée par direction pour le rachis lombaire ou thoraco-lombaire. Une étude a analysé l'influence de ce type de couplage cinématique sur la cinématique du rachis [121]. A partir d'une version améliorée du modèle de Bruno, plusieurs conditions de contraintes cinématiques ont été testées (modèles disposant de trois à neuf coordonnées généralisées sur l'ensemble du rachis thoraco-lombaire et un modèle sans couplage cinématique) [121]. D'après cette étude, le meilleur compromis entre erreurs de reconstruction cinématique des marqueurs (RMSE) et comportement physiologique semble être les modèles à quatre ou six coordonnées généralisées.

Guo et collaborateurs (2021) ont proposé un modèle de tronc avec une approche cinématique et dynamique différente [114]. A la différence des trois modèles précédents [101, 103, 110], les translations intervertébrales n'ont pas été négligées et des matrices de rigidité ont été implémentées entre deux vertèbres adjacentes pour simuler l'effet des disques intervertébraux et permettre six degrés de liberté [114]. Il s'agit de matrices diagonales 6x6 avec 11 termes indépendants qui relient linéairement les forces et les moments exercés sur des vertèbres adjacentes à la quantité de translation et de rotation entre ces mêmes vertèbres. Ces matrices de rigidité étaient également implémentées, en plus des contraintes de couplage cinématique, dans le modèle de Favier et servaient pour le calcul des efforts articulaires. De plus, le modèle de Guo prenait en compte la pression intra-abdominale en lien avec l'activation des muscles profonds de la cavité abdominale (diaphragme, transverse et périnée) en vue d'investiguer le rôle de la pression intra-abdominale sur les forces de compression au sein des disques intervertébraux [114]. A la différence des modèles précédents qui avaient pour objectif de prédire les contraintes intervertébrales par des calculs de dynamique inverse, ce modèle avait pour objectif de prédire le mouvement des vertèbres lors d'un mouvement de flexion par des calculs de dynamique directe. Pour ce faire, les simulations se sont appuyées sur des données de la littérature présentant des valeurs d'activation musculaire et de contraintes intervertébrales lors d'un mouvement de flexion [122]. Cette méthodologie limite les mouvements pouvant être étudiés avec ce modèle.

Modèles inertiels

Les propriétés inertielles des segments (masse, centre de masse et matrice d'inertie) ont une importance capitale lors des calculs de dynamique, en particulier lors de mouvements à vitesse d'exécution rapide, nécessitant de fortes accélérations segmentaires. Il existe plusieurs méthodes pour déterminer les propriétés inertielles des modèles musculosquelettiques.

Une première méthode consiste à déterminer *in vivo* des paramètres inertiels, c'est le cas du modèle de Favier [110]. En effet, les géométries proviennent d'imagerie IRM et les paramètres inertiels ont été déterminés par analyse de la densité des os et des tissus sur les images IRM. Les paramètres inertiels sont alors spécifiques au sujet sur lequel les mesures *in vivo* ont été réalisées. C'est un avantage pour l'étude de ce sujet particulier, mais c'est une limite si le modèle obtenu est utilisé comme modèle générique pour étudier d'autres sujets. En effet, dans ce second cas, les paramètres inertiels peuvent être mis à l'échelle des autres sujets mais les répartitions de masse au sein des os et des tissus restent spécifiques au sujet d'origine, ce qui est d'autant plus problématique si les sujets étudiés ont des morphologies très différentes. De plus, la détermination des paramètres inertiels *in vivo* nécessite des technologies auxquelles les laboratoires n'ont pas facilement accès tels que l'IRM [110] ou les scanners [123, 124] et qui sont très chronophages dans le cas de grandes cohortes. Il est donc difficile d'individualiser les paramètres inertiels des modèles grâce à ces méthodes.

A défaut de pouvoir mesurer directement les paramètres inertiels des segments sur les individus, une seconde méthode consiste à utiliser des tables anthropométriques de la littérature créées à partir de mesures sur cadavres ou *in vivo*. Cette méthode a été présentée historiquement par Winter (2009) [125]. Un des jeux d'équations de mise à l'échelle des paramètres inertiels le plus utilisé est celui de de Leva (1996) qui repose sur des régressions linéaires basées sur la masse totale et la longueur des segments [126]. Ces tables anthropométriques sont une adaptation de celles de Zatsiorsky (1990) et permettent aux longueurs des segments d'être définies à partir des centres articulaires et non de reliefs anatomiques [127]. Cependant, ces équations font référence aux plans frontaux, sagittaux et horizontaux des segments qui ne sont pas toujours clairement définis et le lien avec les repères articulaires peut être difficile à établir. Plus récemment, Dumas et collaborateurs (2005) ont ainsi proposé des tables anthropométriques exprimant les paramètres inertiels dans les repères articulaires recommandés par la Société Internationale de Biomécanique [29, 128]. Une des particularités de ce modèle est également de permettre de prendre en compte le non-alignement du centre de masse des segments avec leur axe longitudinal et par suite de considérer la présence de produits d'inertie non-nuls dans les matrices d'inertie. L'étude de Pearsall et collaborateurs (1996) qui a la particularité d'avoir déterminé par tomodynamométrie les paramètres inertiels des différents niveaux vertébraux, du thorax, de l'abdomen et du bassin a été utilisée pour déterminer les paramètres inertiels du tronc du modèle de Bruno et de Christophy [101, 103, 123].

Cependant l'utilisation de tables anthropométriques au-delà des populations pour lesquelles elles ont été établies conduit à des erreurs puisque les paramètres inertiels varient en fonction de l'origine ethnique, de l'âge, du sexe, de la musculature et de toute particularité morphologique [129]. Les modèles volumiques (également appelés modèles géométriques) permettent de mieux prendre en compte les spécificités morphologiques des sujets. Ces modèles permettent d'estimer les inerties des segments à partir de la mesure *in vivo* des géométries externes des segments et de l'utilisation de tables anthropométriques attribuant à chaque segment une densité. Yeadon (1990) a ainsi proposé un modèle segmentant le corps humain en 40 solides de géométries simples qui sont caractérisés par 95 relations anthropométriques [130]. Les volumes des segments peuvent également être déduits de la reconstruction 3D des os et des géométries externes réalisée à partir d'images EOS [128] ou IRM [131], ces méthodes ayant l'avantage de distinguer les tissus osseux et mous pour l'attribution des densités. Plus récemment, certains auteurs ont proposé d'estimer les géométries externes des segments à partir de photographies, cette méthode ayant l'avantage d'être très accessible [132]. Cependant les modèles géométriques font deux hypothèses majeures et discutables : la densité des segments ou des tissus est considérée homogène et la valeur de cette densité est estimée.

Pour dépasser les limites des modèles proportionnels et géométriques, certains auteurs ont proposé d'estimer les paramètres inertiels par optimisation en identifiant ceux qui permettent de vérifier au mieux les équations de la dynamique [133]. Cette méthode, également utilisée dans le domaine de la robotique, repose sur l'utilisation de matrices de régression qui permettent d'établir une relation linéaire entre les efforts extérieurs mesurés (forces et moments) et les paramètres inertiels [134]. Cette méthode peut également être utilisée pour valider les paramètres inertiels à partir de la mesure des efforts extérieurs [129].

Dans la littérature des modèles musculosquelettiques, l'origine des paramètres inertiels est souvent peu détaillée, que ce soit dans le cas de l'utilisation de tables anthropométriques ou lors de la réutilisation de paramètres inertiels provenant d'un précédent modèle musculosquelettique. Souvent, l'étude dont sont issus les paramètres inertiels est précisée mais la manière dont les paramètres inertiels ont été mis à l'échelle et adaptés aux repères segmentaires du nouveau modèle musculosquelettique n'est pas précisée. Cela limite l'utilisation de paramètres inertiels provenant d'un précédent modèle musculosquelettique. Parfois plusieurs modèles inertiels sont combinés, comme dans le cas du modèle de Bruno [103], mais la manière dont ces modèles ont été combinés pour assurer une cohérence dans la

mise à l'échelle est rarement détaillée.

1.3.4 Intérêt de la personnalisation

Dans le cadre de la modélisation musculosquelettique, il est possible de concevoir des modèles génériques représentant un humain moyen ou des modèles personnalisés représentant un individu particulier. Il est également possible de personnaliser un modèle générique pour l'adapter à la morphologie et aux spécificités de l'individu étudié. Une première étape de personnalisation consiste à mettre à l'échelle de l'individu (*ie.* à sa taille et à sa masse) les longueurs des segments et les paramètres des unités musculo-tendineuses, mais aussi les paramètres inertiels. Cette mise à l'échelle peut se faire de manière linéaire *via* la détermination d'un coefficient multiplicateur pour chaque segment [95]. Il est aussi possible d'avoir recours à une procédure d'optimisation qui vise à faire varier les propriétés géométriques des segments pour minimiser les erreurs au sens des moindres carrés sur les résultats de la cinématique, à savoir les écarts entre les marqueurs réels et les marqueurs virtuels placés sur le modèle [135, 136].

Au-delà de la mise à l'échelle, il est possible de personnaliser les géométries osseuses et leur position à partir de tomographie assistée par ordinateur [137], de stéréoradiographies [138, 139] ou d'images IRM [110]. Les insertions et les points de passage des unités musculo-tendineuses peuvent également être individualisés [137, 140].

Certaines de ces techniques ont été utilisées pour personnaliser des modèles musculosquelettiques de rachis. Ainsi, parmi les modèles de rachis présentés dans la partie 1.3.3, quatre sont semi-individualisés [105, 110, 111, 113] et un seul est entièrement individualisé [108]. Les géométries osseuses du modèle de Khurelbaatar (2015) sont issues d'images tomographiques, il s'agit du seul élément individualisé dans ce modèle [105]. Les géométries osseuses et musculaires ainsi que les paramètres inertiels du modèle de Favier (2021) ont été personnalisés à partir d'images IRM [110]. Mais les propriétés musculaires (longueur et force maximales) n'ont pas été individualisées. En revanche, le modèle de Bayoglu (2019) est entièrement individualisé à partir d'une base de données anatomiques construite à partir d'un cadavre [108]. Cependant, bien que ces modèles musculosquelettiques [105, 108, 110] soient individualisés ou semi-individualisés, ils le sont pour un individu et les auteurs ne proposent pas de processus pour permettre d'élaborer facilement d'autres modèles correspondant à d'autres individus. À l'inverse, Lerchl et collaborateurs (2022) ont proposé un processus semi-automatisé pour générer des modèles

personnalisés du rachis thoracolombaire à partir d’images tomographiques [113]. Ce processus permet d’extraire les géométries des vertèbres et des points d’intérêt en vue d’individualiser également les insertions musculaires et de calculer les masses des segments [113]. Similairement, Fasser et collaborateurs (2021) ont présenté un processus de personnalisation du rachis thoraco-lombaire à partir de radiographies EOS [111]. L’annotation des vertèbres lombaires et thoraciques, du sacrum, du pelvis, des têtes fémorales et de la cage thoracique sur les stéréoradiographies de face et de profil permet d’individualiser la taille et l’alignement des vertèbres ainsi que la distribution de masse dans le tronc [111].

L’intérêt de personnaliser les modèles musculosquelettiques a été étudié par plusieurs auteurs [137, 141, 142]. Il a été montré que personnaliser un modèle de membres inférieurs en termes de propriétés inertielles, de propriétés géométriques des unités musculo-tendineuses et de forces musculaires maximales améliorait la prédiction des efforts musculaires à la cheville, au genou et à la hanche [141]. Toujours dans le cadre de la personnalisation de modèles de membres inférieurs, il a également été montré que la personnalisation des propriétés inertielles, des centres articulaires et des forces musculaires maximales permettait d’obtenir des longueurs musculaires, des forces musculaires et des activations musculaires plus physiologiques [142]. Concernant la modélisation du rachis thoraco-lombaire, il a été montré que la personnalisation des insertions musculaires modifiait la répartition des contraintes dans le rachis par rapport à un modèle générique [137]. Suite à ce constat, les auteurs ont recommandé la personnalisation des modèles de rachis pour une compréhension plus fine du comportement mécanique de ce dernier [137]. De plus, personnaliser les modèles musculosquelettiques permet d’étudier les variabilités inter-individuelles et les caractéristiques de certaines populations spécifiques.

Cependant, les processus de personnalisation reposent sur la lecture d’images cliniques et peuvent introduire des erreurs liées à l’opérateur ou à la qualité des images. La sensibilité des modèles de membres inférieurs personnalisés aux erreurs d’identification des paramètres sur les images cliniques a été analysée [143, 144]. Il a été montré que des incertitudes sur l’identification des points anatomiques et des géométries des unités musculo-tendineuses n’avaient pas d’influence significative sur la cinématique et la dynamique de la marche [143, 145]. Il a également été montré que les modèles personnalisés étaient robustes aux erreurs de positionnement des axes des repères articulaires [144]. Des études similaires mais concernant la sensibilité du processus de personnalisation du rachis n’ont pas été trouvées dans la littérature.

À RETENIR

- En vue d'obtenir la cinématique et la dynamique du rachis lombaire au cours du mouvement, des données de **capture du mouvement** peuvent être couplées à un **modèle musculosquelettique**.
- Les modèles musculosquelettiques sont composés de segments rigides (dotés de propriétés géométriques et inertielles) qui sont articulés et permettent des simulations dynamiques du mouvement.
- *OpenSim* est un logiciel de simulation du mouvement qui présente l'avantage d'être gratuit et de permettre la modification des modèles par l'utilisateur.
- **Bruno et collaborateurs (2015)** ont proposé un modèle du haut du corps, doté d'un **rachis thoraco-lombaire articulé** et développé avec *Opensim*.
- **Personnaliser un modèle musculosquelettique générique** permet de l'adapter à la morphologie et aux spécificités de l'individu étudié.
- Les modèles musculosquelettiques de rachis peuvent être personnalisés à partir d'**images cliniques**.

1.4 Conclusions de l'état de l'art et objectifs de la thèse

L'objectif de la thèse était de quantifier l'effet du programme gym+ sur des paramètres statiques et dynamiques considérés comme des facteurs de risque de lombalgies. L'objectif était également de mieux comprendre les mécanismes sous-jacents de ce programme en prenant en compte les spécificités individuelles.

Les populations étudiées étaient celles ciblées pour la pratique gym+, à savoir les gymnastes compétiteurs et la population générale. Les participants recrutés dans le cadre des recherches pratiquaient pendant quinze semaines le programme gym+ et une évaluation biomécanique était réalisée en pré et post-programme. Les évaluations pré et post-programme étaient identiques et la comparaison pré-*versus* post-programme devait permettre d'évaluer l'impact de ce programme de renforcement

musculaire spécifique sur le complexe spino-pelvien.

La gym+ a pour objectif principal la prévention et le traitement des lombalgies *via* une diminution des contraintes mécaniques exercées au niveau du rachis lombaire. Au regard de la littérature (section 1.1), les hypothèses suivantes ont été formulées :

- La gym+ est basée sur des consignes d'auto-grandissement, d'expiration forcée et de contraction du périnée en vue d'engager les muscles profonds du bassin et de la sangle abdominale. La gym+ devrait donc permettre de modifier les paramètres positionnels du bassin et les courbures rachidiennes en condition statique et au cours du mouvement.
- La modification des paramètres positionnels du bassin et des courbures rachidiennes devrait permettre de diminuer les contraintes mécaniques dans le rachis lombaire au cours de mouvements gymniques ou de la vie quotidienne.

L'évaluation biomécanique devait donc permettre de quantifier les paramètres positionnels du bassin et les courbures rachidiennes en condition statique. L'évaluation en condition statique devait également contribuer à comprendre le rôle des différentes consignes de la gym+ (auto-grandissement, expiration forcée et contraction du périnée) sur les paramètres spino-pelviens. L'évaluation biomécanique devait par ailleurs permettre d'estimer l'évolution de la courbure du rachis lombaire et de quantifier les contraintes mécaniques au niveau du rachis lombaire, au cours de mouvements gymniques ou de la vie quotidienne. Il était souhaité que le protocole développé soit identique pour les deux types de populations étudiées, gymnastes et population générale, pour permettre de mutualiser les développements et les investissements financiers.

Afin de quantifier les paramètres positionnels du bassin et les courbures rachidiennes en condition statique, une méthode permettant de reconstruire en trois dimensions (3D) le bassin et le rachis était recherchée. La tomодensitométrie (également appelée scanner) est la méthode de prédilection pour reconstruire en 3D le squelette à partir de différents algorithmes de segmentation d'images mais les acquisitions sont irradiantes et réalisées en position allongée, ce qui affecte la position du rachis et ne permet pas une évaluation en charge [146]. L'imagerie à Résonance Magnétique (IRM) permet également une reconstruction 3D du squelette mais pour des questions de coût et de durée d'acquisition, l'IRM n'était pas adaptée. Les radiographies bi-planes qui permettent d'obtenir simultanément une image de face et de profil, avec une faible dose d'irradiation, et en position debout, sont une alternative de plus en plus utilisée pour l'imagerie du rachis [146]. De plus, des méthodes de reconstruction du

pelvis et du rachis à partir d'images stéréoradiographiques ont été développées au sein de l'IBHGC [146]. Le système EOS (EOS imaging, France) qui permet des radiographies bi-planes, corps complet, et à très faible dose d'irradiation, semblait donc convenir pour caractériser l'anatomie morphologique et posturale (*ie.* en condition statique) du rachis et du pelvis.

Concernant l'analyse de la biomécanique du rachis lors de mouvements gymniques, l'étude de la portée sur la biomécanique de la gymnastique (section 1.2) a souligné qu'il n'existait pas à ce jour d'études ayant suivi avec précision la cinématique du rachis lombaire au cours de mouvements gymniques en considérant en 3D la cinématique relative des vertèbres. De plus, aucune étude n'a calculé les contraintes mécaniques au niveau du rachis lombaire lors de mouvements gymniques. La suite de l'état de l'art (section 1.3) a fait apparaître l'intérêt de simulations dynamiques du mouvement qui, couplant un modèle musculosquelettique et des données de capture du mouvement, peuvent permettre d'obtenir la cinématique et la dynamique du rachis lombaire au cours du mouvement. L'intérêt de personnaliser les modèles musculosquelettiques pour obtenir une simulation plus fidèle du mouvement a également été souligné. Ainsi, l'approche proposée dans cette thèse reposait sur la capture du mouvement, *via* un système opto-électronique à marqueurs passifs, combinée à la mesure des actions mécaniques au sol avec des plateformes de force. Le modèle à segments rigides, doté d'un rachis entièrement articulé et personnalisable, était développé en parallèle avec *Opensim*. La personnalisation du modèle générique reposait sur l'utilisation des reconstructions 3D du rachis et du pelvis issues des radiographies EOS.

L'approche proposée pour comprendre et quantifier l'effet de la gym+ sur le complexe spino-pelvien reposait donc sur la combinaison de données cliniques, de données stéréo-radiographiques ainsi que de données de capture du mouvement couplées à un modèle musculosquelettique personnalisable.

Deuxième partie

Matériels et méthodes

Chapitre 2

Protocole général

Contenu

1.1	Eléments de contexte	30
1.1.1	Introduction	30
1.1.2	Le complexe spino-pelvien	30
1.1.3	La lombalgie : cause, données épidémiologiques et traitements	40
1.1.4	La lombalgie dans le cadre de la gymnastique	43
1.1.5	Principes des méthodes hypopressives	47
1.2	Etude de la portée sur la biomécanique de la gymnastique	48
1.2.1	Introduction	48
1.2.2	Méthodes	49
1.2.3	Résultats	51
1.2.4	Discussion et perspectives	63
1.3	Modélisation musculosquelettique	68
1.3.1	Introduction	68
1.3.2	Généralités sur les modèles musculosquelettiques	69
1.3.3	Modèles musculosquelettiques de référence	70
1.3.4	Intérêt de la personnalisation	78
1.4	Conclusions de l'état de l'art et objectifs de la thèse	80

Le protocole de recherche a été élaboré en 2018 et a fait l'objet de campagnes expérimentales préliminaires en amont de la thèse (2018-2019). Ces campagnes et les premiers résultats qui en ont découlé ont montré la faisabilité du protocole de recherche et ont permis de dégager des pistes d'amélioration ou d'ajustement du protocole. Ce dernier a ainsi été complété et précisé au début de la présente thèse.

2.1 Cohortes

Le programme de recherche s'intéressait aux deux types de populations pratiquant la gym+, à savoir la population générale et des gymnastes compétiteurs. Ainsi, des cohortes dites loisirs, composées de personnes venant de la population générale, et des cohortes de gymnastes compétiteurs, ont été recrutées. L'objectif était de mener les recherches sur 50 sujets loisirs et 50 gymnastes compétiteurs. Pour cela, plusieurs campagnes expérimentales, impliquant différentes cohortes, ont été organisées au cours de la thèse.

Les gymnastes étaient recrutés parmi les disciplines de la gymnastique les plus populaires, à savoir la Gymnastique Artistique Féminine (GAF), la Gymnastique Artistique Masculine (GAM) et la Gymnastique Rythmique (GR). Les gymnastes étaient recrutés sans pré-requis concernant d'éventuels épisodes de lombalgie et ils devaient avoir plus de 12 ans le jour de l'évaluation initiale. Le choix a été fait de ne s'intéresser qu'à des gymnastes de niveau *a minima* national car, de par leur charge d'entraînement conséquente, ceux sont les gymnastes les plus sujets à la lombalgie et donc ciblés par le programme gym+. Ce choix a aussi été guidé par des raisons techniques liées aux conditions expérimentales. En effet, plus le gymnaste était de bon niveau, plus il avait de facilité à réaliser les mouvements gymniques en tenant compte des conditions expérimentales (marqueurs placés sur le corps à ne pas toucher, appuis au sol à réaliser sur les plateformes de force, praticable différent de celui de l'entraînement, espace limité). Il était aussi davantage en mesure de réaliser plusieurs fois de suite le même mouvement, avec une variabilité limitée entre les répétitions. De plus, le facteur fatigue intervenait moins rapidement, le gymnaste compétiteur ayant l'habitude de répéter de nombreuses fois les mouvements gymniques lors des entraînements.

Ainsi, les gymnastes étaient recrutés parmi les Pôles France, les Pôles Espoir, les clubs du Top12 GAF et GAM et les dix meilleurs clubs de France de GR. Il s'agissait donc de gymnastes élités ou engagés dans des filières compétitives fédérales et s'entraînant a minima 15 heures par semaine. En

collaboration étroite avec la Direction Technique Nationale de la FFGym, des actions de communication ont été déployées pour recruter des Pôles et clubs volontaires pour participer au programme de recherche. Les Pôles et clubs étaient intéressés par le programme de recherche car, conscients que certains de leurs gymnastes souffraient de lombalgie, ils y voyaient l'opportunité de se former à la gym+ et de mieux adapter la préparation physique. Cependant, l'obligation de pratiquer deux fois par semaine la gym+ et de consacrer deux demi-journées aux expérimentations (avec un déplacement conséquent pour certains d'entre eux car les expérimentations ne pouvaient pas avoir lieu en dehors du laboratoire IBHGC) étaient un frein important pour certaines structures gymniques.

Les cohortes loisirs étaient recrutées parmi la population générale sans pré-requis concernant la lombalgie ou l'âge, si ce n'est que les participants devaient avoir plus de 18 ans. Des cohortes composées chacune de 10 à 15 participants étaient formées. Une cohorte était composée au minimum de 10 participants pour des questions de coûts (coût du coach et de l'évaluation biomécanique) et au maximum de 15 personnes pour que le coach puisse suivre individuellement chaque participant pendant les séances gym+. Les participants de chaque cohorte étaient recrutés au sein d'une même structure ce qui facilitait l'organisation des séances gym+ (proximité du lieu de pratique pour les participants et choix des horaires). Ainsi, en collaboration étroite avec la Direction Technique Nationale de la FFGym, des actions de démarchage ont été mises en place pour recruter des entreprises volontaires pour prendre part au programme de recherche puis recruter des participants au sein de ces entreprises. Ces entreprises, soucieuses de s'investir dans le domaine du bien-être au travail, trouvaient leur intérêt à pouvoir proposer gratuitement des séances gym+ à leurs salariés. En contrepartie, les entreprises s'engageaient à permettre à leurs salariés de participer aux séances gym+ (mises en place sur le temps de la pause déjeuner) et aux évaluations pré et post-programme (deux fois une demi-journée en semaine à l'IBHGC).

2.2 Organisation des campagnes expérimentales

2.2.1 Séances de pratique du programme gym+

Lors d'une campagne expérimentale, les cohortes recrutées pratiquaient pendant quinze semaines, à raison de deux séances par semaine, la gym+. Les séances gym+ ont été planifiées en amont pour harmoniser la pratique de la gym+ entre les cohortes. Ce protocole de pratique gym+ a été établi par

un kinésithérapeute du pôle France INSEP et par le médecin fédéral de la FFGym. Il est centré sur 12 exercices qui sont travaillés et répétés au cours des séances de pratique. Les séances augmentent progressivement en difficulté *via* l'augmentation du nombre de répétitions et/ou du temps de maintien de chaque exercice. De plus, il revient au coach de proposer, en fonction du niveau des participants, des variantes des exercices (ajout d'éléments dynamiques par exemple) pour faire progresser au mieux les participants au fil des séances. Deux variantes du protocole gym+ étaient prévues, une pour la population loisir et une pour les gymnastes compétiteurs incluant des variantes plus difficiles de certains exercices (exigeant plus d'équilibre ou de tonus musculaire) (Fig. 2.1).



FIGURE 2.1 – Exemples d'exercices du protocole de pratique gym+ pour les gymnastes compétiteurs (rangée supérieure) et pour la population générale (rangée inférieure).

Dans le cas des gymnastes compétiteurs, le programme était intégré dans les séances de préparation physique (Fig. 2.2). Les séances de pratique étaient encadrées par leurs entraîneurs ou préparateurs physiques habituels qui étaient en amont formés à la pratique de la gym+ et informés des particularités du protocole de recherche. Cependant, plusieurs cas se sont présentés. Certains préparateurs physiques avaient déjà le diplôme gym+, il suffisait alors de les informer des particularités du protocole de recherche qui étaient les suivantes :

- Un enchaînement qui définissait les exercices à réaliser parmi les 12 de base ainsi que le nombre de répétitions et la durée de maintien était planifié pour chaque séance. Mais le coach devait concevoir le reste de la séance pour aider les participants à progresser sur les exercices de l'enchaînement.
- Le même enchaînement était travaillé deux séances consécutives.
- La progression de chaque participant était notée à chaque séance pour ensuite faire le lien entre le degré de progression et le niveau d'impact de la gym+ sur le complexe spino-pelvien. Il était ainsi demandé au coach d'indiquer pour chaque participant et pour chaque exercice de l'enchaînement s'il était complètement, partiellement, ou non réalisé.

D'autres entraîneurs ou préparateurs physiques n'avaient pas le diplôme gym+. Dans ce cas, une demi-journée de formation était organisée. Un formateur gym+ était mobilisé et enseignait par la théorie et

la pratique les spécificités de la gym+ pour que l'entraîneur soit ensuite en mesure de donner les bonnes consignes aux gymnastes et de corriger leurs postures sur les exercices. En particulier, les entraîneurs étaient sensibilisés à l'importance des consignes d'auto-grandissement, de contraction du périnée et d'expiration forcée. Les séances gym+ duraient en moyenne une demi-heure car les entraîneurs se limitaient souvent à la réalisation de l'enchaînement du protocole et ne complétaient pas la séance avec d'autres exercices gym+.



FIGURE 2.2 – Séances de pratique gym+ dans le cadre d'une cohorte de gymnastes (gauche) et d'une cohorte loisir (droite).

Pour les cohortes loisirs, un coach gym+ était recruté et se rendait deux fois par semaine sur le lieu de travail des participants pour animer les séances gym+ (Fig. 2.2). Les séances duraient une heure, l'entraîneur faisait réaliser aux participants l'enchaînement du protocole et complétait la séance en proposant des variantes des exercices travaillés.

Les participants étaient informés en amont de l'évaluation initiale que seules deux séances sur les trente pouvaient ne pas être réalisées. En cas d'absence, ils étaient fortement invités à réaliser chez eux la séance.

2.2.2 Évaluations biomécaniques initiales et finales

Les participants se rendaient à l'IBHGC pour l'évaluation initiale et finale. Ces évaluations comprenaient un examen clinique, une session de capture du mouvement, une session de prise de radiographies (EOS) et des élastographies des disques intervertébraux. La présence d'un médecin était nécessaire pour assurer l'examen clinique et la prise des clichés stéréoradiographiques. Par ailleurs, en amont des évaluations biomécaniques, les sujets remplissaient un auto-questionnaire portant sur l'historique de

2.2. Organisation des campagnes expérimentales

leurs blessures musculosquelettiques, l'existence de période(s) de lombalgie, leurs activités physiques et leur ressenti post-programme.

Lors des expérimentations, deux participants pouvaient être équipés simultanément des marqueurs et prendre part en alternance aux différents types de mesures, deux jeux complets de marqueurs étant disponibles (Fig. 2.3). Cette organisation permettait de faire passer jusqu'à quatre participants par demi-journée mais nécessitait de mobiliser au moins six expérimentateurs pour assurer les prises de mesures. Une personne qualifiée (formation radio-protection et formation à l'utilisation du système EOS) assurait la prise des clichés stéréoradiographiques avec le médecin et une autre assistait le médecin lors des examens cliniques. Trois personnes s'occupaient de la capture du mouvement, une avait en charge de mettre et d'enlever les marqueurs placés sur le corps des participants, une autre manipulait la console VICON et la troisième indiquait aux participants les mouvements à réaliser et s'assurait que les appuis étaient bien posés sur les plateformes de force. Enfin, une personne qualifiée réalisait les mesures élastographiques.

Tâche	Accueil	Examen clinique	Equipe ment	Vicon mvt fonctionnels	Vicon	EOS	Elasto	Deséquie ment
Durée	10'	30'	10'	10'	20'	30'	10'	10'
08:30	Sujet 1							
08:40		Sujet 1						
08:50		Sujet 1						
09:00	Sujet 2							
09:10		Sujet 2					Sujet 1	
09:20		Sujet 2	Sujet 1					
09:30			Sujet 2	Sujet 1				
09:40			Sujet 2		Sujet 1			
09:50					Sujet 2			
10:00						Sujet 2		
10:10				Sujet 2		Sujet 1		
10:20	Sujet 3				Sujet 2			
10:30								Sujet 1
10:40		Sujet 3					Sujet 2	
10:50	Sujet 4							Sujet 2
11:00		Sujet 4					Sujet 3	
11:10			Sujet 3					
11:20			Sujet 4	Sujet 3				
11:30					Sujet 3			
11:40						Sujet 4		
11:50				Sujet 4				
12:00						Sujet 3		
12:10					Sujet 4			
12:20								Sujet 3
12:30						Sujet 4		
12:40								Sujet 4
12:50								
13:00								

Rôles					
Médecin	Op. 1	Op. 2	Op. 3	Op. 4	Op. 5
Préparation salle Vicon					
Exam. Clin.		Exam. Clin.			
Exam. Clin.		Exam. Clin.	Equipe ment		Elasto
				VICON	VICON
EOS	EOS		Equipe ment		
EOS	EOS			VICON	VICON
Exam. Clin.		Exam. Clin.	(des)équip.		Elasto
Exam. Clin.		Exam. Clin.	(des)équip.		Elasto
			Equipe ment		
EOS	EOS		Equipe ment	VICON	VICON
EOS	EOS				
			(des)équip.	VICON	VICON
			(des)équip.		Elasto

FIGURE 2.3 – Exemple d'organisation temporelle pour une demi-journée d'expérimentation (quatre participants).

2.3 Protocole expérimental

2.3.1 Auto-questionnaire

En amont de l'évaluation initiale et finale, les sujets remplissaient un auto-questionnaire. L'objectif était de confronter les résultats du questionnaire aux résultats des analyses biomécaniques pour rechercher des corrélations entre la manière dont les individus répondaient au programme gym+ et les facteurs suivants :

- la présence d'épisode(s) de lombalgie.
- la charge d'entraînement chez les gymnastes ou les activités pratiquées chez les sujets loisirs.
- le ressenti des participants post-programme.

Le questionnaire, décliné en une version pour les sujets gymnastes et une version pour les sujets loisirs, a été réalisé à partir de questionnaires validés et en étroite collaboration avec le médecin fédéral. La première section du questionnaire portait sur l'historique de blessures musculosquelettiques et reposait sur le questionnaire de dépistage des troubles musculosquelettiques chez les adolescents (version française du Teen Nordic Musculoskeletal Screening Questionnaire) pour les sujets gymnastes [147] et sur le questionnaire de type "nordique" pour les sujets loisirs [148]. La seconde section du questionnaire évaluait l'existence de période(s) de lombalgie et leur éventuel retentissement sur la vie des individus à partir de la version française de l'auto-questionnaire de Dallas [149].

La première et la seconde section du questionnaire étaient identiques lors de l'évaluation initiale ou finale mais la troisième section différait. Lors de l'évaluation initiale, la troisième section était consacrée aux activités du sujet. Dans le cas des gymnastes, il s'agissait de connaître l'historique de pratique gymnique en vue d'estimer la charge d'entraînement passée et présente du gymnaste. Dans le cas des sujets loisirs, l'objectif était de connaître les activités de forte intensité ou d'intensité moyenne pratiquées par le sujet dans le cadre des loisirs ou du travail. Lors de l'évaluation finale, la troisième section du questionnaire intégrait des questions relatives au ressenti des participants suite à la pratique de la gym+.

Les différentes versions du questionnaire (questionnaires pré et post-programme pour les gymnastes et les sujets loisirs) peuvent être trouvées en annexe B.1 (page 325).

2.3.2 Examen clinique

L'examen clinique a été mis en place au début de la thèse, en étroite collaboration avec le médecin fédéral. L'objectif était d'établir un examen clinique standardisé, pertinent vis-à-vis de l'étude du système spino-pelvien, et permettant d'étudier d'éventuelles corrélations entre des éléments cliniques et la manière dont un individu répondait au programme gym+. L'examen clinique devait également être réalisable dans le cadre des expérimentations (durée inférieure à 30 minutes afin que les sujets soient mobilisés deux heures maximum au laboratoire pour l'ensemble des mesures). L'examen clinique commençait par un entretien qui s'appuyait sur les réponses à l'auto-questionnaire. L'objectif de l'entretien était de recueillir les éléments cliniques qui pouvaient avoir un impact sur le complexe spino-pelvien du sujet et donc sur la manière dont le sujet répondait à la pratique gym+. L'entretien s'intéressait donc :

- aux blessures musculosquelettiques avec symptômes encore présents
- aux éventuels épisodes de lombalgie
- au nombre de grossesses si le sujet était une femme (1)
- aux éventuelles fuites urinaires dans le cas des sujets gymnastes (2)

(1) Les muscles du plancher pelvien sont affectés par une grossesse [150].

(2) Les fuites urinaires sont particulièrement fréquentes chez les gymnastes féminines et le renforcement du périnée peut avoir un effet positif sur les fuites urinaires [63, 151].

L'examen clinique se poursuivait par un examen spécifique du rachis. La recherche de gibbosités, la palpation des épineuses et le test des sacro-iliaques [152] visaient à identifier des anomalies du rachis. La souplesse et la mobilité du rachis étaient évaluées *via* la mesure de la distance doigt-sol et le test de Schober [153]. Les amplitudes articulaires des épaules (antépulsion des épaules) et des hanches étaient également évaluées. Ces paramètres étaient d'intérêt puisqu'un manque de mobilité d'une articulation adjacente au rachis peut être compensé par le rachis et réciproquement, en particulier dans le cadre de la pratique gymnique [80, 154, 155]. Enfin, la gym+ cherchant à renforcer musculairement les extenseurs du tronc et les abdominaux, un bilan musculaire était fait de ces deux groupes musculaires. Deux types de tests étaient réalisés : des tests avec un dynamomètre à main pour évaluer la force maximale et des tests de Sorensen/Shirado [153, 156] pour évaluer l'endurance isométrique des extenseurs du tronc/ des abdominaux.

De plus, l'analyse du cliché stéréoradiographique en position neutre permettait au médecin fédéral de repérer les éventuelles anomalies suivantes :

- Scoliose et attitude scoliotique
- Inégalité de longueur des membres inférieurs
- Lésion osseuse
- Lyse isthmique
- Spondylolisthésis
- Pincement discal

Ainsi, couplé au cliché stéréoradiographique en position neutre, cet examen clinique permettait l'élaboration, avec le médecin fédéral, d'un bilan clinique musculosquelettique complet pour chaque participant.

Le déroulé détaillé de l'examen clinique est présenté en annexe B.2 (page 357).

2.3.3 Capture du mouvement

Afin d'évaluer l'évolution des courbures rachidiennes au cours du mouvement, des captures du mouvement étaient réalisées dans la salle d'analyse du mouvement de l'IBHGC (Fig. 2.4).

Matériel utilisé

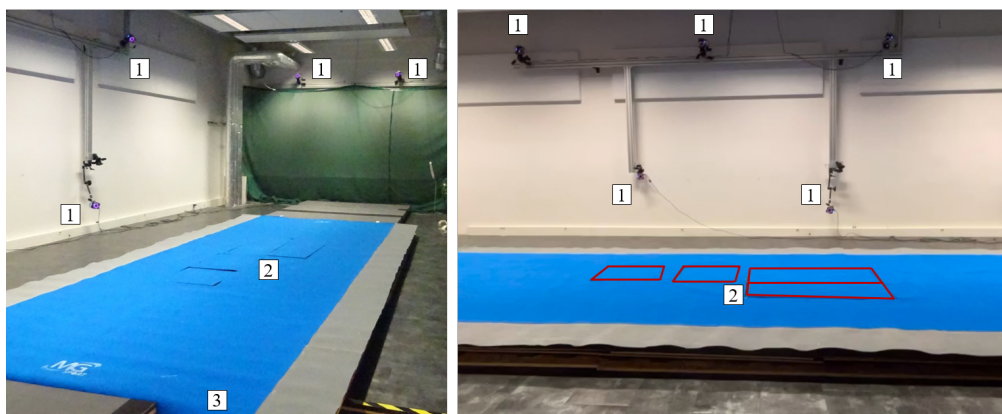


FIGURE 2.4 – Salle d'analyse du mouvement pour l'étude de mouvements gymniques (configuration GAF/GAM). (1) caméra optoélectronique. (2) plateformes de force. (3) praticable de gymnastique.

Le système optoélectronique de capture du mouvement (Système VICON, caméras Vero 1.3/2.2; logiciel Nexus 2; Oxford Metrics, RU), constitué de 16 caméras, était utilisé (Fig. 2.4). Dix caméras

étaient placées sur le haut des murs de la salle d'analyse du mouvement, quatre étaient installées à hauteur de bassin et deux étaient positionnées en contre-plongée pour voir les marqueurs pouvant être cachés par le haut du corps dans certaines postures. La position des marqueurs réfléchissants, dont était équipé le sujet, était acquise à 200Hz pour les mouvements gymniques. En effet, une précédente étude a montré que cette fréquence permettait de suivre des marqueurs ayant une vitesse importante tout en conservant la précision du système [157]. Une fréquence d'acquisition de 100 Hz était en revanche suffisante pour les mouvements fonctionnels et du quotidien (cohorte loisir), la vitesse des marqueurs étant plus lente.

La salle d'analyse du mouvement était également équipée de quatre plateformes de force qui étaient synchronisées avec le système de capture du mouvement et permettaient de mesurer les trois composantes de l'effort et les trois composantes du moment au centre de la plateforme avec une fréquence d'acquisition de 1200Hz. Deux plateformes étaient carrées (environ 464 mm par 508 mm) et deux autres étaient rectangulaires (environ 600 mm par 1200 mm) et accolées (Fig. 2.4). Dans le cas de l'étude de mouvements gymniques, un praticable de gymnastique spécifique de la discipline (GAF/GAM d'une part et GR d'autre part) était installé dans la salle d'analyse du mouvement. Ces praticables ont été conçus au laboratoire, l'objectif était qu'ils soient adaptés à la fois à la discipline et à la salle d'analyse du mouvement. Les praticables étaient faits de plusieurs blocs, de sorte que les blocs placés au-dessus des plateformes de force ne soient pas en contact avec le reste du praticable pour assurer une transmission complète des actions mécaniques depuis la surface du praticable jusqu'aux plateformes de force.

L'objectif étant d'obtenir le mouvement du corps complet, le corps était représenté par 20 segments articulés (tête, partie inférieure et supérieure du tronc, bassin, cuisses (2), patellas (2), jambes (2), pieds (2), épaules (2), bras (2), avant-bras (2), mains (2)) (Fig. 2.5). Des marqueurs réfléchissants (46) étaient positionnés sur des reliefs anatomiques osseux, ce qui permettait de reconstruire des repères anatomiques selon les recommandations de l'ISB [29, 158]. Les participants étaient également équipés de marqueurs techniques (42) qui permettaient de faciliter les étapes de traitement visant à obtenir les trajectoires des marqueurs (partie 2.5.1). Ainsi, au total, 88 marqueurs réfléchissants étaient placés sur le corps des participants, trente-huit sur les membres inférieurs, cinq sur le bassin, quatre sur le rachis (L5, T12, T8, C7) et les quarante-et-un autres sur le haut du corps (Fig. 2.6). Le jeu de marqueurs est détaillé en annexe B.3 (page 361).

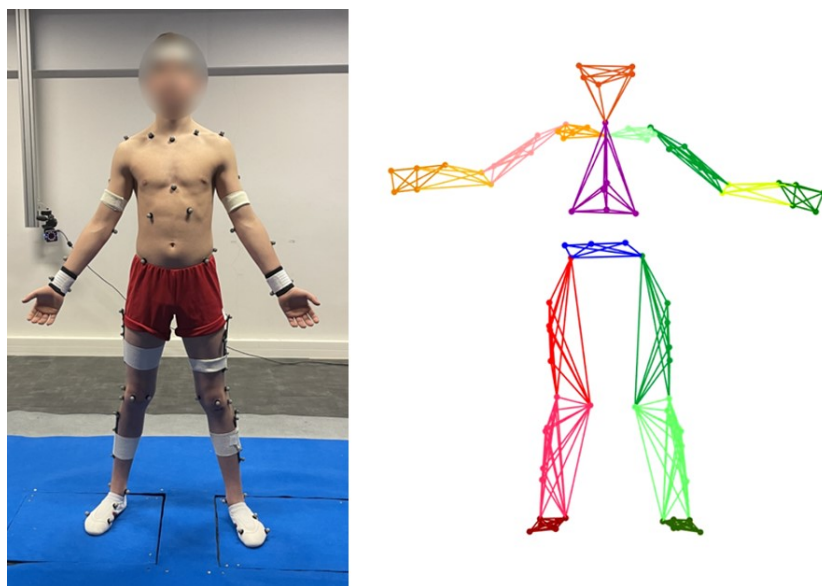


FIGURE 2.5 – Illustration de l'acquisition statique : photographie d'un gymnaste (gauche) et visualisation avec le logiciel de capture du mouvement (droite).

Mouvements étudiés

Pour chaque participant, une session de capture du mouvement débutait par une acquisition statique, se poursuivait par une série de mouvements fonctionnels, puis des mouvements du quotidien (cas des loisirs) ou gymniques (cas des gymnastes) étaient réalisés.

L'acquisition statique était réalisée dans une position standard de référence ; à savoir, debout, le pied droit sur une plateforme, le pied gauche sur une autre, les bras légèrement écartés du tronc et les paumes vers l'avant (Fig. 2.5). Cette acquisition permettait de vérifier que les 88 marqueurs avaient bien été placés sur le corps du sujet. Lors des traitements des données de capture du mouvement, cette acquisition servait à mettre à l'échelle le modèle squelettique.

Les mouvements fonctionnels consistaient en une série de mouvements permettant de mobiliser indépendamment puis simultanément l'ensemble des degrés de liberté des articulations. La liste de l'ensemble des mouvements fonctionnels effectués se trouve en annexe B.4 (page 362). Lors des traitements des données de capture du mouvement, les mouvements fonctionnels servaient à calibrer les paramètres inertiels du modèle squelettique (partie 2.5.5).

Dans le cadre des expérimentations avec des sujets loisirs, les mouvements effectués étaient des mouvements de la vie quotidienne (tableau 2.1). Les consignes données aux sujets pour chaque mou-

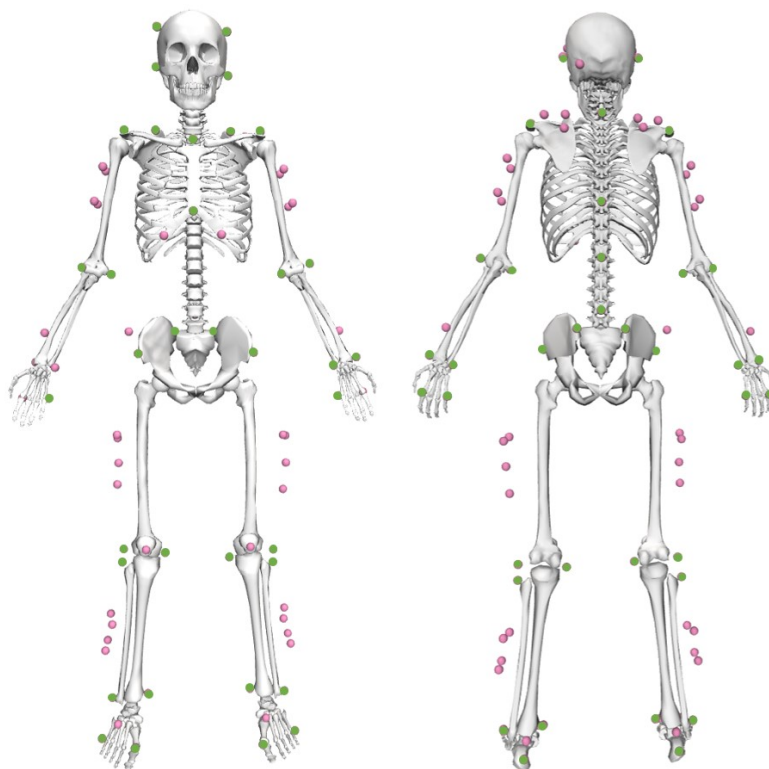


FIGURE 2.6 – Visualisation du jeu de marqueurs sur le modèle squelettique de face et de dos. Les marqueurs positionnés sur des reliefs osseux anatomiques sont en vert, les marqueurs techniques sont en rose.

vement ont été standardisées pour limiter les biais que pourrait introduire le changement de consigne d'un participant à l'autre (Annexe B.5, page 363).

Dans le cadre des expérimentations avec des gymnastes, les mouvements effectués étaient des mouvements spécifiques de leur discipline. Les mouvements ont été choisis en collaboration avec des entraîneurs. L'objectif était d'étudier des mouvements fréquemment répétés dans la discipline et/ou nécessitant une hyper-extension du rachis lombaire et/ou de forts impacts au sol. Il fallait également que les mouvements soient compatibles avec les contraintes expérimentales. Ils devaient être réalisables au sol et ne pas nécessiter de s'allonger ou de s'asseoir sur le sol en raison de la présence des marqueurs. Les mouvements réalisés en GAM, en GAF et en GR sont répertoriés dans le tableau 2.2.

L'objectif était de mesurer les six composantes des actions mécaniques appliquées sur le sol lors de la réalisation des mouvements. Dans le cas de l'étude de mouvements gymniques, cela impliquait que le gymnaste ait son ou ses appuis sur des plateformes de force lors des impacts (plateformes de

2.3. Protocole expérimental

Appellation	Description
Marche	Le sujet fait cinq allers en marchant.
Marche rapide	Le sujet fait cinq allers en marchant rapidement.
Stabilométrie	Le sujet reste immobile pendant une minute.
Stabilométrie yeux fermés	Le sujet reste immobile pendant une minute les yeux fermés
Assis debout	Le sujet se lève d'un tabouret et se rassoit dix fois de suite.
Soulever de terre	Le sujet soulève un objet et le replace au sol dix fois de suite.
Hauteur	Le sujet place un objet en hauteur et le récupère dix fois de suite.

TABLEAU 2.1 – Tableau récapitulatif des mouvements effectués lors des captures du mouvement réalisées avec des sujets loisirs.

GAM	GAF	GR
Rebond avant	Rebond avant	Boucle
Impulsion bipodale	Impulsion bipodale	Equilibre I
Rondade flip	Rondade flip	Souplesse I
Rondade tempo	Onodi	Manège enjambé
Salto avant corps groupé	Souplesse avant	Souplesse avant
Salto arrière corps groupé	Souplesse arrière	Souplesse arrière
Saut carpié jambes serrées	Saut de main	
Saut de main		

TABLEAU 2.2 – Tableau récapitulatif des mouvements effectués lors des captures du mouvement réalisées avec des gymnastes (GAM, GAF ou GR).

force distinctes en cas de double appuis pour pouvoir remonter aux efforts exercés par chacun des deux appuis). Or, certains mouvements gymniques nécessitaient des appuis sur les mains ou les pieds tels que la configuration des plateformes de force ne permettait pas de mesurer tous les efforts souhaités. Il était alors nécessaire de réaliser plusieurs variantes du même mouvement avec des appuis différents sur les plateformes de force en fonction des variantes (*i.e.* en reculant ou en avançant le début de la prise d'élan). Le descriptif des acquisitions réalisées ainsi que les consignes données aux gymnastes sont reportés en annexe B.6 (page 365). L'objectif était d'enregistrer entre trois et cinq répétitions correctes (voir définition à la fin du paragraphe) de chaque variante des mouvements. Le nombre de répétitions dépendait du type de mouvement mais aussi des capacités du gymnaste le jour de l'expérimentation. Si le gymnaste fatiguait ou avait des difficultés à réaliser un mouvement (en raison d'un niveau insuffisant ou d'une blessure), le choix était fait de diminuer le nombre de répétitions ou de ne pas réaliser le mouvement en question. Une acquisition était considérée comme correcte si les appuis du gymnaste étaient sur les bonnes plateformes de force et que le gymnaste était parvenu à réaliser le mouvement. Le mouvement n'était donc pas nécessairement correct au sens du code de pointage en gymnastique (document qui régit la notation des épreuves de gymnastique). Mais

l'objectif étant de quantifier les contraintes mécaniques dans le rachis des gymnastes lors la pratique gymnique, enregistrer le mouvement tel que le gymnaste pouvait le réaliser à l'entraînement répondait à l'objectif.

2.3.4 Examens stéréoradiographiques

Afin d'évaluer l'impact de la gym+ sur les paramètres positionnels du bassin et les courbures rachidiennes en condition statique, plusieurs postures étaient évaluées grâce au système de stéréoradiographies EOS (EOS imaging, France) (Fig. 2.7). De plus, l'observation et l'analyse par le médecin de la radiographie en position neutre permettait de compléter l'examen clinique en révélant d'éventuelles anomalies du complexe spino-pelvien. La radiographie en position neutre permettait également d'obtenir les paramètres morphologiques nécessaires pour personnaliser le modèle squelettique.

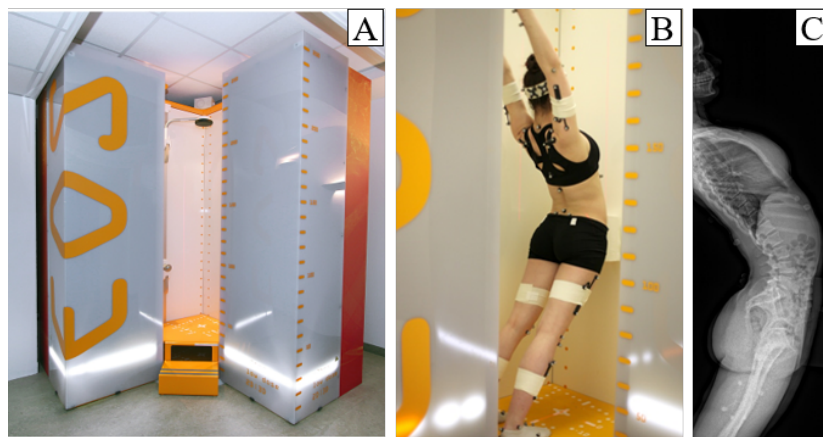


FIGURE 2.7 – (A) Système de stéréoradiographie EOS. (B) Gymnaste en hyperextension dans la cabine EOS. (C) Cliché stéréoradiographique EOS de profil d'une gymnaste en hyperextension.

Le système de radiographie EOS a été choisi pour visualiser le squelette car :

- Il permettait des radiographies à faible dose et micro-dose d'irradiation. En effet, la dose d'irradiation reçue par les participants au cours de l'ensemble de l'étude (*i.e.* incluant les deux évaluations) ne dépassait pas 2,5mSv, soit, moins que la dose reçue de manière naturelle au cours d'une année (IRSN Institut de Radioprotection et de sûreté nucléaire, 2021).
- Des méthodes ont été développées à l'IBHGC pour reconstruire en 3D le rachis et le pelvis [146].
- La cabine EOS était adjacente à la salle d'analyse du mouvement à l'IBHGC, ce qui permettait

2.3. Protocole expérimental

de procéder à des stéréoradiographies alors que le sujet était équipé des marqueurs réfléchissants.

Le choix des postures à évaluer a fait l'objet d'une étude particulière au début de la thèse à partir des résultats de la campagne expérimentale préliminaire. L'objectif était d'évaluer des positions qui mettent en évidence les modifications de posture liées à la gym+ pour en comprendre les mécanismes sous-jacents et évaluer son efficacité (Annexe C.1, page 367). Les postures évaluées sont présentées dans le tableau 2.3. Les positions 2 à 6 reprenaient directement les consignes de la gym+, *i.e.* l'auto-grandissement, la contraction du périnée et l'expiration forcée, et permettaient d'évaluer l'effet d'une ou plusieurs de ces consignes. Tandis que les positions 7 à 10 étaient des positions de la vie quotidienne ou des éléments gymniques et permettaient ainsi de déterminer dans quelle mesure les modifications de postures assimilées lors de la pratique de la gym+ se répercutaient sur des positions de la vie courante.

N°	Appellation	Description	Population
1	Position neutre	Position standard recommandée par EOS.	L, GAM, GAF, GR
2	Grandi Peri	Le sujet s'auto-grandit et contracte son périnée.	L, GAM, GAF, GR
3	Grandi	Le sujet s'auto-grandit.	L, GAM, GAF, GR
4	Grandi Expi	Le sujet s'auto-grandit tout en menant une expiration forcée.	L, GAM, GAF, GR
5	Peri Expi	Le sujet contracte son périnée tout en menant une expiration forcée.	L, GAM, GAF, GR
6	Grandi Peri Expi	Le sujet s'auto-grandit et contracte son périnée tout en menant une expiration forcée.	L, GAM, GAF, GR
7	Hyper-extension	Le sujet réalise une hyper-extension lombaire.	L, GAM, GAF, GR
8	Flexion	Assis, le sujet réalise une flexion lombaire.	L, GAM, GAF, GR
9	ATR	Le sujet réalise un appui tendu renversé dans la cabine EOS.	GAM, GAF
10	Assis	Le sujet est en position assise sur un tabouret.	L

TABLEAU 2.3 – Tableau récapitulatif des postures évaluées par stéréoradiographie. Certaines postures sont spécifiques à une population, la troisième colonne précise si la posture était évaluée pour les loisirs (L), ou des gymnastes pratiquant la GAM, la GAF et/ou la GR.

L'acquisition en position neutre était réalisée à faible dose d'irradiation tandis que les autres clichés étaient pris en micro-dose. A faible dose d'irradiation, la qualité d'image était suffisante pour permettre de reconstruire entièrement le rachis et le pelvis en vue de personnaliser le modèle squelettique. Les autres clichés étaient pris en micro-dose pour irradier le moins possible le sujet. L'acquisition en position neutre était prise des pieds à la tête tandis que les autres acquisitions étaient centrées sur

la zone d'intérêt, à savoir, le rachis et le bassin. Le corps complet était imagé lors de l'acquisition en position neutre pour permettre une éventuelle personnalisation des membres inférieurs du modèle squelettique.

Les notions d'auto-grandissement, d'expiration forcée et de contraction du périnée pouvaient être étrangères aux sujets en amont de la pratique de la gym+. Le défi était alors que les sujets soient en mesure, dès l'évaluation initiale, de réaliser la posture demandée, sans pour autant les guider dans la manière de réaliser la position en termes de position du bassin et de courbures du rachis afin de véritablement évaluer l'état initial. En effet, les évaluations préliminaires ont montré que des biais liés à la mauvaise compréhension des consignes intervenaient lors de l'évaluation initiale. Ainsi, des séances préliminaires de gym+ (idéalement deux séances) ont été mises en place en amont de l'évaluation initiale, l'objectif était que les participants arrivent le jour de l'évaluation initiale en sachant que :

- s'auto-grandir signifie « éloigner ses épaules le plus loin possible de son bassin, comme si un fil accroché au sommet de notre crâne nous tirait au plafond ».
- contracter son périnée est l'action que nous faisons lorsque « nous retenons une envie pressante d'uriner ».
- réaliser une expiration forcée demande de vider volontairement tout l'air de ses poumons.

En pratique, les sujets loisirs participaient en amont de l'évaluation initiale à deux séances gym+ d'une heure au cours desquelles la coach introduisait les trois consignes de la gym+. Concernant les gymnastes, l'introduction aux consignes de la gym+ en amont de l'évaluation initiale était entraîneur-dépendante puisque certains entraîneurs n'étaient pas encore formés à la gym+ à la date de l'évaluation initiale. Dans certains cas, les consignes de la gym+ devaient être présentées à l'IBHGC, le jour de l'évaluation initiale, en amont des acquisitions stéréoradiographiques.

2.3.5 Elastographies des disques intervertébraux

Une des hypothèses de la thèse était que la gym+ permet de diminuer les contraintes mécaniques au niveau du rachis lombaire. Mais, comme discuté en section 1.2.4, il est très difficile de mesurer au cours du mouvement, de manière non invasive, l'amplitude des forces de compression et de cisaillement s'exerçant au niveau des disques intervertébraux et des facettes articulaires de l'arche postérieure des vertèbres. Cependant, les contraintes mécaniques peuvent altérer les tissus du rachis lombaire et ces modifications tissulaires peuvent, elles, être évaluées. En effet, il est possible d'estimer *in vivo* et

en statique les propriétés mécaniques des disques intervertébraux, pour cela l'IRM est couramment utilisée [159]. L'élastographie, plus accessible que l'IRM, semblait être une autre méthode potentielle, bien que plus exploratoire, pour faire le lien entre les contraintes mécaniques subies et la raideur des disques intervertébraux, notamment en vue de comparer les populations loisirs et les gymnastes de haut-niveau [146, 160]. En effet, l'élastographie est une technique non invasive et non irradiante qui permet de mesurer la vitesse de propagation des ondes de cisaillement (shear wave speed en anglais – SWS) dans les tissus biologiques. Or, la vitesse de propagation des ondes de cisaillement dépend du module de cisaillement (μ) et du module d'Young (E) des tissus par la relation $SWS = \sqrt{\frac{\mu}{\rho}} \approx \sqrt{\frac{3E}{\rho}}$, avec ρ la masse volumique des tissus. Cette relation entre la vitesse de cisaillement et le module de cisaillement n'est valable que si le milieu est homogène, non dispersif et non compressible [159]. Les tissus biologiques respectant rarement ces hypothèses, c'est la vitesse de cisaillement qui est reportée dans le cadre de l'évaluation des propriétés mécaniques des disques par élastographie [159]. Mais il apparaît à travers ces relations que plus la vitesse de cisaillement est élevée plus le tissu est rigide. Des mesures élastographiques des disques intervertébraux avaient déjà été menées avec succès à l'IBHGC mais uniquement sur des disques cervicaux d'adultes et des disques lombaires d'enfants et d'adolescents. En effet, en raison de la profondeur des disques dans la cavité abdominale et de la nature des tissus de cette cavité que les ondes doivent traverser, mesurer la vitesse de cisaillement dans les disques intervertébraux des adultes n'était pas possible. Cependant, les avancées technologiques récentes dans le domaine de l'imagerie ultrasonore et l'achat d'un nouvel échographe à l'IBHGC (Supersonic Mach 30, Supersonic Imagine, France) ont permis de mener une étude de faisabilité et de reproductibilité inter-opérateurs et intra-opérateur [161]. Cette étude a été menée sur neuf sujets d'une cohorte de sujets loisirs au début de la présente thèse. Les conclusions encourageantes ont conduit à intégrer l'élastographie du disque intervertébral L3-L4 dans le protocole de mesure en vue d'obtenir des informations sur les propriétés mécaniques des disques intervertébraux (Fig. 2.8).



FIGURE 2.8 – Elastographie de disques intervertébraux du rachis lombaire d'un sujet.

À RETENIR

- Des cohortes dites **loisirs**, composées de personnes venant de la population générale, et des cohortes de **gymnastes compétiteurs** ont été recrutées.
- Les participants pratiquaient pendant **15 semaines**, à raison de deux séances par semaine, la **gym+** et une **évaluation biomécanique** était réalisée **pré et post-programme**.
- Les évaluations pré et post-programme comprenaient :
 - un **auto-questionnaire**
 - un **examen clinique**
 - une session de **capture du mouvement**
 - une session de prise de **radiographies (EOS)**
 - des **élastographies** des disques intervertébraux

2.4 Exploitation des données stéréoradiographiques

Des stéréoradiographies étaient réalisées en position neutre et dans plusieurs autres positions (tableau 2.3). L'objectif était d'obtenir, à partir des vues sagittales et frontales des stéréoradiographies, les géométries du pelvis et du rachis afin de quantifier en 3D les paramètres pelviens et rachidiens dans les différentes positions évaluées et afin de personnaliser le modèle squelettique à partir de la position neutre.

Le rachis et le pelvis étaient reconstruits en 3D grâce à un logiciel développé à l'IBHGC et nommé IdefX. Ce logiciel permettait, à partir de descripteurs anatomiques spécifiques et renseignés par l'utilisateur, de proposer un modèle personnalisé du rachis ou du pelvis. Ce modèle personnalisé était ensuite projeté en 2D sur les vues de face et de profil des stéréoradiographies et l'utilisateur pouvait l'ajuster en bougeant des points de contrôle. L'objectif était que les contours des os du modèle correspondent au contour des os visibles sur les stéréoradiographies.

Reconstruire le rachis thoraco-lombaire (de L5 à T1) nécessitait dans un premier temps d'identifier les acétabulums par deux sphères et le plateau sacré par un segment (Fig. 2.9, A). Cette digitalisation du pelvis permettait dans un second temps de calculer les paramètres cliniques du pelvis, à savoir, la version pelvienne, la pente sacrée et l'incidence pelvienne. La courbure de la colonne vertébrale, le plateau supérieur de T1, et le plateau inférieur de L5 étaient ensuite identifiés. La longueur de la courbure rachidienne, la largeur (vue frontale) et la profondeur (vue sagittale) des plateaux de L5 et T1 servaient ensuite de descripteurs pour prédire à partir d'inférences statistiques longitudinales les autres descripteurs du rachis (largeur, profondeur et position le long de la courbure rachidienne de tous les plateaux vertébraux), permettant ainsi de proposer un modèle personnalisé du rachis (Fig. 2.10). A partir de ce modèle, huit descripteurs de chaque vertèbre (longueur et largeur des plateaux vertébraux et quatre hauteurs du corps vertébral) pouvaient être calculés. Ces descripteurs permettaient ensuite, par le biais d'inférences statistiques transversales, d'estimer 19 points anatomiques pour chaque vertèbre (situés sur le corps vertébral et l'arc postérieur) qui étaient des points de contrôle du modèle personnalisé proposé pour chaque vertèbre (Fig. 2.10). En fonction du niveau de précision attendu pour la reconstruction, l'opérateur pouvait ensuite ajuster la position, l'orientation et la forme de chaque vertèbre de L5 à T1. Une reconstruction dite « complète », pour laquelle le modèle personnalisé de toutes les vertèbres était ajusté, nécessitait environ 30 à 40 minutes. Ce temps était variable

en fonction des opérateurs et de leur expérience dans le domaine de la reconstruction.

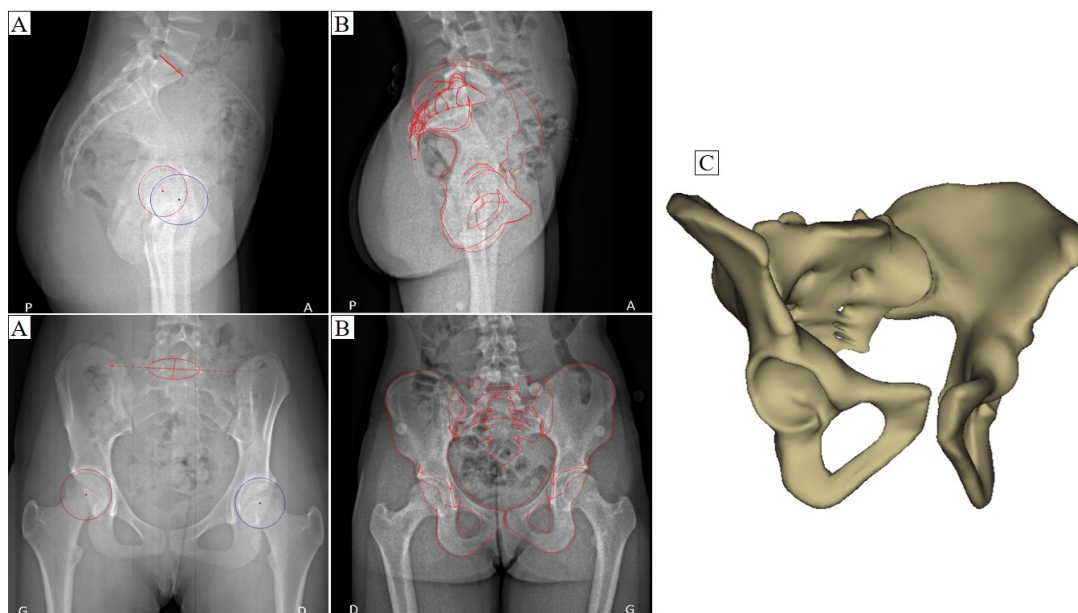


FIGURE 2.9 – Illustrations des principales étapes de reconstruction du bassin. (A) Identification de la pente sacrée et des sphères acétabulaires. (B) Modèle personnalisé du bassin. (C) Géométrie 3D du bassin obtenue à l'issue du processus de reconstruction.

Pour estimer les courbures rachidiennes et les paramètres pelviens dans chacune des positions évaluées, une reconstruction dite « rapide » était suffisante. Il s'agissait d'ajuster le plateau sacré, les acétabulums et certaines vertèbres stratégiques (L5, L1, T12, T9, T4 et T1), soit celles impliquées dans le calcul des paramètres rachidiens. Le choix de faire des reconstructions rapides était également guidé par un souci de rationalité vis-à-vis du temps pouvant être consacré aux reconstructions, une reconstruction rapide nécessitant environ 20 minutes contre 30 à 40 minutes pour une reconstruction complète. Cependant, en vue de personnaliser le modèle squelettique, une reconstruction complète de la radiographie en position neutre, devait être faite puisque les paramètres morphologiques de toutes les vertèbres de L5 à T1 étaient personnalisés. De plus, les géométries du sacrum et du pelvis étant également personnalisées, une reconstruction rapide du bassin, telle que réalisée en amont de la reconstruction du rachis, n'était pas suffisante et le bassin devait être complètement reconstruit à partir de la radiographie en position neutre.

De même que pour le rachis, un modèle personnalisé du bassin était proposé par le logiciel après identification de descripteurs anatomiques (plateau sacré, sphères acétabulaires, épines iliaques

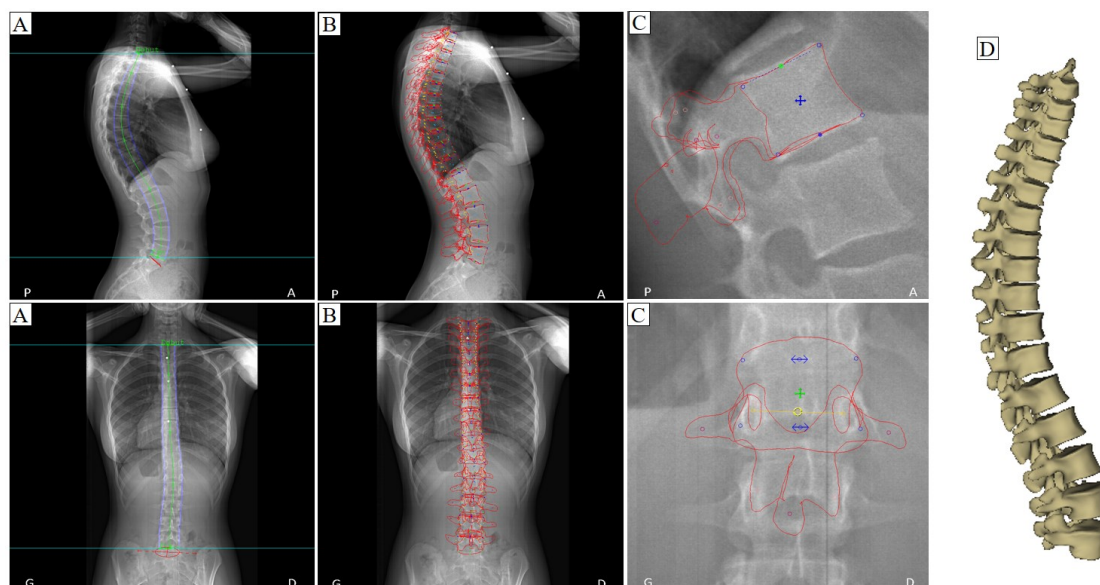


FIGURE 2.10 – Illustrations des principales étapes de reconstruction du rachis. (A) Identification du plateau supérieur de T1, du plateau inférieur de L5 et de la courbure rachidienne. (B) Modèle personnalisé pour le rachis thoraco-lombaire. (C) Modèle personnalisé pour la vertèbre L1 et montrant les points de contrôle de la vertèbre. (D) Géométries des vertèbres L5 à T1 issues du processus de reconstruction du rachis thoraco-lombaire.

postéro-inférieures et antéro-supérieures, sommets de tubercule fessier, symphyse pubienne supérieure, pointe du sacrum). Le modèle personnalisé pouvait ensuite être ajusté par l'opérateur (Fig. 2.9). Reconstruire le bassin nécessitait environ 20 minutes.

Les géométries du bassin et des vertèbres L5 à T1 pouvaient ensuite être exportées du logiciel IdefX sous la forme d'un maillage surfacique. Par ailleurs, il existait des fichiers génériques définissant pour chaque géométrie les régions d'intérêt telles que le plateau sacré, les sphères acétabulaires, les plateaux vertébraux *etc.* En associant les maillages surfaciques aux fichiers définissant les régions, il était possible d'identifier, pour chaque maillage, les points appartenant aux régions d'intérêt. Ce processus permettait ensuite d'associer des repères aux géométries ou encore de calculer des paramètres géométriques du pelvis et du rachis.

En lien avec l'anatomie statique et fonctionnelle du complexe spino-pelvien présenté en partie 1.1.2, les paramètres descriptifs de l'équilibre sagittal du rachis calculés étaient la cyphose thoracique T1-T12 et T4-T12 et la lordose lombaire L1-L5 et L1-S1. Ces courbures étaient calculées comme étant la rotation, dans le plan sagittal, entre les repères des vertèbres adéquates. Les paramètres descriptifs

de la position du pelvis étaient également calculés, à savoir, la pente sacrée, la version pelvienne et l'incidence pelvienne.

De plus, l'équilibre spino-pelvien initial des sujets était caractérisé sur la base de la classification de Roussouly (partie 1.1.2). Pour associer un type de rachis à chaque sujet, la valeur de sa pente sacrée, déterminée à partir du cliché stéréoradiographique en position neutre acquis lors de l'évaluation pré-programme, a été considérée. Une pente sacrée de moins de 35° correspondait à un rachis de type 1 ou 2, une pente sacrée comprise entre 35° et 45° était associée à un rachis de type 3 et une pente sacrée supérieure à 45° à un rachis de type 4 [162]. Un rachis de type 2 se distinguait d'un rachis de type 1 par un effacement des courbures, un rachis de type 2 étant également appelé dos plat [162].

À RETENIR

- Des reconstructions étaient réalisées, à partir des vues sagittales et frontales des stéréoradiographies, pour obtenir les **géométries 3D** du **pelvis** et du **rachis thoraco-lombaire**.
- Ces géométries permettaient de quantifier en 3D les **paramètres pelviens** et **rachidiens** dans les différentes positions évaluées.
- Les paramètres pelviens et rachidiens d'intérêt étaient :
 - la **pente sacrée**, la **version pelvienne** et l'**incidence pelvienne**
 - la **lordose lombaire L1-S1** et **L1-L5**
 - la **cyphose thoracique T1-T12** et **T4-T12**
- Les géométries du pelvis et du rachis thoraco-lombaire, issues des stéréoradiographies en position neutre, servaient à la **personnalisation** du modèle squelettique.

2.5 Exploitation des données de capture du mouvement

Au cours des sessions expérimentales, des captures de mouvement du quotidien ou gymniques étaient réalisées. Les données obtenues étaient la trajectoire 3D des marqueurs et les six composantes des torseurs d'actions mécaniques exercées sur les plateformes de force au cours des mouvements. L'objectif était d'obtenir la cinématique tri-dimensionnelle (3D) du rachis au cours des mouvements

étudiés. Cette dernière ne pouvant pas être déterminée directement à partir des trajectoires de marqueurs, un modèle 3D corps complet à segments rigides et doté d'un rachis entièrement articulé a été développé avec le logiciel OpenSim et avait vocation à être personnalisé pour chaque sujet. Par ailleurs, à partir des données de plateformes de force, des analyses dynamiques étaient menées.

Un traitement était nécessaire sur les données des trajectoires de marqueurs et des plateformes de force avant qu'elles ne puissent être exploitées. Cette procédure, appelée « pré-traitement », est détaillée dans la partie 2.5.1. Le développement du modèle squelettique générique est présenté dans la partie 2.5.3 et la procédure de personnalisation de ce modèle est développée dans la partie 2.5.4. Enfin, la partie 2.5.5 donne un aperçu des étapes de traitement et d'analyse permettant de passer des données de capture du mouvement à la cinématique articulaire et aux efforts intersegmentaires.

2.5.1 Traitement des trajectoires de marqueurs

Les trajectoires de marqueurs—positions des marqueurs dans le référentiel de la salle d'analyse du mouvement au cours du temps—étaient le point de départ des analyses cinématiques et dynamiques menées. Ainsi, il était essentiel que ces positions soient correctes, d'autant plus que ces positions avaient vocation à être dérivées deux fois au cours des analyses (pour le calcul des accélérations au cours de la procédure de dynamique inverse en vue de l'obtention des torseurs intersegmentaires). Par conséquent, une erreur sur la position d'un marqueur aurait été démultipliée en considérant son accélération. Deux étapes de traitement des données de capture du mouvement étaient particulièrement sensibles car susceptibles d'introduire des erreurs sur la position des marqueurs : la labélisation et le filtrage. Des outils ont donc été mis en place pour limiter les erreurs et améliorer les trajectoires des marqueurs. Ces outils sont présentés ci-dessous.

Vérifier les trajectoires de marqueurs

Le logiciel Nexus était interfacé avec le système VICON et était utilisé pour réaliser les acquisitions de capture du mouvement et obtenir les trajectoires de marqueurs. Ce logiciel servait également pour prétraiter les données, et en particulier pour l'étape de labélisation. La labélisation consistait à attribuer à chaque instant d'acquisition, tout marqueur visible, à la bonne trajectoire de marqueur en lui attribuant le bon nom (chaque marqueur ayant un nom évocateur de sa position anatomique). L'algorithme de labélisation automatique du logiciel Vicon n'était pas infaillible : en particulier dans

le cas de mouvements gymniques complexes, tels que des *souplesses arrière* ou des *rondades flips* ; il pouvait en effet introduire des erreurs telles que des inversions de marqueurs. La labélisation était donc vérifiée manuellement, instant par instant, mais ce processus était très chronophage et des erreurs pouvaient persister. Un algorithme de vérification de la labélisation a donc été développé pour aider au processus de labélisation et limiter les erreurs.

Cet algorithme avait pour objectif d'identifier les discontinuités de trajectoire des marqueurs. Le principe de l'algorithme était le suivant : pour chaque marqueur m , pour chaque instant i , l'algorithme estimait une position de m à l'instant i à partir des positions de m aux instants $i-3$, $i-2$ et $i-1$. Si l'écart entre la position réelle du marqueur m et la position estimée était supérieur à une valeur seuil alors l'algorithme considérait qu'il y avait une erreur de labélisation à l'instant i pour le marqueur m et l'indiquait. Le seuil de tolérance pour l'écart entre la position réelle et la position estimée était calculé à chaque instant, pour chaque marqueur, comme étant deux fois la distance parcourue et estimée entre les instants $i-1$ et i . Un seuil de tolérance minimum était imposé pour éviter la détection de fausses erreurs si le marqueur bougeait très peu ou ne bougeait pas. Ce seuil de tolérance minimum a été choisi comme étant la distance minimum entre deux marqueurs du jeu de marqueurs ; soit entre deux et quatre centimètres généralement.

En sortie, l'algorithme affichait les instants auxquels il y avait des erreurs de labélisation et le ou les marqueur(s) pour le(s)quel(s) il y avait une discontinuité de trajectoire. Le seuil de tolérance était également affiché ainsi que la valeur de l'écart entre la position réelle et estimée. Cela permettait à l'opérateur de se faire une idée du type d'erreur et éventuellement d'identifier si l'algorithme détectait de fausses erreurs (d'autant plus fréquentes quand l'écart entre position réelle et estimée était très proche de la valeur seuil). La méthode de détermination de la valeur seuil a été choisie arbitrairement, un des axes d'amélioration de cet algorithme serait de mettre en place un algorithme d'apprentissage qui pourrait ensuite déterminer pour chaque marqueur et chaque instant du mouvement considéré la valeur seuil adéquate.

Améliorer les trajectoires de marqueurs

Lors des captures du mouvement, des marqueurs pouvaient ne pas être visibles par les caméras s'ils étaient cachés par le reste du corps du participant. A l'issue de l'étape de labélisation, des trous pouvaient donc persister dans les trajectoires des marqueurs. Des algorithmes permettant de boucher

les trous étaient donc appliqués sur les trajectoires des marqueurs, le traitement était différent en fonction de la taille du trou.

Si le trou était inférieur à 0,075 sec, soit 15 *frames* à 200Hz, alors la trajectoire du marqueur était interpolée par des *splines*. Mais si le trou était supérieur à 0,075 secondes, alors un algorithme de recalage rigide était effectué. Pour cette procédure, des segments rigides étaient définis. Au sein d'un segment rigide, les distances entre marqueurs restaient fixes tout au long du mouvement. C'est par exemple le cas de tous les marqueurs situés sur une jambe, des condyles jusqu'aux malléoles. La position connue du ou des marqueur(s) manquant(s) au sein de son/leur segment, avant ou après le trou, était utilisée pour procéder au recalage. La position d'au moins trois marqueurs dans un segment devait être connue pour réaliser un recalage rigide par la méthode SVD (singular value decomposition)[163].

Filtrer les trajectoires de marqueurs

Le mouvement humain se trouvant dans le domaine des basses fréquences [84], des filtres passe-bas sont souvent appliqués sur les données biomécaniques pour atténuer le bruit (hautes fréquences) tout en laissant passer le signal vrai. Avant que les développements présentés ci-après aient été réalisés, les données des 88 marqueurs, acquis à 200Hz, étaient filtrées par une moyenne glissante avec une fenêtre de 5 *frames*. Cependant, la fréquence du signal de la position d'un marqueur n'était pas la même tout au long d'un mouvement gymnique où des phases d'impacts et des phases plus lentes alternaient. De même, la fréquence du signal de position d'un marqueur de la cheville, subissant directement les impacts au sol, était différente de celle d'un marqueur de la tête. Suite à ces constats, est apparue la nécessité de filtrer avec un filtre passe-bas, ayant une fréquence de coupure spécifique, les données de chaque marqueur dans chacune des directions, et ce, à chaque étape du mouvement.

Plusieurs méthodes étaient proposées dans la littérature pour déterminer la fréquence de coupure optimale de données issues du mouvement humain. Il s'agissait de trouver le meilleur compromis entre une fréquence de coupure trop basse qui augmenterait drastiquement la quantité de résidus—modification du signal vrai—et une fréquence trop haute qui laisserait passer beaucoup de bruit. La méthode la plus utilisée était celle de l'analyse des résidus [84, 125]. Cette méthode consistait à filtrer le signal à plusieurs fréquences de coupure et à calculer la quantité de résidus entre le signal brut et filtré pour chaque fréquence testée, en vue de déterminer la fréquence de coupure qui représente le meilleur compromis entre résidus et bruit.

Un filtre reposant sur une méthode de filtrage par analyse des résidus a donc été développé dans le cadre de cette thèse pour filtrer les données de position des marqueurs. Le filtre avait également pour objectif de réévaluer régulièrement au cours du mouvement la fréquence de coupure optimale, il agissait donc par fenêtre glissante. Ce filtre est présenté plus en détails en annexe C.2 (page 370).

2.5.2 Traitement des efforts extérieurs

Les plateformes de force permettaient de mesurer les trois composantes des forces et les trois composantes du moment au centre de chacune des quatre plateformes. Les données des plateformes de force étaient ensuite utilisées aux fins suivantes :

- Cas 1 : étude des forces de réaction au sol lors de mouvements gymniques (en particulier lors des impulsions et réceptions de sauts en GAF et GAM), en vue d’inférer les mouvements engendrant le plus de contraintes mécaniques au niveau du rachis lombaire.
- Cas 2 : calculs de dynamique inverse nécessitant en entrée les forces et moments s’appliquant sur chacun des appuis.

Dans les deux cas il était nécessaire d’attribuer les actions mécaniques mesurées sur chacune des plateformes à l’appui ayant engendré le torseur d’action mécanique ; à la différence près que dans le cas 2 il était indispensable de distinguer les efforts attribués à chacun des appuis, en particulier s’il y avait deux appuis simultanément au sol (par exemple deux pieds), alors que ce n’était pas impératif dans le cas 1 (sauf si la répartition des efforts entre les deux pieds ou les deux mains était étudiée). Dans le cadre de l’étude de mouvements gymniques, il y avait quatre appuis potentiels : les deux mains et les deux pieds tandis que dans le cadre de l’étude de mouvements du quotidien seuls les deux pieds étaient à considérer.

Avant tout traitement, les signaux des plateformes de force, acquis à 1200 Hz, devaient être rééchantillonnés pour être cohérents avec le signal des trajectoires de marqueurs (200 ou 100 Hz). L’objectif était ensuite d’identifier quel(s) appui(s) étai(en)t à l’origine de tout effort enregistré par les plateformes de force. Il s’agissait alors, en couplant les données des trajectoires des marqueurs placés sur chacun des appuis et les données des plateformes de force, d’identifier quel(s) appui(s) étai(en)t au-dessus de la plateforme ayant enregistré une action mécanique. Il était également nécessaire de détecter tout appui en dehors des plateformes de force ou si deux appuis étaient simultanément sur la même plateforme de force pour identifier les instants du mouvement où l’ensemble des efforts ex-

térieurs étaient connus. Afin de ne pas écrêter le signal et de ne pas amoindrir les pics de force, les données des plateformes de force n'étaient pas filtrées dans le cas 1.

2.5.3 Développement du modèle à segments rigides articulés

L'intérêt de modèles à segments rigides articulés et du logiciel OpenSim pour l'étude de la cinématique et de la dynamique de mouvements humains a été développé en section 1.3. Les mouvements de gymnastiques impliquant des efforts extérieurs sur les mains et sur les pieds, un modèle corps complet était nécessaire. Un modèle corps complet, doté d'un rachis articulé, a donc été développé avec le logiciel OpenSim 4.1.

Modèle poly-articulé

Le modèle (Fig. 2.11) a été construit à partir du modèle corps complet de Raabe [117] qui était lui-même composé d'un rachis, venant du modèle de Christophy [101], dont la section lombaire était entièrement articulée et la section thoracique était rigide (partie 1.3.3). Le rachis lombaire de ce modèle était entièrement articulé et piloté *via* un couplage cinématique qui contraint linéairement en flexion-extension, déviation latérale et rotation axiale le mouvement des articulations intervertébrales de S1/L5 à L2/L1. Une étude préliminaire a montré que la cinématique du rachis lombaire était améliorée si le rachis thoracique était doté de mobilités intervertébrales à tous les niveaux (avec pour critère l'écart quadratique moyen entre les marqueurs réels et virtuels) [164]. Le rachis thoracique a donc été entièrement articulé, *via* la même méthode que le rachis lombaire, à savoir par l'utilisation d'une contrainte couplant la cinématique des articulations intervertébrales de L1/T12 à T2/T1. Le rachis thoraco-lombaire était donc paramétré par trois coordonnées généralisées au niveau lombaire et par trois coordonnées généralisées au niveau thoracique.

Une méthode d'évaluation de la cinématique rachidienne par comparaison à l'imagerie EOS a été développée et a guidé les choix de modélisation de la chaîne cinématique pour le rachis thoraco-lombaire. A l'issue de cette étude, présentée en annexe C.3 (page 374), il a été choisi de prendre pour référence la chaîne cinématique du modèle de Bruno puisqu'il s'agissait d'un des seuls modèles publié et validé doté d'un rachis thoraco-lombaire entièrement articulé [103]. Cependant, dans ce modèle, les mouvements de flexion-extension, déviation latérale et rotation axiale des articulations intervertébrales de l'ensemble du rachis lombaire et thoracique (*i.e.* de S1/L5 à T2/T1) étaient couplés,

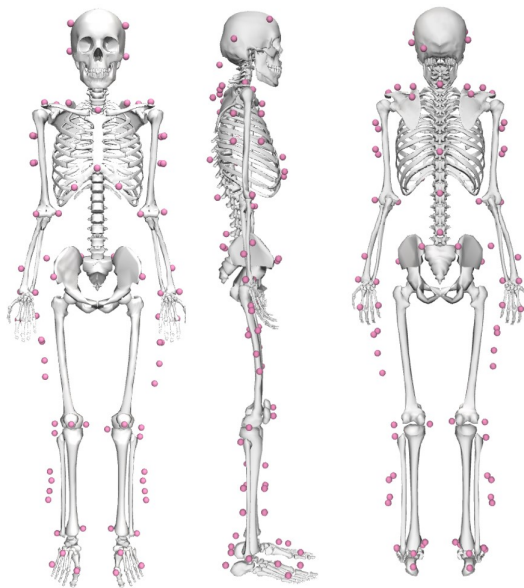


FIGURE 2.11 – Visualisation du modèle générique développé avec OpenSim. Les sphères roses correspondent aux marqueurs.

donnant trois coordonnées généralisées à l'ensemble du rachis thoraco-lombaire. Les coefficients de couplage cinématique implémentés dans le modèle de Bruno et définissant les répartitions de courbures dans le rachis, ont donc été réexprimés afin de conserver le rachis lombaire et le rachis thoracique cinématiquement indépendants (tableau 2.4). En effet, il a été montré (partie 1.3.3) qu'un couplage cinématique résultant en quatre à six coordonnées généralisées pour le rachis thoraco-lombaire était le meilleur compromis entre erreurs de simulation et comportement physiologique [121].

Le modèle de Raabe [117] qui a permis de construire le modèle générique a également été utilisé par Maxime Bourgain [165] et Thibault Marsan [140] pour des applications en golf et tennis de table. Dans le cadre de ces applications, le rachis cervical a été articulé *via* l'utilisation de contraintes de couplage cinématique. Trois coordonnées généralisées pilotaient les mouvements de flexion-extension, déviation latérale et rotation axiale des articulations C7/T1 à C3/C2 et, de même, trois coordonnées généralisées pilotaient les mouvements des articulations C2/C1 et C1/crâne. Ce modèle de rachis cervical a été repris pour le développement du présent modèle.

Le modèle de l'épaule défini dans le modèle de Raabe était une succession de trois rotules correspondant aux articulations sterno-claviculaire, acromio-claviculaire et gléno-humérale [117]. Cette chaîne cinématique conférait neuf degrés de liberté à l'épaule et pouvait conduire à des mouvements

2.5. Exploitation des données de capture du mouvement

Articulation	Modèle de Christophy			Modèle de Bruno			Modèle développé dans la thèse		
	FE	DL	RA	FE	DL	RA	FE	DL	RA
T1/T2				0,053	0,057	0,046	0,053	0,078	0,055
T2/T3				0,053	0,053	0,062	0,053	0,073	0,075
T3/T4				0,053	0,057	0,054	0,053	0,078	0,065
T4/T5				0,053	0,037	0,062	0,053	0,051	0,075
T5/T6				0,053	0,033	0,070	0,053	0,045	0,084
T6/T7				0,066	0,045	0,074	0,066	0,062	0,089
T7/T8				0,079	0,070	0,089	0,079	0,096	0,107
T8/T9				0,079	0,053	0,097	0,079	0,073	0,117
T9/T10				0,079	0,066	0,105	0,079	0,091	0,127
T10/T11				0,118	0,074	0,101	0,118	0,102	0,122
T11/T12				0,158	0,094	0,050	0,158	0,129	0,060
T12/L1				0,158	0,090	0,019	0,158	0,123	0,023
SOMME				1,002	0,729	0,829	1,000	1,000	1,000

L1/L2	0,294	0,188	0,29	0,300	0,051	0,029	0,308	0,188	0,169
L2/L3	0,246	0,25	0,033	0,247	0,068	0,031	0,254	0,251	0,180
L3/L4	0,205	0,245	0,042	0,211	0,066	0,038	0,217	0,244	0,221
L4/L5	0,144	0,181	0,042	0,147	0,049	0,038	0,151	0,181	0,221
L5/S1	0,125	0,136	0,03	0,068	0,037	0,036	0,070	0,137	0,209
SOMME	1,014	1	0,437	0,973	0,271	0,172	1,000	1,000	1,000

TABLEAU 2.4 – Tableau récapitulant les coefficients de couplage cinématique du rachis lombaire et thoracique implémentés dans le modèle de Christophy [101], de Bruno [103] et dans le modèle développé dans la présente thèse. FE : flexion-extension, DL : déviation latérale, RA : rotation axiale.

non physiologiques, en particulier lors de mouvements gymniques. Une cinématique correcte de l'épaule était d'autant plus difficile à obtenir qu'il n'était pas toujours possible d'obtenir avec précision la cinématique des marqueurs de la scapula. En effet, lors des mouvements gymniques impliquant des appuis sur les mains, les marqueurs de la scapula pouvaient alors être cachés par le reste du corps, malgré le positionnement de caméra(s) en contre plongée. Ainsi, le modèle d'épaule de Holzbaur (2005), qui limitait le mouvement de l'épaule à des mouvements physiologiques en introduisant des contraintes de couplage cinématique, était plus performant et a été implémenté [166].

Le modèle développé comportait donc 59 segments et 88 marqueurs puisque les marqueurs, dits « réels », placés sur le sujet pour la capture du mouvement, avaient chacun leurs homologues, dit « virtuels », positionnés sur le modèle à segments rigides (Fig. 2.11). Enfin, le modèle comportait 58 articulations auxquelles étaient associées 37 coordonnées généralisées qui sont répertoriées dans le tableau 2.5.

Articulation	Nombre de coordonnées généralisées	Coordonnées généralisées
Hanches (D&G)	3	Flexion/extension Abduction/adduction Rotation interne/externe
Genou (D&G)	1	Flexion/extension
Cheville (D&G)	2	Flexion/extension Pronation/supination
Rachis lombaire	3	Flexion/extension, Déviation latérale, Rotation axiale (avec une contrainte de couplage entre les différents étages vertébraux)
Rachis thoracique	3	Flexion/extension, Déviation latérale, Rotation axiale (avec une contrainte de couplage entre les différents étages vertébraux)
Rachis cervical	3	Flexion/extension, Déviation latérale, Rotation axiale (avec une contrainte de couplage entre les différents étages vertébraux)
C2-C1 et C1-crâne	2	Flexion/extension, Rotation axiale (avec une contrainte de couplage entre les deux étages vertébraux)
Epaule angle d'élévation(D&G)	1	Angle pour l'élévation
Epaule élévation (D&G)	1	Flexion/extension ou abduction/adduction (en fonction de l'angle d'élévation)
Epaule rotation axiale (D&G)	1	Rotation médiale/latérale
Coude (D&G)	1	Flexion/extension
Coude (D&G)	1	Pronation/supination
Poignet (D&G)	2	Flexion/extension Déviation radio-ulnaire

TABEAU 2.5 – Tableau répertoriant les coordonnées généralisées du modèle à segments rigides articulés. Les coordonnées généralisées sont indiquées dans l'ordre de la séquence cinématique.

Modèle inertiel

Les propriétés inertielles d'un segment définissent comment il bouge lorsqu'il est soumis à des forces externes. Le développement d'un modèle inertiel était donc essentiel en vue des analyses dynamiques. Il s'agissait de définir pour chaque segment du modèle générique les paramètres inertiels que sont : la masse, la position du centre de masse, et les six composantes de la matrice d'inertie.

Dans le cadre de l'utilisation du modèle de Raabe [117] pour des applications en golf [165] et en tennis de table [140], les paramètres inertiels des segments des jambes étaient issus du modèle de Raabe mais ceux des bras ont été légèrement modifiés. Ces travaux ont été repris pour définir le modèle inertiel des bras et des jambes du modèle générique.

Concernant le tronc, le rachis lombaire du modèle de Raabe (venant du modèle de Christophy) était articulé mais le reste du tronc était considéré comme un seul segment rigide. Ainsi, après avoir

articulé le rachis thoracique et cervical dans le cadre du développement du modèle générique, il était nécessaire de définir les propriétés inertielles des vertèbres T12 à C1. Pour assurer la cohérence des propriétés inertielles entre le rachis lombaire et le rachis thoracique et cervical, le modèle inertiel de l'ensemble du tronc a été développé en s'appuyant sur les tables anthropométriques de Vette et collaborateurs (2011) [167].

Le modèle inertiel du modèle générique corps complet résultait donc de la combinaison de plusieurs modèles inertiels. Les différents modèles combinés ont été mis à l'échelle d'une personne de même taille pour assurer la cohérence des propriétés de masse et d'inertie entre les différents segments du modèle.

2.5.4 Personnalisation du modèle à segments rigides articulés

Le modèle squelettique générique présenté dans la partie précédente (partie 2.5.3) avait vocation à être personnalisé pour s'adapter aux caractéristiques physiques et morphologiques de chaque sujet. La première étape du processus de personnalisation était la mise à l'échelle du modèle qui visait à adapter la taille, le poids et les paramètres inertiels de chaque segment. La seconde étape du processus de personnalisation consistait à personnaliser le rachis thoraco-lombaire et le pelvis des sujets à partir des reconstructions 3D obtenues *via* le système EOS.

Mise à l'échelle

Des facteurs de mise à l'échelle étaient calculés pour chaque segment à partir de la distance entre des marqueurs spécifiques. Les paires de marqueurs qui servaient à calculer des ratios de mise à l'échelle pour un ou plusieurs des trois axes de chaque segment étaient préalablement définies. Chaque ratio était calculé en comparant la distance entre marqueurs réels (calculée à partir de l'acquisition statique) et la distance entre les mêmes marqueurs mais virtuels. Les géométries du modèle étaient ensuite mises à l'échelle à partir de ces ratios, cette étape impliquait de modifier la position des repères articulaires et des centres de masse. Les masses et les propriétés inertielles des segments étaient également mises à l'échelle. Pour mettre à l'échelle les masses des segments, puisqu'il était souhaité que la distribution de masse soit respectée, un ratio égal à la masse du sujet par rapport à la masse du modèle générique, était appliqué à chaque segment. Ainsi, le modèle avait le poids du sujet mais la répartition de masse entre les différents segments était celle du modèle générique. Dans un second temps, les masses et les positions des centres de masse des segments étaient personnalisées à partir des mouvements fonctionnels. Cette

étape est davantage détaillée dans la partie 2.5.5.

Modélisation et personnalisation du rachis thoraco-lombaire et du pelvis

Après avoir mis à l'échelle le modèle générique, l'objectif était de personnaliser le complexe spino-pelvien des modèles à l'échelle à partir des géométries 3D du rachis thoraco-lombaire et du pelvis issues des radiographies EOS en position neutre.

Les géométries génériques des vertèbres L5 à T1 et du pelvis étaient remplacées par les géométries spécifiques à chaque sujet. Les modèles personnalisés avaient ainsi les mêmes courbures lombaires et thoraciques et la même position du bassin que les sujets. Ce processus permettait également de personnaliser les positions des centres articulaires intervertébraux. Ils étaient placés aux centres géométriques des disques intervertébraux comme dans le modèle de Bruno [103].

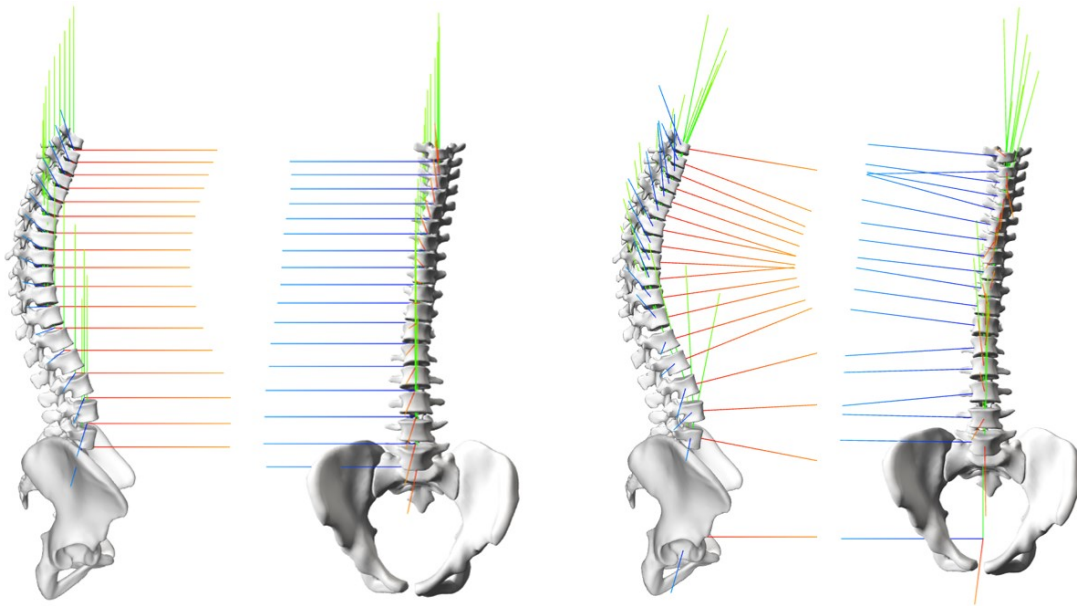


FIGURE 2.12 – Visualisation du rachis thoraco-lombaire d'un sujet. À gauche : vue sagittale et frontale du rachis thoraco-lombaire et du bassin montrant les repères intervertébraux. À droite : vue sagittale et frontale du rachis thoraco-lombaire et du bassin montrant les repères des vertèbres L5 à T1 et du bassin.

Concernant l'orientation des repères des articulations intervertébrales, dans le modèle de Bruno, les repères intervertébraux étaient colinéaires au repère de la vertèbre supérieure mais tous les axes transversaux étaient colinéaires entre eux puisque les vertèbres n'avaient aucune inclinaison dans le plan frontal, ce modèle générique représentant un rachis théorique [103]. Cependant, suite à la per-

sonnalisation du rachis, des repères intervertébraux colinéaires à la vertèbre supérieure résulteraient en des axes transversaux non colinéaires et un mouvement de flexion-extension du rachis pourrait être difficilement interprétable. De plus, si les repères intervertébraux étaient orientés comme les vertèbres, le couplage cinématique prendrait le dessus sur les rotations entre vertèbres calculées lors du processus de personnalisation, l'intérêt de personnaliser le modèle serait ainsi perdu. Ainsi, les repères intervertébraux ont été orientés colinéaires entre eux et colinéaires au sol comme dans le modèle de Christophy [101] (Fig. 2.12).

Par ailleurs, au cours du processus de personnalisation, chaque vertèbre et le bassin étaient dotés d'un repère propre, défini en accord avec les recommandations de l'ISB [29]. Ces repères permettaient de manipuler les objets 3D et de les intégrer à la chaîne cinématique du modèle squelettique. Ces repères permettaient ensuite, lors de l'analyse des résultats cinématiques, de calculer directement la lordose lombaire comme étant l'angle dans le plan sagittal entre les vertèbres S1 et L1.

La position des marqueurs placés sur le tronc et le pelvis était également personnalisée (Fig. 2.13). En effet, les marqueurs étaient visibles sur la radiographie EOS en position neutre. Leur position était alors réexprimée dans le repère osseux le plus proche puis ajustée sur le modèle OpenSim. Ce processus permettait de corriger les erreurs liées au positionnement des marqueurs sur le sujet.

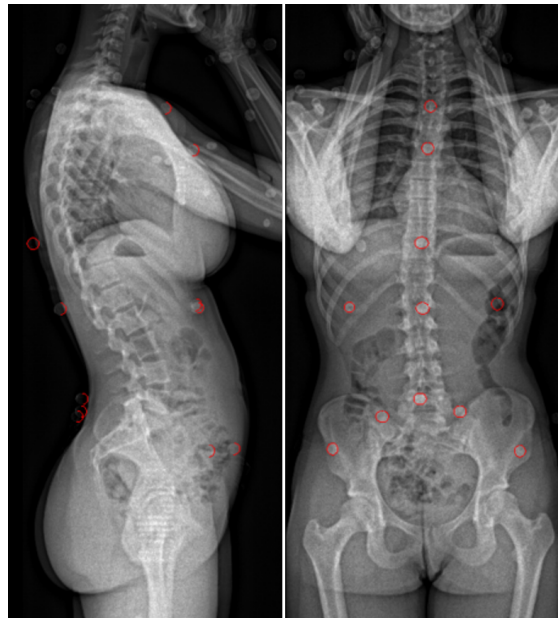


FIGURE 2.13 – Identification de la position des marqueurs du tronc et du pelvis (EASG/D, EPSG/D, MAN, XYP, COTD/G, T8, T12, L5) sur la radiographie EOS bi-plane prise en position neutre.

2.5.5 Processus d'analyses cinématiques et dynamiques

Cette section vise à décrire les différentes étapes du processus d'analyse des mouvements gymniques et du quotidien, de la génération du modèle squelettique aux simulations dynamiques. Le schéma présenté en Fig. 2.14 permet d'avoir une vue d'ensemble de ce processus.

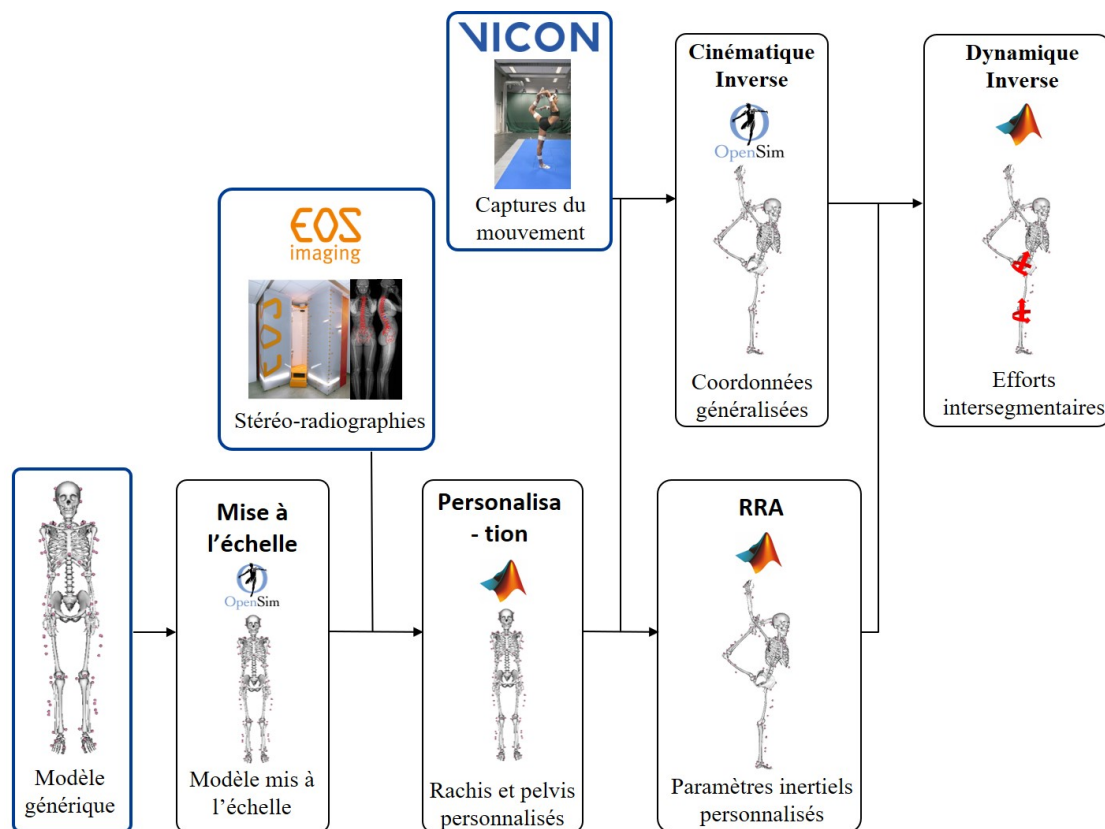


FIGURE 2.14 – Schéma illustrant le processus d'exploitation des données de capture du mouvement en vue des analyses cinématiques et dynamiques.

Mise à l'échelle et personnalisation du modèle OpenSim

Les premières étapes de génération du modèle OpenSim et de personnalisation du modèle pour chaque sujet sont décrites dans les parties précédentes (parties 2.5.3 et 2.5.4). L'étape de mise à l'échelle était réalisée grâce à l'algorithme du logiciel OpenSim. Il est important de noter que cette étape de mise à l'échelle se terminait par une étape d'ajustement du placement des marqueurs sur le modèle squelettique. Les marqueurs placés sur des reliefs osseux et pour lesquels le placement par l'opérateur était considéré fiable restaient fixes lors de cette étape, la position des autres marqueurs était en

revanche ajustée. Après une étape de cinématique inverse pour placer le modèle dans la position de l'acquisition statique (la position moyenne de chaque marqueur au cours de l'acquisition statique était considérée), la position des marqueurs non fixes était donc ajustée pour correspondre aux positions des marqueurs réels. Le poids des marqueurs pour cette étape de cinématique inverse et le caractère fixe ou non fixe des marqueurs sont précisés en annexe B.3 (page 361).

L'étape de personnalisation des géométries du pelvis et du rachis était, elle, réalisée grâce à des algorithmes développés avec la plateforme de programmation Matlab (MathWorks ©).

Cinématique inverse

Une fois les modèles personnalisés générés, l'objectif était d'obtenir l'évolution des configurations articulaires des degrés de liberté du modèle au cours des mouvements étudiés. Il s'agissait de l'étape de cinématique inverse pour laquelle l'algorithme d'optimisation cinématique multi-corps d'OpenSim était utilisé. A chaque *frame*, cet algorithme cherchait à minimiser, au sens des moindres carrés, la distance entre les marqueurs virtuels et leurs homologues réels respectifs. La distance entre un marqueur réel et le marqueur virtuel correspondant était appelée erreur. Dans ce problème d'optimisation, chaque marqueur était doté d'un poids (Annexe B.3, page 361), plus le poids du marqueur était important plus l'erreur sur ce marqueur devait être minimisée. A l'issue de l'étape de cinématique inverse, l'évolution au cours du mouvement des coordonnées généralisées du modèle était obtenue. A partir des coordonnées généralisées, et en connaissant les fonctions OpenSim appliquées au niveau de chaque degré de liberté (intrinsèques à la définition du modèle squelettique), il était possible d'en déduire l'évolution des angles d'Euler et des translations (cas du genou) au niveau de chaque articulation. Puis, à partir de ces résultats et de la connaissance de la chaîne cinématique (en particulier de la position et de l'orientation des repères articulaires par rapport aux repères des segments et des séquences d'angle pour chaque articulation), les matrices homogènes de position de chaque segment pouvaient être calculées à chaque *frame*. Des algorithmes ont été développés avec Matlab pour passer des coordonnées généralisées obtenues avec OpenSim aux matrices homogènes de chaque segment (Annexe C.4, page 385). Ces algorithmes permettaient également de lisser les résultats de la cinématique inverse.

Après obtention des matrices homogènes des segments, l'objectif était d'obtenir la cinématique du rachis lombaire. Pour cela, la cinématique de la vertèbre L1 et de la vertèbre S1 était nécessaire puisque le calcul des angles entre les vertèbres S1 et L1 (avec une séquence d'angle z-x'-y'") permettait

d'obtenir les angles de flexion/extension, de déviation latérale et de rotation axiale de l'ensemble du rachis lombaire. Le premier angle de la séquence de rotation donnait ainsi la courbure du rachis lombaire dans le plan sagittal à chaque instant (Fig. 2.15).

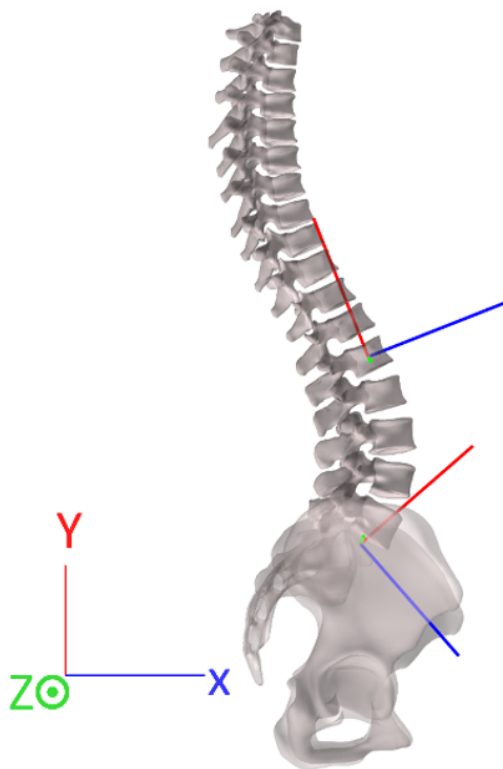


FIGURE 2.15 – Illustration du bassin et du rachis thoraco-lombaire montrant le repère associé à L1 et à S1, permettant de calculer la courbure du rachis lombaire dans le plan sagittal.

L'évolution de la courbure du rachis lombaire au cours des différents mouvements étudiés était ensuite analysée relativement à la lordose lombaire en position neutre qui était évaluée grâce à l'acquisition statique. Un angle de courbure lombaire supérieur (respectivement inférieur) à la lordose lombaire en position neutre indiquait un rachis en position d'extension (respectivement de flexion). Ainsi, l'angle de flexion-extension du rachis lombaire, correspondant à l'angle de courbure lombaire auquel était soustrait l'angle de lordose lombaire en position neutre, était calculé et préférentiellement considéré dans les analyses pour faciliter l'interprétation. Un angle de flexion-extension positif (respectivement négatif) traduisait donc un rachis en position d'extension (respectivement de flexion) (Fig. 2.16).

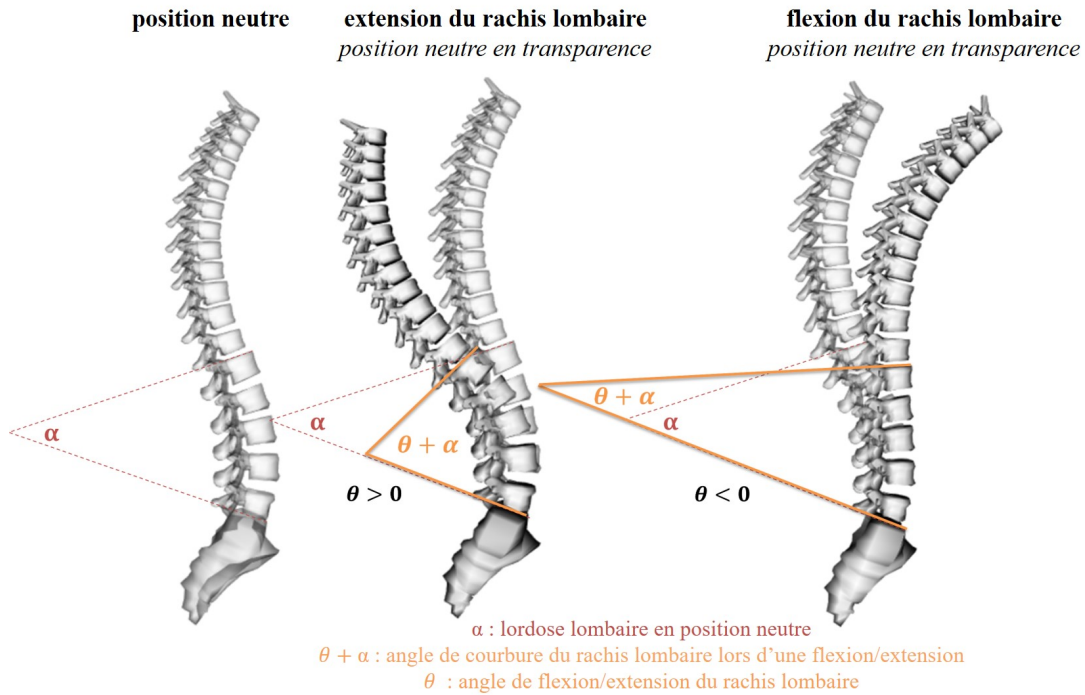


FIGURE 2.16 – Représentation schématique du rachis thoraco-lombaire montrant le rachis lombaire en position neutre, de flexion et d'extension et les angles associés et considérés dans les analyses.

Dans certains cas, l'algorithme d'optimisation cinématique multi-corps du logiciel OpenSim proposait des solutions non physiologiques. C'était en particulier le cas quand le modèle adoptait dès la première *frame* du mouvement une position éloignée de la position statique. Pour corriger ces erreurs, des contraintes ont été ajoutées au problème d'optimisation par le biais de coordonnées prescrites. Cette procédure est détaillée en annexe C.4 (page 385).

Dynamique inverse et RRA

La cinématique s'intéresse à décrire le mouvement, sans considérer les forces qui le provoquent. Ainsi, l'étape de cinématique inverse permet de décrire le mouvement en explicitant l'évolution des configurations articulaires. En revanche, la dynamique décrit le mouvement et explicite les forces qui l'engendrent. Ainsi, les étapes suivantes du processus d'analyse s'intéressaient à la dynamique du mouvement et visaient à obtenir les efforts intersegmentaires. Il s'agissait de calculs de dynamique inverse, à partir de la connaissance du mouvement (résultats cinématiques), les forces et les moments permettant d'expliquer le mouvement à chaque articulation étaient calculés.

En amont des calculs de dynamique inverse, les paramètres inertiels qui avaient préalablement été mis à l'échelle, pouvaient être optimisés pour améliorer la précision du modèle dynamique. C'était l'étape du Reduce Residual Analysis (RRA). L'objectif était de déterminer une répartition de masse qui soit plus cohérente avec les efforts extérieurs mesurés. En effet, en raison des hypothèses adoptées et des potentielles erreurs cinématiques, les forces extérieures mesurées et les accélérations calculées ne vérifiaient pas nécessairement la seconde loi de Newton (équation 2.1).

$$\sum F_{ext} = ma \quad (2.1)$$

Les erreurs cumulées pouvaient alors s'apparenter à un effort compensatoire, appelé résidu (F_{residu}), qui s'ajoutait aux efforts extérieurs et permettait au principe fondamental de la dynamique d'être respecté (équation 2.2).

$$F_{residu} + \sum F_{ext} = ma \quad (2.2)$$

L'objectif du RRA était alors de modifier les répartitions de masse pour minimiser F_{residu} , les masses des segments intervenant dans ma mais aussi dans F_{ext} à travers la force poids. Le logiciel OpenSim proposait un algorithme de RRA qui, pour diminuer les résidus, bougeait le centre de masse du plus gros segment (soit, le pelvis) et recommandait des modifications de masse pour l'ensemble des segments qui devaient ensuite être faites manuellement. Dans le cadre de cette optimisation, les résultats de la cinématique inverse, intervenant dans ma , étaient également ajustés pour être plus cohérents avec les efforts extérieurs. Les limites de l'algorithme d'OpenSim étaient que seul le centre de masse du segment le plus lourd était modifié et que les modifications de masse devaient être faites manuellement. Afin de dépasser ces limites, un algorithme de RRA a été développé sous Matlab dans le cadre de la thèse de Thibault Marsan [140] et a été repris dans le cadre de la présente thèse. La masse et la position des centres de masse de tous les segments étaient optimisées pour minimiser les résidus. Cette optimisation était réalisée à partir des mouvements fonctionnels du sujet qui avaient l'avantage de mettre en jeu l'ensemble des articulations.

Les calculs de dynamique inverse avaient ensuite pour objectifs d'obtenir les forces et les moments intersegmentaires qui sont les efforts agissant à travers une articulation. Il est important de noter qu'il ne s'agissait pas des efforts de contact au sein d'une articulation mais bien du couple permettant

de mettre en mouvement cette articulation. L'égalité des torseurs d'action mécanique et dynamique, établie par le Principe Fondamental de la Dynamique, permettait à partir de la connaissance du mouvement du modèle (position, vitesse et accélération des segments étaient connues grâce aux résultats de la cinématique inverse) de déterminer les efforts qui en étaient la cause. Le logiciel OpenSim proposait un algorithme de dynamique inverse mais pour maîtriser les choix méthodologiques sous-jacents tel que le sens de parcours de la chaîne cinématique, des algorithmes de résolution de la dynamique inverse ont été conçus avec Matlab.

La difficulté, inhérente à l'étude de mouvements gymniques, était de ne considérer les calculs de dynamique inverse qu'aux instants du mouvement où l'ensemble des efforts extérieurs était connu. En effet, le gymnaste pouvait avoir des appuis en dehors des plateformes de force à certains instants du mouvement et la dynamique n'était alors pas solvable. Lors du pré-traitement des efforts extérieurs, un fichier était écrit pour chaque acquisition, indiquant pour chaque *frame* et pour chacun des quatre appuis si les efforts extérieurs étaient connus. Ce fichier permettait ainsi d'identifier les phases où les calculs de dynamique inverse étaient solvables.

À RETENIR

- La **labélisation** et le **filtrage** étaient deux étapes particulièrement sensibles du traitement des trajectoires de marqueurs qui ont nécessité le développement d'outils pour limiter les erreurs.
- Un **modèle corps complet**, doté d'un **rachis entièrement articulé**, a été développé avec le logiciel OpenSim 4.1.
- Une **méthode d'évaluation** de la cinématique rachidienne par comparaison à l'imagerie EOS a été développée.
- Le **modèle générique** était mis à l'échelle puis le **pelvis** et le **rachis thoraco-lombaire** étaient **personnalisés**.
- Les calculs de **cinématique inverse** permettaient d'obtenir l'évolution des configurations articulaires des degrés de liberté du modèle au cours du mouvement.
- Le calcul des **matrices homogènes** des **vertèbres S1 et L1** permettait ensuite d'obtenir la cinématique du rachis lombaire.
- Les calculs de dynamique inverse avaient ensuite pour objectif d'obtenir les forces et les moments intersegmentaires.

2.6 Conclusion et perspectives du protocole général

Le protocole expérimental, comprenant les examens cliniques, la prise de clichés stéréoradiographiques, la réalisation d'élastographies des disques intervertébraux et les captures du mouvement, a obtenu le 15/12/2018 l'autorisation du comité de protection des personnes Sud Méditerrané V (CPP n°2018-A01926-49).

Bien qu'ayant permis de réaliser des campagnes expérimentales préliminaires, le protocole expérimental a été amené à évoluer au début de la présente thèse (fin 2020). En particulier, l'examen clinique et l'auto-questionnaire ont été introduits, les positions à évaluer avec le système EOS ont été revues et les mesures élastographiques ont été ajoutées. Suite à l'analyse des premiers résultats, d'autres évolutions ont eu lieu au cours de la thèse, telles que l'introduction de la position hyperflexion lors

des bilans stéréoradiographiques. En raison de ces évolutions, certaines données n'ont pas été acquises pour tous les sujets, en fonction de quand ils ont été inclus dans le protocole expérimental. C'est pourquoi certaines analyses ont dû être réalisées avec un nombre restreint de sujets.

L'exploitation des données issues des examens cliniques a permis de décrire les populations étudiées en termes de mobilité du rachis, de souplesse de hanche et d'endurance musculaire des abdominaux et des extenseurs du rachis mais aussi d'évaluer l'impact de 15 semaines de pratique de la gym+ sur ces mêmes paramètres. Les paramètres relatifs à l'examen spécifique du rachis (recherche de gibbosités, palpation des épineuses, test des sacro-iliaques) n'ont en revanche pas été exploités dans le cadre de ce manuscrit mais il s'agit d'une perspective intéressante pour investiguer s'il existe un lien entre l'état clinique initial du rachis et la manière dont un participant répond au programme gym+.

Les stéréoradiographies prises dans les positions mettant en application les consignes de la gym+ ont été exploitées pour investiguer l'effet de ces consignes et de 15 semaines de pratique de la gym+ sur le complexe spino-pelvien. Les données issues des évaluations en hyperflexion et en hyperextension ont quant à elles été utilisées pour évaluer la cinématique du modèle tandis que les positions assises et en ATR seront exploitées en dehors du cadre de ce manuscrit.

Les acquisitions élastographiques ont permis d'estimer la raideur des disques intervertébraux mais, par manque de temps, seules les données d'une partie des sujets ont été exploitées et les résultats ne seront pas présentés dans ce manuscrit. Néanmoins, les résultats ont permis la rédaction conjointe d'un article intitulé « In-vivo characterization of the lumbar annulus fibrosus in adults with ultrasonography and shear wave elastography » [168].

Les données de capture du mouvement, couplées au modèle à segments rigides articulés, ont permis d'estimer l'évolution de la courbure du rachis lombaire au cours de mouvements gymniques et de la vie courante. Les données des plateformes de force ont également été exploitées en vue de caractériser les impacts au sol lors des mouvements gymniques. En revanche, bien que les algorithmes nécessaires aient été développés dans le cadre de la thèse, les résultats de la procédure de dynamique inverse n'étaient pas assez aboutis pour être présentés dans le cadre de ce manuscrit.

Une partie des réponses aux auto-questionnaires a été analysée en vue d'identifier les sujets lombalgiques et d'évaluer l'effet de 15 semaines de pratique de la gym+ sur les douleurs lombaires.

L'intérêt de ce protocole réside dans son aspect transversal, de nombreux paramètres cliniques et

biomécaniques étaient évalués afin de mettre en évidence l'effet de la gym+ sur le complexe spino-pelvien. Des pistes d'amélioration de ce protocole expérimentales sont proposées dans la discussion générale de ce document (chapitre 9).

Chapitre 3

Analyse des données

Contenu

2.1	Cohortes	86
2.2	Organisation des campagnes expérimentales	87
2.2.1	Séances de pratique du programme gym+	87
2.2.2	Evaluations biomécaniques initiales et finales	89
2.3	Protocole expérimental	91
2.3.1	Auto-questionnaire	91
2.3.2	Examen clinique	92
2.3.3	Capture du mouvement	93
2.3.4	Examens stéréoradiographiques	98
2.3.5	Elastographies des disques intervertébraux	100
2.4	Exploitation des données stéréoradiographiques	103
2.5	Exploitation des données de capture du mouvement	106
2.5.1	Traitement des trajectoires de marqueurs	107
2.5.2	Traitement des efforts extérieurs	110
2.5.3	Développement du modèle à segments rigides articulés	111
2.5.4	Personnalisation du modèle à segments rigides articulés	115
2.5.5	Processus d'analyses cinématiques et dynamiques	118
2.6	Conclusion et perspectives du protocole général	124

Ce chapitre vise à présenter les méthodes d'analyse, adoptées dans le cadre de ce manuscrit, pour chacun des volets suivants du protocole expérimental : données cliniques (section 3.1), données stéréoradiographiques (section 3.2), données de capture du mouvement (section 3.3), et réponses aux auto-questionnaires (section 3.4).

3.1 Bilans cliniques

3.1.1 Objectifs et paramètres d'intérêt

L'objectif était de caractériser les populations étudiées en termes de souplesse et de force du complexe spino-pelvien *via* les paramètres présentés dans le tableau 3.1 (partie 3.1.2). L'objectif était également d'évaluer l'effet de 15 semaines de pratique du programme gym+ sur le système musculo-squelettique des participants à partir des mêmes paramètres (partie 3.1.3).

	Paramètre	Description
Mobilité du rachis	Distance doigt-sol	Sur une marche, le patient se penche en avant, la distance entre le bout du majeur et la marche est mesurée.
Souplesse de hanche	Extension gauche	En décubitus ventral sur la table d'examen, jambe gauche tendue, deux crêtes iliaques maintenues. Ratio entre la distance coup de pied - table et la taille de la jambe.
	Extension droite	En décubitus ventral sur la table d'examen, jambe droite tendue, deux crêtes iliaques maintenues. Ratio entre la distance coup de pied - table et la taille de la jambe.
Bilan musculaire	Endurance isométrique des abdominaux	Test de Sorensen inversé. Avec poids de 5kg sur le torse pour les gymnastes (placement standardisé).
	Endurance isométrique des muscles lombaires (muscles extenseurs du rachis)	Test de Sorensen. Avec poids de 5kg sur le dos pour les gymnastes (placement standardisé).

TABLEAU 3.1 – Tableau présentant les différents paramètres des examens cliniques analysés.

3.1.2 Caractérisation des cohortes étudiées

Les résultats des examens cliniques des évaluations pré-programmes ont été analysés. Cinq cohortes ont été considérées, une de sujets loisirs femmes, une de sujets loisirs hommes et trois de gymnastes dans lesquelles les gymnastes ont été répartis en fonction de leur discipline (GAM, GAF et GR).

Afin de comparer entre elles les différentes populations étudiées et d'identifier des différences qui

seraient significatives, des tests statistiques paramétriques de Welch ont été conduits avec Matlab. Ces tests donnent la probabilité de l'hypothèse nulle selon laquelle deux jeux de données d'échantillons aléatoires indépendants sont issus de distributions normales avec des moyennes égales et des variances inconnues et qu'on ne peut pas supposer non égales. Si cette hypothèse est rejetée au seuil de 5%, il est possible de conclure que la différence entre les deux jeux de données est significative. Il est important de noter que l'objectif n'était pas tant de comparer les populations (surtout entre la population générale et les gymnastes qui sont d'âges très différents) mais de faire ressortir à travers ces comparaisons les caractéristiques propres de chaque population.

3.1.3 Effet de la gym+

Les résultats des bilans cliniques des évaluations pré-programmes et post-programmes ont été analysés. Afin de comparer les résultats des évaluations pré-programme et post-programme et d'identifier des différences qui seraient significatives, des tests statistiques non-paramétriques et appariés de Wilcoxon ont été conduits avec Matlab. Des différences étaient considérées significatives si la probabilité correspondante (valeur p) était inférieure au seuil de 5%.

3.2 Bilans stéréoradiographiques

3.2.1 Objectifs et paramètres d'intérêt

Objectifs

La gym+ repose sur la combinaison de consignes de contraction du périnée, d'expiration forcée et d'auto-grandissement pour favoriser l'engagement du transverse et *in fine* renforcer le système de stabilisation du rachis (partie 1.1.5). L'hypothèse a été faite que l'extension axiale active de la colonne vertébrale, telle que recherchée par les consignes de la gym+, était rendue possible par un changement de l'équilibre spino-pelvien. Selon cette hypothèse, les consignes de la gym+ avaient ainsi quatre objectifs posturaux majeurs :

- maintenir un grandissement
- délordoser le rachis lombaire (contribue au grandissement et corrige les hyperlordoses)
- diminuer la cyphose thoracique (contribue au grandissement et corrige les hypercyphoses)
- rétroverser le bassin

Le premier objectif était d'analyser les mécanismes de réponse à une consigne d'auto-grandissement, *i.e.* les mécanismes de l'extension axiale active du tronc (partie 3.2.2). Il s'agissait de vérifier que l'extension active du tronc impliquait bien une diminution de la cyphose du rachis thoracique, une délordose du rachis lombaire et une rétroversion du bassin. En effet, le rachis thoraco-lombaire ayant une forme de S, il était facilement concevable que diminuer les courbures rachidiennes (lordose lombaire et cyphose thoracique) permettait d'augmenter la taille du tronc en permettant à la fois un grandissement lombaire et thoracique.

Le second objectif était d'analyser l'effet des consignes de la gym+ sur le complexe spino-pelvien pour déterminer les consignes qui permettaient d'atteindre au mieux les objectifs posturaux énoncés—grandissement rachidien, rétroversion du bassin, diminution de la lordose lombaire et de la cyphose thoracique—(partie 3.2.3).

Enfin, le troisième objectif était d'évaluer l'impact de 15 semaines d'entraînement gym+ au regard de la réalisation des quatre objectifs posturaux (partie 3.2.4).

Paramètres d'intérêts

Les paramètres spino-pelviens analysés étaient la version pelvienne, la pente sacrée, la lordose lombaire L1-L5 et la cyphose thoracique T1-T12. Il est à noter qu'un mouvement de rétroversion du bassin se traduit par une augmentation de la version pelvienne et une diminution de la pente sacrée. De plus, les angles évalués étaient exprimés comme des angles géométriques et non comme des angles orientés pour analyser plus facilement les variations de ces paramètres.

Le grandissement lombaire et le grandissement thoracique étaient également calculés. Pour cela, la hauteur de la colonne lombaire était calculée comme étant la distance entre le centre du plateau vertébral supérieur de L1 et le centre du plateau vertébral inférieur de L5 et la hauteur de la colonne thoracique était calculée comme étant la distance entre le centre du plateau vertébral supérieur de T1 et le centre du plateau vertébral inférieur de T12. Puis, la variation de hauteur du rachis lombaire/thoracique par rapport à la position neutre était calculée. Enfin, le rapport de la variation de hauteur du rachis lombaire/thoracique à la longueur totale de la colonne thoraco-lombaire était calculé pour éliminer les biais liés à la taille des sujets. Ce dernier rapport est appelé ratio de grandissement lombaire/thoracique. Il est à noter que la longueur totale du rachis thoraco-lombaire était calculée comme étant la longueur de la ligne brisée passant par le centre de chacun des plateaux vertébraux,

depuis le plateau vertébral supérieur de T1, jusqu'au plateau vertébral inférieur de L5.

3.2.2 Etude des mécanismes de l'extension axiale active du tronc

La corrélation entre le grandissement lombaire et la diminution de la lordose lombaire d'une part et entre le grandissement lombaire et la rétroversion du bassin d'autre part étaient investiguées. La corrélation entre le grandissement thoracique et la diminution de la cyphose thoracique était également investiguée.

Les résultats issus de la position *grandi-peri-expi*, lors de l'évaluation pré-programme, ont été analysés. Les analyses ont été faites à partir de cette position car, mettant en application les trois consignes de la gym+, il s'agissait de la position la plus adéquate pour analyser les mécanismes de l'extension axiale active du tronc tels que mis en œuvre par la gym+.

Concernant l'analyse statistique, des tests de corrélation de Spearman ont été réalisés. Ces tests permettent d'estimer dans quelle mesure la relation entre deux variables peut être décrite par une fonction monotone en considérant les rangs des variables et non pas les valeurs des variables. Plus la tendance est monotone plus le coefficient de corrélation sera proche de -1 (lorsqu'une variable augmente l'autre diminue) ou de 1 (les variables évoluent dans le même sens). Les corrélations étaient considérées significatives si $p < 0,05$. Les tests statistiques ont été réalisés avec le logiciel JASP, une interface d'analyse statistique libre de droits et gratuite développée par l'Université d'Amsterdam et s'appuyant sur le langage de programmation pour le calcul statistique R [169].

3.2.3 Analyse des consignes de la gym+

Les résultats issus des positions mettant en application les consignes de la gym+ (*grandi*, *grandi-peri*, *grandi-expi*, *peri-expi*, *grandi-peri-expi*) lors de l'évaluation pré-programme ont été analysés. Les résultats de l'évaluation pré-programme étaient analysés afin d'étudier une population non entraînée et d'évaluer le seul effet de la consigne.

Des tests statistiques non paramétriques et appariés de Wilcoxon ont été réalisés avec Matlab pour comparer entre elles les différentes consignes au regard des paramètres spino-pelviens et du grandissement thoraco-lombaire. Des différences étaient considérées significatives si la probabilité correspondante (valeur p) était inférieure au seuil de 5%.

3.2.4 Effet de la gym+ sur les paramètres pelviens et rachidiens

Les résultats issus des positions mettant en application les consignes de la gym+ (*grandi*, *grandi-peri*, *grandi-expi*, *peri-expi*, *grandi-peri-expi*), lors de l'évaluation pré-programme et post-programme, ont été comparés.

Des tests statistiques non paramétriques et appariés de Wilcoxon ont été réalisés avec Matlab pour comparer les évaluations pré-programme *versus* post-programme, au regard des paramètres spino-pelviens et du grandissement thoraco-lombaire, pour chacune des positions étudiées. Des différences étaient considérées significatives si la probabilité correspondante (valeur p) était inférieure au seuil de 5%.

Par ailleurs, des tests de Wilcoxon (avec un seuil de significativité à 5%) visant à comparer les effets des différentes consignes sur les paramètres spino-pelviens lors de l'évaluation post-programme ont été menés en vue de comparer l'effet des consignes sur le complexe spino-pelvien pré-programme et post-programme.

3.3 Analyse de mouvements de la vie courante et gymniques

3.3.1 Objectifs et paramètres d'intérêt

Objectifs

Dans le cadre de l'état de l'art (section 1.1.4), il a été mis en avant que la répétition de mouvements de flexion et d'extension de grandes amplitudes du rachis lombaire augmentait les contraintes mécaniques dans les tissus et pouvait entraîner des blessures de fatigue. Les forts impacts au sol qui entraînent de larges forces de compression ont également été identifiés comme des facteurs de risque pour l'apparition de blessures. De plus, il a été souligné que des postures extrêmes du rachis lombaire lors d'impacts au sol augmentaient d'autant plus les contraintes mécaniques au niveau du rachis lombaire en favorisant l'apparition de contraintes de cisaillement. C'est pourquoi il a été admis que les trois sollicitations mécaniques suivantes augmentaient les contraintes mécaniques au niveau du rachis lombaire et par conséquent le risque de détérioration des tissus :

- hypothèse 1 : les mouvements de grandes amplitudes du rachis lombaire en flexion et en extension

- hypothèse 2 : les forts impacts au sol
- hypothèse 3 : des flexions ou des extensions conséquentes du rachis lombaire aux instants d'impact

Dans un premier temps, l'objectif était d'identifier les mouvements les plus sollicitants pour le rachis lombaire au regard de ces trois hypothèses (partie 3.3.2). Dans le cadre de l'étude de mouvements de la vie courante, le but était d'identifier les mouvements pour lesquels la gym+ pourrait permettre un meilleur contrôle du mouvement au niveau du rachis lombaire. Dans le cadre de mouvements typiques de GAM, de GAF et de GR, le but était d'identifier les mouvements les plus à risque pour le rachis lombaire et d'aider les entraîneurs et l'encadrement médical des gymnastes à mettre en place des entraînements plus respectueux du rachis lombaire.

Dans un second temps, l'objectif était d'évaluer l'impact de 15 semaines de pratique de la gym+ sur la cinématique et la dynamique des mouvements précédemment analysés (partie 3.3.3). L'hypothèse sous-jacente était que la pratique de la gym+ permettait de limiter les contraintes mécaniques au niveau du rachis lombaire *via* une diminution des amplitudes en extension et en flexion et de mieux contrôler les impacts pour les mouvements avec impacts (forces de réaction au sol moindres et meilleure posture du rachis lombaire lors des impacts).

Paramètres d'intérêts

L'évolution de l'angle de flexion/extension était calculée pour chacun des mouvements analysés. Puis, en lien avec l'hypothèse 1, les amplitudes maximales de mouvement en flexion/extension sur certaines phases des mouvements et les éventuels pics de flexion et/ou d'extension étaient relevés. En lien avec l'hypothèse 2, les données des plateformes de force ont été analysées et les pics des forces de réaction au sol lors des impacts sur les mains et sur les pieds ont été identifiés. Les forces de réaction au sol ont été décomposées en une composante verticale (perpendiculaire au sol et pointant vers le haut) et deux composantes horizontales (orientées dans la direction principale du mouvement et perpendiculairement à cette dernière). Les analyses se sont intéressées à la résultante de la force de réaction au sol et aux composantes verticales et antéro-postérieures et les valeurs des forces ont été normalisées par le poids du corps. Les instants auxquels les forces de réaction au sol totales étaient maximales ont été identifiés en vue d'analyser les angles de flexion/extension du rachis lombaire à ces instants.

En lien avec l'hypothèse 3, les angles de flexion/extension du rachis lombaire aux instants des impacts étaient également analysés.

Les sollicitations du rachis lombaire différaient en fonction du cas d'étude (mouvements du quotidien, de GAM, de GAF ou de GR). En particulier, les mouvements du quotidien étudiés n'engendraient pas de réels impacts au sol et les mouvements de GAF et de GR analysés sollicitaient fortement le rachis en extension mais pas en flexion. Ainsi, le tableau 3.2 récapitule les paramètres étudiés en fonction des cas d'étude.

	Amplitude de flexion/extension	Pics d'extension	Pics de flexion	Forces de réaction au sol	Angle de flexion/extension aux instants d'impact
Quotidien	X				
GAM	X	X	X	X	X
GAF	X	X		X	X
GR	X	X		X	X

TABLEAU 3.2 – Tableau récapitulatif des paramètres cinématiques et dynamiques analysés en fonction des cas d'étude.

3.3.2 Caractérisation de mouvements de la vie courante et gymniques

Mouvements de la vie courante

Une étude préliminaire a été réalisée avec neuf sujets issus de la population générale et a permis de montrer que parmi les mouvements du quotidien étudiés (marche, marche rapide, assis-debout, ramasser et reposer un objet au sol, placer un objet en hauteur et le replacer au niveau des hanches) les tâches nécessitant le plus d'amplitude en termes de flexion/extension du rachis lombaire étaient les tâches « se lever » et « déposer un objet au sol ».

En vue de quantifier l'impact sur le rachis lombaire des mouvements du quotidien sollicitants le plus le rachis lombaire, les tâches « se lever » et « déposer un objet au sol » ont été analysées dans la présente étude à partir des captures du mouvement des évaluations pré-programme. Quatre à cinq répétitions de chaque tâche ont été analysées pour chaque sujet.

Mouvements de Gymnastique Artistique Masculine

Une étude avec des objectifs similaires et intitulée « Which typical floor movements of men's artistic gymnastics result in the most extreme lumbar lordosis and ground reaction forces? » a été publiée dans le journal Sports Biomechanics [170] (Annexe D.1.1, page 389). Quatre gymnastes étaient inclus et les mouvements engendrant les courbures lombaires et les impacts les plus extrêmes ont été identifiés. Dans la continuité des résultats de cette première étude, la présente analyse s'est intéressée à la *rondade flip*, au *saut de main*, au *salto avant* et au *salto arrière*.

Dans le cadre de l'étude publiée dans le journal Sports Biomechanics, l'ensemble des essais exploitables cinématiquement ont été étudiés. Les écarts-types sur les maximums d'extension du rachis lombaire variaient entre 1° et 9° pour la *rondade flip* (2 à 3 essais par gymnaste), entre 2° et 6° pour le *saut de main* (2 à 4 essais par gymnaste), tandis que les écarts-types sur les maximums de flexion lombaire variaient entre 2° et 7° pour la *rondade flip*, entre 1° et 4° pour le *saut de main*, entre 2° et 5° pour le *salto arrière* (2 à 3 essais par gymnaste) et entre 1° et 4° pour le *salto avant* (2 à 5 essais par gymnaste). Ainsi, bien que les gymnastes aient réalisé jusqu'à cinq répétitions de chaque mouvement lors des séances de capture du mouvement, un seul essai par type de mouvement a été analysé pour chaque sujet dans la présente étude en raison du temps nécessaire pour traiter des mouvements aussi complexes et au regard des écarts-types raisonnables constatés. L'essai choisi parmi les répétitions du même mouvement était le plus pertinent vis-à-vis des exigences imposées par le traitement cinématique et dynamique (visibilité des marqueurs, efforts au sol correctement enregistrés) et le mieux réalisé (réception la plus équilibrée possible, pas de chute) mais sans prendre en compte des critères de performance au sens du code de pointage.

Mouvements de Gymnastique Artistique Féminine

Une étude préliminaire analysant les maximums d'extension de cinq mouvements de GAF a été présentée dans le cadre de congrès de l'ECSS en 2022. Au regard des résultats de cette première étude, seuls les mouvements engendrant les extensions les plus importantes ont été analysés dans la présente étude, à savoir, la *rondade flip*, le *saut de main*, la *souplesse arrière* et la *souplesse avant*.

Seul un essai par sujet et par type de mouvement a été analysé pour les mêmes raisons que celles avancées dans le cadre de l'analyse des mouvements de GAM.

Mouvements de Gymnastique Rythmique

Une étude avec des objectifs similaires et intitulée « Comparison of peak lumbar lordosis between some basic movements of rhythmic gymnastics » a été présentée dans le cadre du congrès annuel de l'ISBS [171] (Annexe D.2.3, page 422). Huit gymnastes étaient incluses et les mouvements analysés étaient la *boucle*, le *penché*, le *penché avec rotation*, le *saut enjambé*, le *manège enjambé* et les *soupleses avant* et *arrière*. Dans la continuité de cette étude, la présente analyse s'est intéressée aux mouvements identifiés comme demandant le plus d'extension lombaire, à savoir, la *boucle*, le *saut enjambé* et les *soupleses avant* et *arrière*.

Seul un essai par sujet et par type de mouvement a été analysé, pour les mêmes raisons que celles avancées dans le cadre de l'analyse des mouvements de GAM.

Traitement statistique

Dans le cadre de l'étude de mouvements de la vie courante et de chacune des disciplines gymniques, des tests non-paramétriques et appariés de Wilcoxon ont été réalisés avec Matlab pour chacun des paramètres analysés, afin de comparer les différents mouvements étudiés et d'identifier les différences significatives entre mouvements (au seuil de 5%).

3.3.3 Effets de la gym+ sur le complexe spino-pelvien au cours des mouvements

Les paramètres présentés dans le tableau 3.2 ont été comparés entre l'évaluation pré-programme et post-programme pour chacun des cas d'étude (mouvements du quotidien, de GAM, de GAF ou de GR). A la différence près que l'angle de courbure du rachis lombaire a été considéré et non l'angle de flexion/extension afin que les résultats soient indépendants d'un éventuel changement de la lordose lombaire lors de l'acquisition statique.

En vue d'identifier les différences significatives entre l'évaluation pré-programme et post-programme au regard des paramètres d'intérêt, des tests non-paramétriques et appariés de Wilcoxon ont été réalisés avec Matlab, le niveau de significativité étant établi à 5%.

3.4 Auto-questionnaires

3.4.1 Objectifs

L'objectif était d'identifier les sujets lombalgiques au sein de la cohorte loisir (partie 3.4.2) et de gymnastes (partie 3.4.3) et d'évaluer l'impact de quinze semaines de pratique de la gym+ sur les douleurs lombaires de ces sujets à partir des réponses aux auto-questionnaires.

3.4.2 Cas de la population générale

Afin d'évaluer la présence ou l'absence de lombalgie pré-programme, les réponses aux questions suivantes du questionnaire de type « nordique » étaient exploitées :

- Avez-vous eu au cours des 12 derniers mois des problèmes (courbatures, douleurs, gênes, engourdissements) au niveau du bas du dos ? (*question 1*)
- Avez-vous eu au cours des 7 derniers jours des problèmes (courbatures, douleurs, gênes, engourdissements) au niveau du bas du dos ? (*question 2*)

Si un sujet répondait positivement à ces deux questions, il était considéré comme lombalgique. En revanche, s'il déclarait des douleurs dans les 12 derniers mois mais pas dans les 7 derniers jours, il n'était pas considéré lombalgique.

Afin d'évaluer l'impact du programme gym+ sur la lombalgie, les réponses apportées post-programme aux questions comparant la situation du sujet avec sa situation pré-programme ont été examinées. Le sujet devait évaluer, au regard des quatre dernières semaines, par une note allant de 1 à 5 (1 exprimant un désaccord total et 5 un accord complet), les affirmations suivantes :

- J'ai moins mal au dos lorsque je maintiens une position debout prolongée (*question 3*)
- J'ai moins mal au dos lorsque je maintiens une position assise prolongée (*question 4*)
- J'ai moins mal au dos lorsque je marche (*question 5*)
- J'ai moins mal au dos lorsque je pratique une activité physique (*question 6*)

Pour ces quatre questions, seules les réponses des sujets considérés comme lombalgiques ont été analysées. Si le sujet donnait une note supérieure ou égale à 4 à l'une de ces affirmations, alors il était admis que la pratique de la gym+ avait permis une évolution positive de la situation du sujet vis-à-vis de la lombalgie.

Par ailleurs, pour détecter les potentiels sujets qui ne déclaraient pas de douleurs lombaires pré-

programme, mais qui en déclaraient post-programme, les réponses aux question 1 et 2 post-programme ont également été considérées.

3.4.3 Cas des gymnastes compétiteurs

Afin d'évaluer la présence ou l'absence de lombalgie pré-programme, la réponse à la question suivante du questionnaire de dépistage des symptômes musculosquelettiques chez les adolescents était exploitée :

- Avez-vous ressenti des symptômes (douleur, élancement, gêne, inconfort) au bas du dos au cours des 6 derniers mois ? (*question 1*)

Si un sujet répondait positivement à cette question, et qu'il complétait l'auto-questionnaire de Dallas (il était demandé de ne remplir le questionnaire de Dallas que si les symptômes déclarés au niveau du bas du dos étaient toujours présents au moment de l'évaluation) alors il était considéré lombalgique.

Afin d'évaluer l'impact du programme gym+ sur la lombalgie, les réponses apportées post-programme aux questions comparant la situation du sujet avec sa situation pré-programme ont été considérées. Le sujet devait évaluer, au regard des quatre dernières semaines, par une note allant de 1 à 5 (1 exprimant un désaccord total et 5 un accord complet), les affirmations suivantes :

- J'ai moins mal au dos dans la vie de tous les jours (*question 2*)
- Certains mouvements de gymnastique me font moins mal au dos (*question 3*)

Seules les réponses des sujets considérés comme lombalgiques étaient prises en compte. Si le sujet attribuait une note supérieure ou égale à 4 à l'une de ces affirmations alors il était considéré que la pratique de la gym+ avait permis une évolution positive de la situation du sujet vis-à-vis de la lombalgie.

À RETENIR

L'analyse des **examens cliniques** avait pour objectif :

- de caractériser les populations étudiées en termes de souplesse et de force du complexe spino-pelvien.
- d'évaluer l'effet de 15 semaines d'entraînement gym+ sur le système musculo-squelettique des participants.

Les résultats sont présentés dans le **chapitre 4**.

L'analyse des **bilans stéréoradiographiques** avait pour objectif :

- d'analyser les mécanismes de l'extension axiale active du tronc.
- d'analyser l'effet des consignes de la gym+ sur les paramètres pelviens et rachidiens.
- d'évaluer l'impact de 15 semaines d'entraînement gym+ sur les paramètres pelviens et rachidiens.

Les résultats sont présentés dans le **chapitre 5**.

L'analyse de **mouvements** de la **vie courante** et **gymniques** avait pour objectif :

- d'identifier les mouvements les plus sollicitants pour le rachis lombaire.
- d'évaluer l'impact de 15 semaines d'entraînement gym+ sur la cinématique et la dynamique des mouvements.

Les résultats sont présentés dans le **chapitre 6**.

L'analyse des **auto-questionnaires** avait pour objectif :

- d'identifier les sujets lombalgiques au sein de la cohorte loisir et de gymnastes.
- d'évaluer l'impact de 15 semaines d'entraînement gym+ sur les douleurs lombaires des sujets lombalgiques.

Les résultats sont présentés dans le **chapitre 7**.

Troisième partie

Résultats

Chapitre 4

Analyse des bilans cliniques

Contenu

3.1 Bilans cliniques	128
3.1.1 Objectifs et paramètres d'intérêt	128
3.1.2 Caractérisation des cohortes étudiées	128
3.1.3 Effet de la gym+	129
3.2 Bilans stéréoradiographiques	129
3.2.1 Objectifs et paramètres d'intérêt	129
3.2.2 Etude des mécanismes de l'extension axiale active du tronc	131
3.2.3 Analyse des consignes de la gym+	131
3.2.4 Effet de la gym+ sur les paramètres pelviens et rachidiens	132
3.3 Analyse de mouvements de la vie courante et gymniques	132
3.3.1 Objectifs et paramètres d'intérêt	132
3.3.2 Caractérisation de mouvements de la vie courante et gymniques	134
3.3.3 Effets de la gym+ sur le complexe spino-pelvien au cours des mouvements	136
3.4 Auto-questionnaires	137
3.4.1 Objectifs	137
3.4.2 Cas de la population générale	137
3.4.3 Cas des gymnastes compétiteurs	138

L'étude présentée dans ce chapitre visait à caractériser les populations étudiées en termes de souplesse et de force du complexe spino-pelvien (section 4.1) et à évaluer l'effet de 15 semaines de pratique du programme gym+ sur ces mêmes paramètres (section 4.2).

4.1 Caractérisation des cohortes étudiées

Populations

Le tableau 4.1 présente les populations incluses dans ces analyses.

Population	Nombre de sujets	Age moyen (années)	Taille moyenne (m)	Poids moyen (kg)
Loisir hommes (loisir M)	12	40 (24 - 60)	1,73 (1,64-1,80)	81 (55-101)
Loisirs femmes (loisir F)	14	40 (22 - 63)	1,62 (1,50-1,76)	62 (42-83)
GAM	9	15 (12 - 20)	1,55 (1,4-1,73)	51 (35-80)
GAF	4	15 (13 - 17)	1,56 (1,48-1,61)	53 (46-60)
GR	11	14 (12 - 16)	1,54 (1,42-1,71)	47 (33-60)

TABLEAU 4.1 – Tableau récapitulatif des sujets inclus pour les analyses des bilans cliniques de l'évaluation pré-programme.

Résultats et discussion

Les figures 4.1, 4.2 et 4.3 présentent respectivement les résultats des tests de mobilité du rachis, de souplesse de hanche et d'endurance musculaire. Sur ces trois figures, les différences significatives entre populations sont indiquées par une barre bleue.

Concernant le test de mobilité du rachis, plus la distance mesurée entre le doigt et le sol était faible (ou négative) plus la chaîne postérieure des membres inférieurs et du tronc était souple. Certains participants étant en capacité de toucher le sol, tous les participants ont été placés sur une marche afin de pouvoir mesurer des distances doigt-sol négatives. Les résultats ont montré que les GR étaient significativement plus souples que les loisirs hommes et femmes et que les GAM et les GAF. Les loisirs hommes étaient quant à eux significativement moins souples que les autres populations.

Concernant les tests de souplesse de hanche, plus le ratio d'extension de hanche était élevé plus l'individu était souple en extension de hanche et un ratio supérieur à un indiquait une extension proche de 90°. Les résultats ont montré que les GR et les GAF étaient significativement plus souples en termes

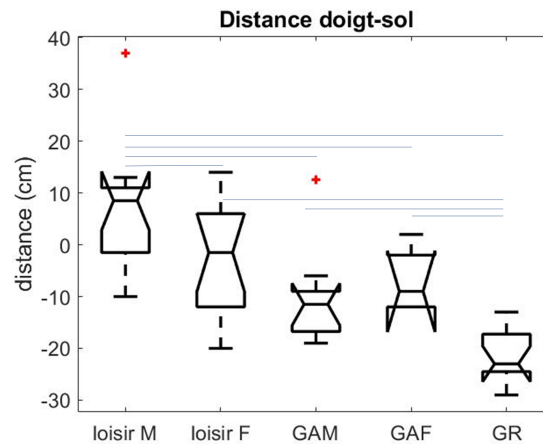


FIGURE 4.1 – Boîtes à moustaches présentant les distances mesurées dans le cadre du test de mobilité du rachis (test de la distance doigt-sol) pour les cinq populations étudiées. Le bas et le haut de la boîte représentent respectivement le premier et le troisième quartile et la ligne transversale indique la médiane. Les extrémités des moustaches montrent les valeurs maximales et minimales et les valeurs en rouge indiquent des valeurs aberrantes (valeur supérieure ou inférieure à 1,5 fois l'intervalle interquartile au-delà de chaque côté de la boîte). Les barres bleues indiquent les différences significatives.

d'extension de hanche que les GAM et les sujets de la cohorte loisir. Ces résultats étaient cohérents au regard des pratiques sportives respectives des populations étudiées. Les résultats ont également souligné que les GR étaient significativement plus souples en extension de hanche que les GAF. Or, en GAF ou en GR la souplesse de hanche est un paramètre clef de la performance, en particulier sur des mouvements nécessitant de fortes hyper-extensions tels que la souplesse arrière puisque les degrés d'extension pris par la hanche sont des degrés en moins pour le rachis. Ainsi, bien que les GR disposent d'une grande mobilité au niveau du rachis lombaire comme il a été souligné dans la partie précédente, leur très grande souplesse en extension de hanche pourrait leur permettre des stratégies de réalisation de mouvements impliquant davantage leur hanche. Ces résultats viennent compléter les résultats d'une étude réalisée en 2020 qui analysait les différences entre la cinématiques de réalisation de la *souplesse arrière* chez les GR et chez les GAF [172] (Annexe D.2.1, page 415).

Concernant les bilans musculaires, plus un individu se maintenait gainé et immobile lors des tests de Sorensen et de Sorensen inversé plus le groupe musculaire impliqué dans le maintien de la position était endurant. Sur ces deux tests, les cohortes de gymnastes n'ont pas été comparées aux cohortes loisirs car les tests n'ont pas été réalisés dans les mêmes conditions. Les gymnastes étant plus entraînés, un poids additionnel de 5kg a été placé sur leur tronc afin de limiter le temps des tests. Les résultats ont montré

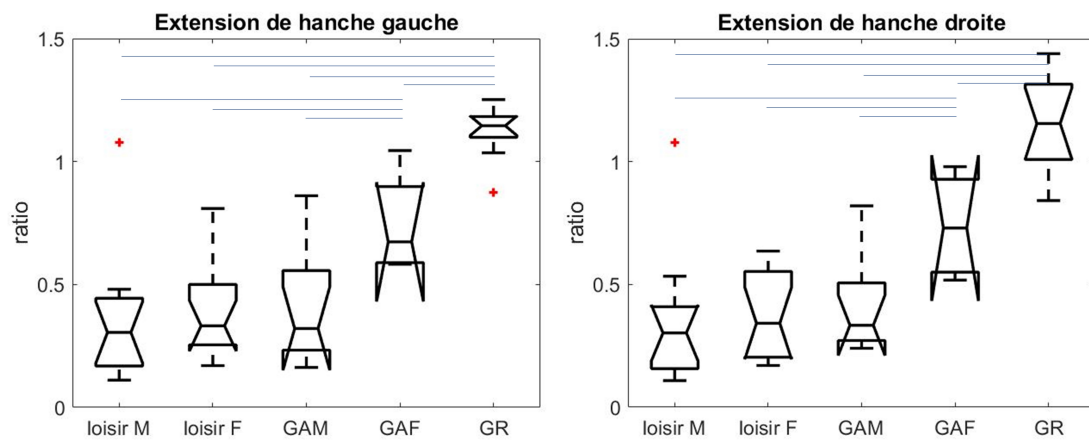


FIGURE 4.2 – Boîte à moustache présentant les valeurs des ratios d’extension de hanche gauche et droite (ratio entre la distance coup de pied - table d’examen et la longueur de jambe) pour les cinq populations étudiées. Les barres bleues indiquent les différences significatives.

que les GR avaient des abdominaux significativement moins endurants que les GAF et les GAM mais des muscles lombaires (muscles extenseurs du rachis) significativement plus endurants. Ces résultats soulignent le déséquilibre qui a été observé chez les GR entre l’endurance des abdominaux (temps de maintien : 21 ± 14 sec) et des lombaires (temps de maintien : 172 ± 90 sec). Si la colonne vertébrale est comparée à un mât dont l’équilibre serait assuré par deux câbles tendus de part et d’autre du mât, il apparaît qu’un déséquilibre dans la force de tension de ces câbles entraînerait un déséquilibre du mât. Il en est de même pour le rachis, la tension supplémentaire du câble des lombaires (muscles antagonistes des abdominaux) par rapport à celui des abdominaux pourrait favoriser les hyper-extensions du rachis lombaire et placer plus de contraintes sur les éléments postérieurs du rachis.

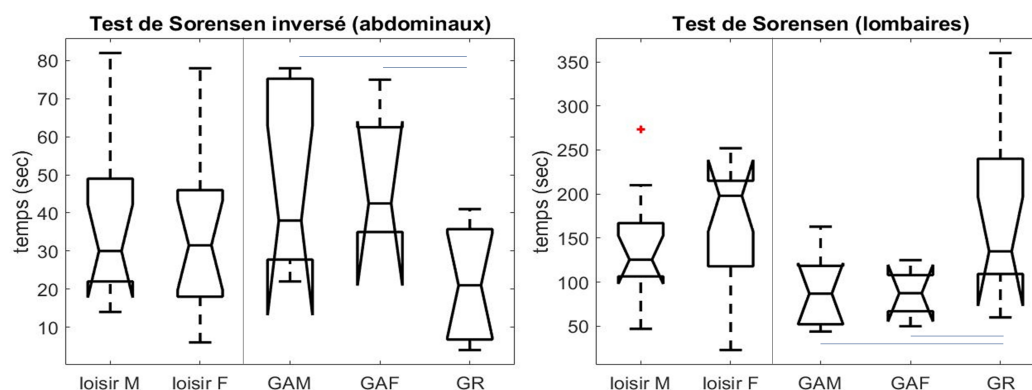


FIGURE 4.3 – Boîte à moustache présentant les temps de maintien en seconde lors des tests de Sorensen inversé et de Sorensen pour les cinq populations étudiées. Les barres bleues indiquent les différences significatives.

4.2 Effet de la gym+

Populations

Les cinq mêmes cohortes que dans la section précédente ont été incluses dans les analyses mais seuls les sujets ayant réalisé l'ensemble du protocole jusqu'à l'évaluation post-programme ont pu être inclus. Le tableau 4.2 présente ainsi les populations considérées dans cette analyse.

Population	Nombre de sujets	Age moyen (années)	Taille moyenne (m)	Poids moyen (kg)
Loisir hommes (loisir M)	11	40 (24-60)	1,72 (1,64-1,80)	81 (55-101)
Loisirs femmes (loisir F)	13	38 (22-63)	1,62 (1,50-1,76)	61 (42-77)
GAM	7	14 (12-21)	1,53 (1,4-1,73)	50 (35-80)
GAF	4	15 (13-17)	1,56 (1,48-1,61)	53 (46-60)
GR	6	15 (14-16)	1,58 (1,52-1,71)	54 (47-60)

TABLEAU 4.2 – Tableau récapitulatif des sujets inclus pour les analyses des examens cliniques basées sur les évaluations pré-programme et post-programme.

Résultats et discussion

Les figures 4.4, 4.5 et 4.6 présentent les résultats des comparaisons entre les évaluations pré-programme et post-programme concernant les tests de mobilité du rachis, de souplesse de hanche et d'endurance musculaire respectivement. Sur chacune de ces figures, les différences significatives entre l'évaluation pré-programme et post-programme sont indiquées par une étoile.

Après 15 semaines de pratique du programme gym+ toutes les populations sauf les GR ont gagné en moyenne en souplesse des chaînes postérieures des membres inférieurs et du tronc. Les loisirs hommes qui étaient significativement moins souples que les quatre autres populations lors de l'évaluation pré-programme ont quant à eux significativement gagné en souplesse grâce au programme.

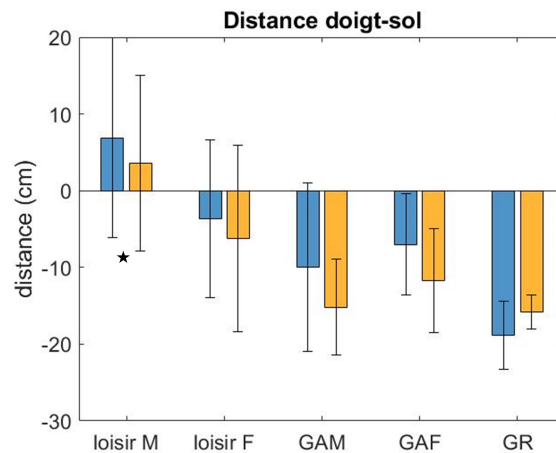


FIGURE 4.4 – Diagramme à barres illustrant la comparaison des évaluations pré-programme (bleu) et post-programme (jaune) au regard de la distance doigt-sol. Les étoiles indiquent des différences significatives.

Des gains significatifs en souplesse de hanche ont été constatés uniquement chez les loisirs femmes et les GAM (différence significative à droite et proche de la significativité à gauche avec $p=0,08$). Bien que la mobilité du rachis des loisirs hommes ait significativement augmenté, ce gain de souplesse ne se retrouvait pas au niveau des hanches.

Post-programme, toutes les populations ont réalisé de meilleurs temps en moyenne sur le test de Sorensen et de Sorensen inversé, traduisant une amélioration de l'endurance des abdominaux et des lombaires. Ces évolutions étaient significatives pour les loisirs hommes et femmes mais pas pour les gymnastes. Cependant, il est à noter que les GR ont en moyenne doublé leur temps de maintien sur le test d'endurance des abdominaux, cette évolution était à la limite du seuil de significativité ($p=0,06$). Bien que le déséquilibre musculaire des GR entre les muscles lombaires et les abdominaux, souligné dans la section précédente, restait présent, cette évolution était en faveur d'une meilleure stabilité de leur rachis.

Il semble donc qu'au regard des cinq paramètres analysés, les 15 semaines de pratique de la gym+ ont eu plus d'effet sur les populations loisirs que sur les gymnastes. Ce résultat est cohérent étant

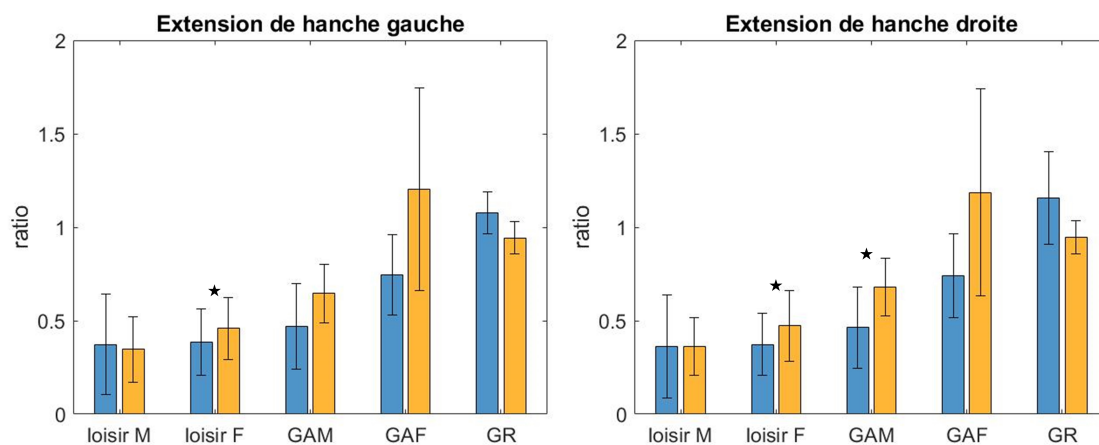


FIGURE 4.5 – Diagramme à barres illustrant la comparaison des évaluations pré-programme (bleu) et post-programme (jaune) au regard de l'extension de hanche gauche et droite. Les étoiles indiquent des différences significatives.

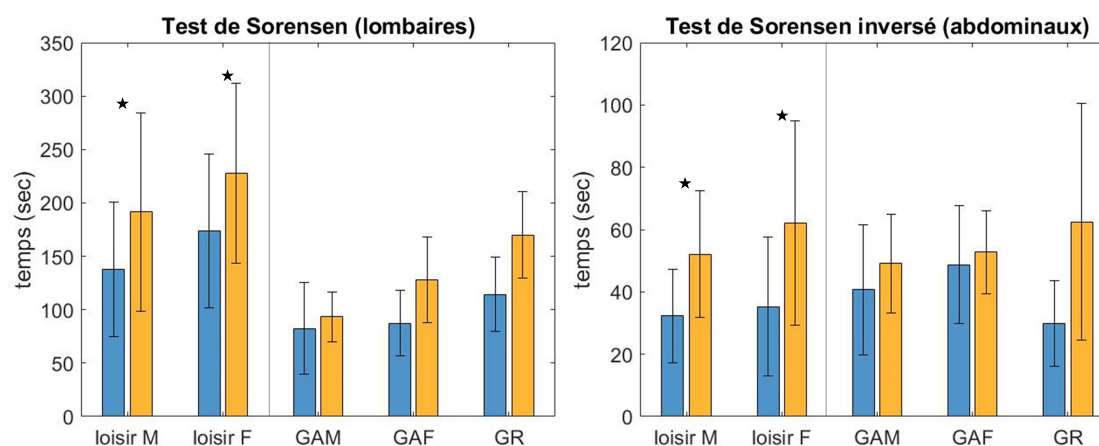


FIGURE 4.6 – Diagramme à barres illustrant la comparaison des évaluations pré-programme (bleu) et post-programme (jaune) au regard des résultats du test de Sorensen (lombaires) et de Sorensen inversé (abdominaux). Les étoiles indiquent des différences significatives.

donné que les gymnastes étaient de base plus souples et plus endurants musculairement de par leur pratique sportive. Les gains étaient donc plus marginaux chez les gymnastes et un temps de réalisation du programme gym+ plus long ou des évaluations plus spécifiques pourraient certainement permettre de constater des différences significatives.

Par ailleurs, il est important de noter une limite de cette étude. Les examens cliniques pré-programme et post-programme n'étaient pas nécessairement réalisés par le même médecin. Ainsi, bien que le protocole d'examen clinique ait été dans la mesure du possible standardisé, il est possible que des différences dans les résultats soient liés à l'opérateur. Pour valider cet examen clinique un test de reproductibilité inter et intra-opérateur pourrait être mené.

À RETENIR

Les résultats des **examens cliniques pré-programmes** ont mis en évidence des **spécificités musculosquelettiques** des populations étudiées, en particulier :

- La **grande souplesse** en **extension de hanche** des **GR** et des **GAF**.
- L'existence d'un **déséquilibre musculaire** entre les muscles lombaires et les abdominaux chez les **GR**.

Les résultats des **examens cliniques post-programmes** ont montré que :

- Le programme gym+ améliorait la **mobilité du rachis** ainsi que l'**endurance** des muscles **lombaires** et des **abdominaux** dans la population **loisir**.
- Chez les **gymnastes compétiteurs**, les **gains** étaient **plus marginaux**, bien qu'en moyenne une amélioration de l'endurance des muscles lombaires et des abdominaux ait été constatée.

Chapitre 5

Analyse des bilans stéréoradiographiques

Contenu

4.1	Caractérisation des cohortes étudiées	144
4.2	Effet de la gym+	147

L'étude présentée dans ce chapitre visait dans un premier temps à identifier les mécanismes de l'extension axiale active du tronc (section 5.1). Puis, l'effet des consignes de la gym+ sur les paramètres d'intérêt du complexe spino-pelvien (section 5.2) et l'impact de 15 semaines de pratique sur ces mêmes paramètres étaient analysés (section 5.3).

5.1 Etude des mécanismes de l'extension axiale active du tronc

Populations

Deux cohortes étaient considérées dans le cadre de cette étude, les sujets loisirs d'une part et les gymnastes d'autre part (tableau 5.1). Les gymnastes étaient regroupés dans une unique cohorte indépendamment de leur discipline. Il est à noter qu'un sujet loisir et deux gymnastes n'ont pas pu être inclus dans les analyses car ils présentaient une vertèbre surnuméraire au niveau du rachis lombaire et la procédure actuelle de reconstruction ne permettait pas de prendre en compte cette particularité.

Population	Nombre de sujets	Sexe	Age moyen (années)	Taille moyenne (m)	Poids moyen (kg)
Loisirs	22	12 femmes (F) 10 hommes (H)	F : 40 (22-63) H : 40 (24-60)	F : 1,62 (1,50–1,75) H : 1,72 (1,64–1,80)	F : 60 (42-77) H : 79 (55-101)
Gymnastes	22	13 femmes (F) 9 hommes (H)	F : 14 (12-17) H : 15 (12-21)	F : 1,50 (1,42–1,71) H : 1,60 (1,43–1,73)	F : 48 (33-60) H : 51 (35-80)

TABLEAU 5.1 – Tableau récapitulatif des sujets inclus pour les analyses stéréoradiographiques basées sur l'évaluation pré-programme.

Résultats et discussion

Le tableau 5.2 indique les valeurs moyennes (\pm écart type) du ratio de grandissement lombaire et thoracique obtenues pour la cohorte loisir et la cohorte de gymnastes tandis que la figure 5.1 montre la distribution des valeurs de ces ratios au sein des deux mêmes cohortes.

Lors de l'évaluation pré-programme, les gymnastes présentaient des ratios de grandissement lombaire et thoracique plus importants que les loisirs, ce qui montrait que les gymnastes étaient davantage en mesure de réaliser une extension axiale active du tronc. En effet, la majorité des sujets loisirs ne parvenaient pas à réaliser une extension active du rachis lombaire (ratio de grandissement lombaire

	Cohorte loisir	Cohorte de gymnastes
R_{lomb}	$0,03 \pm 0,46$	$0,22 \pm 0,50$
R_{thor}	$0,56 \pm 0,81$	$0,79 \pm 0,53$

TABLEAU 5.2 – Moyenne et écart-type du ratio de grandissement lombaire (R_{lomb}) et thoracique (R_{thor}) pour la cohorte loisir et la cohorte de gymnastes.

inférieur à 0).

Le tableau 5.3 montre les coefficients de corrélation obtenus à l'issue des tests de Spearman et les valeurs p associées, dans le cas de la cohorte loisir et de la cohorte de gymnastes.

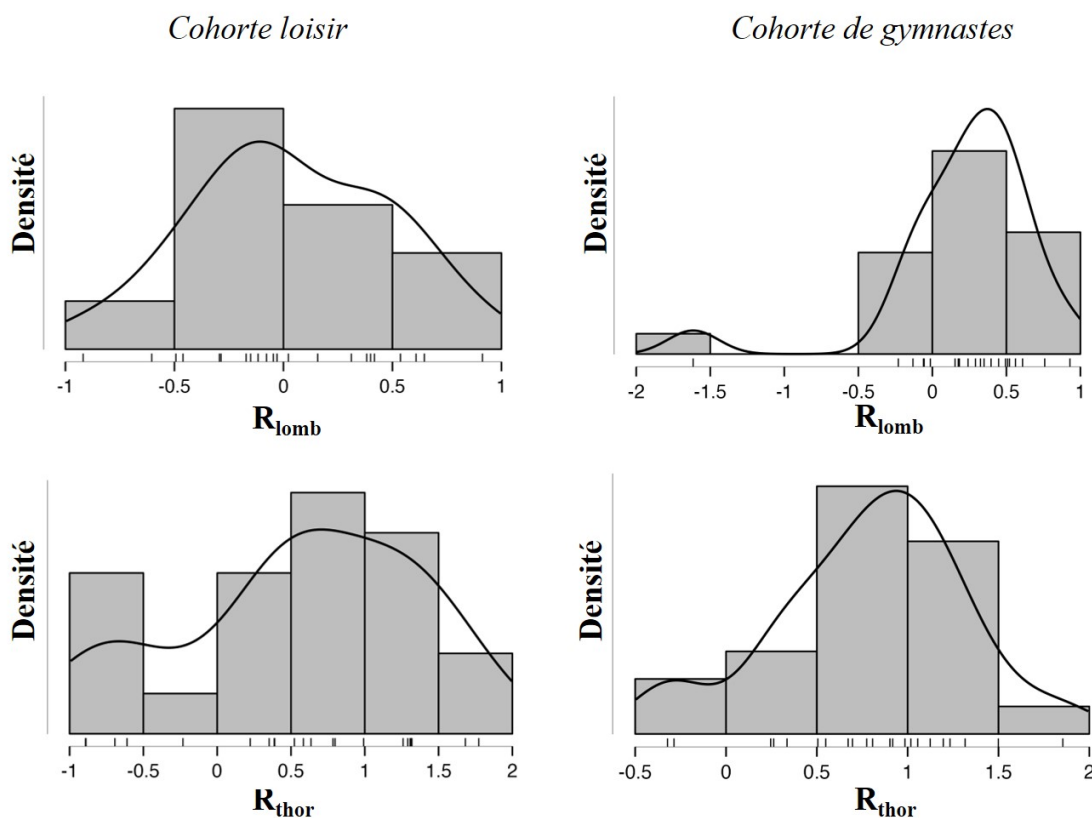


FIGURE 5.1 – Histogramme et courbe de densité du ratio de grandissement lombaire (R_{lomb}) et thoracique (R_{thor}) au sein de la cohorte loisir et de la cohorte de gymnastes. L'histogramme montre la distribution des ratios de grandissement regroupés en classes de largeur 0,5, la surface des rectangles étant proportionnelle à la fréquence de chaque classe. La courbe de densité est relative à l'histogramme et estime la distribution des ratios.

Dans le cas des deux cohortes, loisir et gymnaste, il a été montré qu'une diminution de la cyphose thoracique favorisait le grandissement thoracique. Concernant le grandissement lombaire, aucun résul-

	Cohorte loisir		Cohorte de gymnastes	
	R _{lomb}	R _{thor}	R _{lomb}	R _{thor}
Δ_{VP}	$p > 0,05$	-	0,49 ($p = 0,023$)	-
Δ_{PS}	$p > 0,05$	-	-0,58 ($p = 0,005$)	-
Δ_{L5L1}	$p > 0,05$	-	-0,52 ($p = 0,014$)	-
Δ_{T12T1}	-	-0,57 ($p = 0,006$)	-	-0,467 ($p = 0,030$)

TABLEAU 5.3 – Résultats des tests de corrélation de Spearman pour la cohorte loisir et la cohorte de gymnastes : coefficients de corrélation (et valeurs p). Δ_{VP} , Δ_{PS} , Δ_{L5L1} , Δ_{T12T1} désignent respectivement l'écart de version pelvienne, de pente sacrée, de lordose lombaire et de cyphose thoracique entre la position *grandi-péri-expi* et la position neutre. R_{lomb} et R_{thor} désignent respectivement les ratios de grandissement lombaire et thoracique.

tat significatif n'a été observé dans la cohorte loisir, mais une rétroversion du bassin (augmentation de la version pelvienne et diminution de la pente sacrée) et une diminution de la lordose lombaire favorisait le grandissement lombaire chez les gymnastes.

Les résultats obtenus avec la cohorte de gymnastes ont donc mis en évidence les mécanismes du grandissement lombaire et thoracique et les résultats obtenus avec la cohorte loisir ont confirmé les mécanismes du grandissement thoracique. Les consignes de la gym+ ont bien pour objectif de :

- maintenir un grandissement
- délordoser le rachis lombaire
- diminuer la cyphose thoracique
- rétroverser le bassin (participe à la délordose)

Ainsi, l'objectif de la section suivante (section 5.2) était d'analyser l'effet des consignes de la gym+ sur le complexe spino-pelvien en vue de déterminer les consignes qui permettent d'atteindre au mieux ces objectifs posturaux ; et l'objectif de la section 5.3 était d'évaluer l'impact de 15 semaines d'entraînement gym+ au regard de la réalisation de ces quatre objectifs posturaux.

5.2 Analyse des consignes de la gym+

Population

Les cohortes considérées étaient les mêmes que pour l'étude présentée dans la section précédente (section 5.1 et tableau 5.1), à savoir, une cohorte de sujets loisirs et une cohorte de gymnastes.

Résultats : cas de la population loisir

La figure 5.2 montre les stéréoradiographies et les reconstructions du rachis d'un sujet loisir dans les différentes positions évaluées. Cette figure permet d'illustrer l'évolution des courbures du rachis entre les différentes positions.

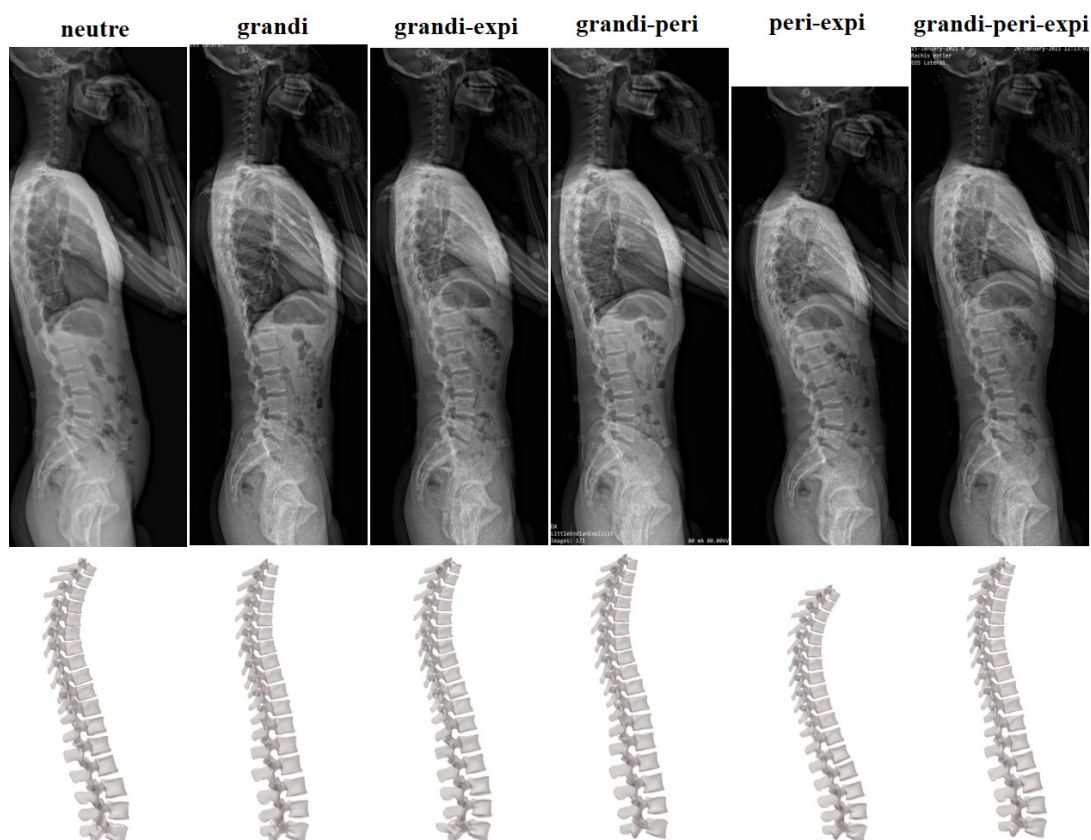


FIGURE 5.2 – Stéréoradiographies de profil d'un participant loisir dans les différentes positions évaluées. Les reconstructions du rachis lombaire et thoracique sont présentées en dessous des stéréoradiographies auxquelles elles sont associées.

La figure 5.3 montre l'évolution de la lordose lombaire, de la cyphose thoracique, de la pente sacrée

et de la version pelvienne en fonction des consignes de la gym+ lors de l'évaluation pré-programme. Le tableau 5.4 présente les résultats des tests de Wilcoxon (valeur p).

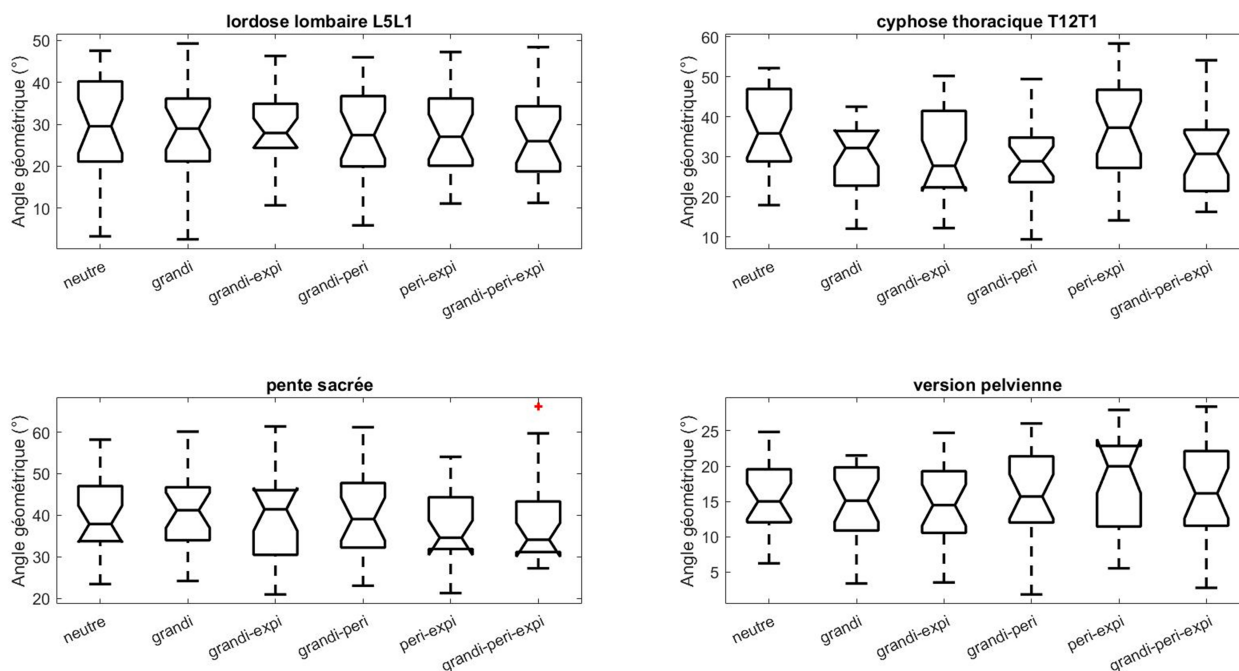


FIGURE 5.3 – Boîtes à moustaches présentant les valeurs des paramètres spino-pelviens en fonction des consignes données aux sujets. Le bas et le haut de la boîte représentent respectivement le premier et le troisième quartile et la ligne transversale indique la médiane. Les extrémités des moustaches montrent les valeurs maximales et minimales et les valeurs en rouge indiquent des valeurs aberrantes (valeur supérieure ou inférieure à 1,5 fois l'intervalle interquartile au-delà de chaque côté de la boîte).

Concernant le complexe lombo-pelvien, toutes les consignes ou combinaison de consignes permettaient de diminuer en moyenne la lordose lombaire par rapport à la position neutre mais aucune différence n'était significative. Seules les consignes *peri-expi* (significatif) et *grandi-peri-expi* (non significatif) diminuaient en moyenne la pente sacrée par rapport à la position neutre. Toutes les consignes sauf la consigne *grandi-expi* permettaient d'augmenter la version pelvienne par rapport à la position neutre, la différence était significative uniquement pour la consigne *peri-expi*. Du point de vue du grandissement lombaire (figure 5.4 et tableau 5.5), la majorité des sujets ne parvenaient pas à réaliser une extension axiale active du rachis lombaire (valeur du ratio de grandissement inférieure à 0) pour toutes les consignes à l'exception de la consigne *grandi* où 12 sujets (soit 55% de la cohorte) sont parvenus à se grandir au niveau lombaire. Aucune consigne ne permettait un grandissement lombaire significativement plus important que les autres consignes.

5.2. Analyse des consignes de la gym+

TABLEAU 5.4 – Tableaux présentant les résultats des tests non paramétriques et appariés de Wilcoxon pour la lordose L5L1, la cyphose T12T1, la pente sacrée et la version pelvienne. Les probabilités inférieures au seuil de 0,05 sont signalées en vert et indiquent des différences significatives.

lordose L5L1						
	neutre	grandi	grandi expi	grandi peri	peri expi	grandi peri expi
neutre	1,00	0,73	0,81	0,29	0,39	0,22
grandi		1,00	0,91	0,88	0,71	0,49
grandi expi			1,00	0,32	0,53	0,14
grandi peri				1,00	0,71	0,94
peri expi					1,00	0,86
grandi peri expi						1,00

cyphose T12T1						
	neutre	grandi	grandi expi	grandi peri	peri expi	grandi peri expi
neutre	1,00	0,00	0,00	0,00	0,86	0,02
grandi		1,00	0,26	0,91	0,01	0,41
grandi expi			1,00	0,19	0,01	0,64
grandi peri				1,00	0,00	0,17
peri expi					1,00	0,02
grandi peri expi						1,00

pente sacrée						
	neutre	grandi	grandi expi	grandi peri	peri expi	grandi peri expi
neutre	1,00	0,25	0,91	0,83	0,07	0,68
grandi		1,00	0,43	0,24	0,02	0,18
grandi expi			1,00	0,41	0,09	0,47
grandi peri				1,00	0,08	0,61
peri expi					1,00	0,25
grandi peri expi						1,00

version pelvienne						
	neutre	grandi	grandi expi	grandi peri	peri expi	grandi peri expi
neutre	1,00	0,61	0,37	0,31	0,01	0,45
grandi		1,00	0,76	0,09	0,01	0,13
grandi expi			1,00	0,04	0,00	0,25
grandi peri				1,00	0,03	0,76
peri expi					1,00	0,01
grandi peri expi						1,00

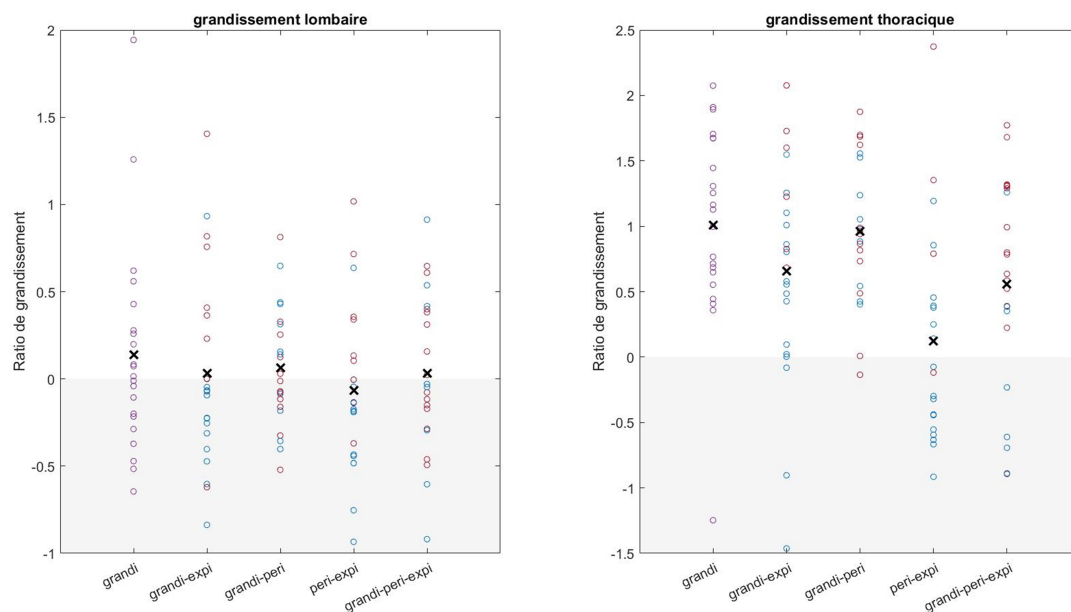


FIGURE 5.4 – Illustration du grandissement lombaire et thoracique en fonction des consignes données aux sujets. Les cercles indiquent les valeurs individuelles et les croix noires les valeurs moyennes pour les différentes consignes. Un cercle est rouge/bleu si la valeur pour un individu donné et une consigne donnée a augmenté/diminué par rapport à l'observation précédente. Les valeurs de la consigne *grandi* sont en violet car il n'y a pas d'observation précédente pour comparaison.

TABLEAU 5.5 – Tableaux présentant les résultats des tests non paramétriques et appariés de Wilcoxon pour le grandissement lombaire et le grandissement thoracique. Les probabilités inférieures au seuil de 0,05 sont signalées en vert et indiquent des différences significatives.

	grandissement lombaire						grandissement thoracique				
	grandi	grandi expi	grandi peri	peri expi	grandi peri expi		grandi	grandi expi	grandi peri	peri expi	grandi peri expi
grandi	1,00	0,32	0,59	0,08	0,41	grandi	1,00	0,02	0,35	0,00	0,00
grandi expi		1,00	0,32	0,59	0,68	grandi expi		1,00	0,03	0,01	0,96
grandi peri			1,00	0,20	0,64	grandi peri			1,00	0,00	0,01
peri expi				1,00	0,45	peri expi				1,00	0,03
grandi peri expi					1,00	grandi peri expi					1,00

Concernant le rachis thoracique (figure 5.3 et tableau 5.4), toutes les consignes sauf la consigne *peri-expi* permettaient de diminuer significativement la cyphose thoracique par rapport à la position neutre. La consigne *peri-expi* conduisait même à une augmentation de la cyphose thoracique par rapport à la position neutre. Toutes les consignes permettaient en moyenne une extension axiale active du rachis thoracique (figure 5.4 et tableau 5.5). Les consignes *grandi* et *grandi-peri* permettaient un grandissement thoracique significativement plus important que pour les trois autres consignes.

Résultats : cas des gymnastes compétiteurs

La figure 5.5 montre l'évolution de la lordose lombaire L5L1, de la cyphose thoracique T12T1, de la pente sacrée et de la version pelvienne en fonction des consignes de la gym+ lors de l'évaluation pré-programme de la cohorte de gymnastes (GAM, GAF et GR confondus) et le tableau 5.6 présente les résultats des tests de Wilcoxon (valeur p).

Concernant le complexe lombo-pelvien, toutes les consignes ou combinaisons de consignes permettaient de diminuer significativement la lordose lombaire et la pente sacrée par rapport à la position neutre. En revanche, seules les consignes *grandi-peri-expi* et *peri-expi* permettaient une augmentation significative de la version pelvienne par rapport à la position neutre et la position *grandi-peri* était proche d'augmenter significativement la version pelvienne par rapport à la position neutre. Ainsi, seules les consignes impliquant une contraction du périnée conduisaient à une augmentation significative (ou proche du seuil de significativité) de la version pelvienne. Par ailleurs, aucune consigne ou combinaison de consigne ne permettait de délordoser le rachis lombaire ou de diminuer la pente sacrée significativement plus que les autres consignes à l'exception de la consigne *grandi-peri-expi* qui conduisait à une lordose lombaire significativement inférieure à celle de la consigne *peri-expi*. De plus,

5.2. Analyse des consignes de la gym+

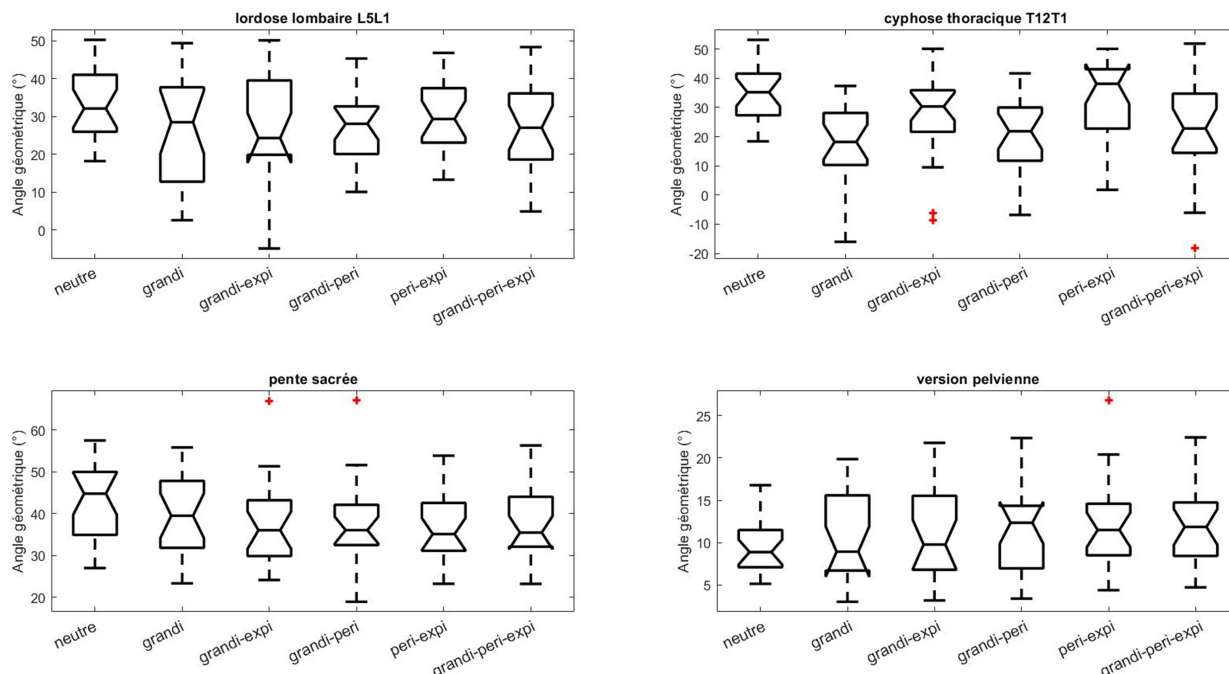


FIGURE 5.5 – Boîtes à moustaches présentant les valeurs des paramètres spino-pelviens en fonction des consignes données aux sujets. Le bas et le haut de la boîte représentent respectivement le premier et le troisième quartile et la ligne transversale indique la médiane. Les extrémités des moustaches montrent les valeurs maximales et minimales et les valeurs en rouge indiquent des valeurs aberrantes (valeur supérieure ou inférieure à 1,5 fois l'intervalle interquartile au-delà de chaque côté de la boîte).

TABEAU 5.6 – Tableaux présentant les résultats des tests non paramétriques et appariés de Wilcoxon pour la lordose L5L1, la cyphose T12T1, la pente sacrée et la version pelvienne. Les probabilités inférieures au seuil de 0,05 sont signalées en vert et indiquent des différences significatives.

lordose L5L1						
	neutre	grandi	grandi expi	grandi peri	peri expi	grandi peri expi
neutre	1,00	0,00	0,01	0,00	0,03	0,00
grandi		1,00	0,28	0,49	0,09	0,71
grandi expi			1,00	0,26	0,99	0,39
grandi peri				1,00	0,17	0,83
peri expi					1,00	0,05
grandi peri expi						1,00

cyphose T12T1						
	neutre	grandi	grandi expi	grandi peri	peri expi	grandi peri expi
neutre	1,00	0,00	0,01	0,00	0,31	0,00
grandi		1,00	0,00	0,03	0,00	0,01
grandi expi			1,00	0,00	0,03	0,01
grandi peri				1,00	0,00	0,35
peri expi					1,00	0,00
grandi peri expi						1,00

pente sacrée						
	neutre	grandi	grandi expi	grandi peri	peri expi	grandi peri expi
neutre	1,00	0,05	0,00	0,00	0,00	0,00
grandi		1,00	0,17	0,11	0,08	0,08
grandi expi			1,00	0,83	0,35	0,39
grandi peri				1,00	0,55	0,96
peri expi					1,00	0,22
grandi peri expi						1,00

version pelvienne						
	neutre	grandi	grandi expi	grandi peri	peri expi	grandi peri expi
neutre	1,00	0,53	0,19	0,06	0,01	0,01
grandi		1,00	0,39	0,20	0,09	0,01
grandi expi			1,00	0,37	0,11	0,04
grandi peri				1,00	0,41	0,29
peri expi					1,00	0,55
grandi peri expi						1,00

la consigne *grandi-peri-expi* permettait d'augmenter la version pelvienne significativement plus que les consignes *grandi* et *grandi-expi*.

Toutes les consignes permettaient un grandissement du rachis lombaire en moyenne (figure 5.6 et tableau 5.7). Cependant, l'observation des valeurs individuelles montrait que pour chacune des consignes certains individus ne parvenaient pas à se grandir au niveau lombaire. De plus, la consigne *grandi* permettait un grandissement lombaire significativement plus important que les autres consignes et la consigne *grandi-peri* permettait un grandissement lombaire significativement plus important que la consigne *grandi-peri-expi*. La consigne *grandi-peri* était également proche de permettre significativement plus de grandissement lombaire que la consigne *grandi-expi*. Il semble donc que des consignes d'auto-grandissement et de contraction du périnée favorisaient le grandissement lombaire mais qu'une consigne d'expiration forcée ne le favorisait pas.

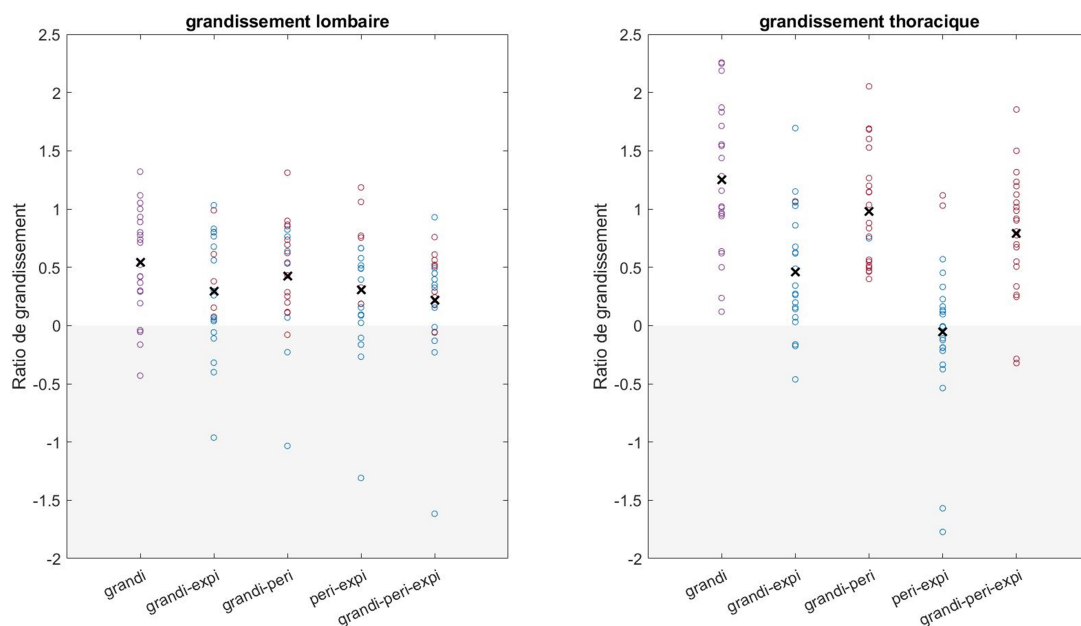


FIGURE 5.6 – Illustration du grandissement lombaire et thoracique en fonction des consignes données aux sujets. Les cercles indiquent les valeurs individuelles et les croix noires les valeurs moyennes pour les différentes consignes. Un cercle est rouge/bleu si la valeur pour un individu donné et une consigne donnée a augmenté/diminué par rapport à l'observation précédente. Les valeurs de la consigne *grandi* sont en violet car il n'y a pas d'observation précédente pour comparaison.

Concernant le rachis thoracique (figure 5.5 et tableau 5.6), toutes les consignes à l'exception de la consignes *peri-expi* permettaient de diminuer significativement la cyphose thoracique par rapport à la position neutre. La consigne *peri-expi* conduisait même à une augmentation de la cyphose thoracique.

TABLEAU 5.7 – Tableaux présentant les résultats des tests non paramétriques et appariés de Wilcoxon pour le grandissement lombaire et le grandissement thoracique. Les probabilités inférieures au seuil de 0,05 sont signalées en vert et indiquent des différences significatives.

grandissement lombaire						grandissement thoracique					
	grandi	grandi expi	grandi peri	peri expi	grandi peri expi		grandi	grandi expi	grandi peri	peri expi	grandi peri expi
grandi	1,00	0,02	0,05	0,02	0,00	grandi	1,00	0,00	0,01	0,00	0,01
grandi expi		1,00	0,06	0,91	0,22	grandi expi		1,00	0,00	0,00	0,01
grandi peri			1,00	0,09	0,00	grandi peri			1,00	0,00	0,20
peri expi				1,00	0,21	peri expi				1,00	0,00
grandi peri expi					1,00	grandi peri expi					1,00

La seule consigne n'intégrant pas la notion de grandissement (*peri-expi*) ne permettait pas de diminuer la cyphose thoracique par rapport à la position neutre et toutes les consignes l'intégrant permettaient une diminution significative de la cyphose thoracique, une consigne d'auto-grandissement semblait donc permettre de décyphoser le rachis thoracique. La consigne *grandi* permettait par ailleurs de diminuer la cyphose thoracique significativement plus que toutes les autres consignes.

Toutes les consignes sauf la consigne *peri-expi* permettaient en moyenne un grandissement du rachis thoracique par rapport à la position neutre (figure 5.6 et tableau 5.7). De plus, la consigne *grandi* permettait un grandissement thoracique significativement plus important que les autres consignes et la consigne *peri-expi* permettait significativement moins de grandissement thoracique que les autres consignes. Ainsi, l'intérêt d'une consigne d'auto-grandissement pour obtenir un grandissement du rachis thoracique et une diminution de la cyphose thoracique était à nouveau constaté à travers ces résultats. Par ailleurs, l'observation des valeurs individuelles montrait que pour les consignes *grandi-expi*, *peri-expi* et *grandi-peri-expi* certains individus ne parvenaient pas à se grandir au niveau thoracique. Il semble donc qu'une consigne d'expiration forcée ne favorisait pas le grandissement thoracique et la diminution de la cyphose thoracique pour certains individus.

Discussion

L'objectif était d'analyser les effets des consignes de la gym+ sur le complexe spino-pelvien pour déterminer les consignes permettant d'atteindre au mieux les objectifs posturaux énoncés (auto-grandissement rachidien, rétroversion du bassin, délordose du rachis lombaire, diminution de la cyphose thoracique). Une cohorte de gymnastes et une cohorte de sujets loisirs ont été analysées.

Les résultats des analyses menées sur la cohorte de gymnastes ont montré que toutes les consignes

permettaient de diminuer significativement la pente sacrée et la lordose lombaire en comparaison avec la position neutre. Ces résultats n'ont pas été retrouvés chez les sujets loisirs qui ne sont pas parvenus, pour la majorité d'entre eux, à réaliser une extension axiale active du rachis lombaire lors de l'évaluation pré-programme, et ce indifféremment de la consigne employée. Ces résultats peuvent s'expliquer par la différence de musculature et d'entraînement entre les sujets gymnastes et loisirs. Les gymnastes, plus familiers de l'extension axiale active du tronc de par leur pratique sportive, étaient davantage en mesure de comprendre et de réaliser correctement les consignes dès l'évaluation pré-programme. En revanche, toutes les consignes ne permettaient pas une rétroversion du bassin se traduisant par une augmentation de la version pelvienne, même dans la cohorte de gymnastes. En effet, seules les consignes *peri-expi* (cohorte de gymnastes et cohorte loisir) et *grandi-peri-expi* (cohorte de gymnastes) permettaient d'augmenter significativement la version pelvienne par rapport à la position neutre.

Toutes les consignes permettaient de diminuer significativement la cyphose thoracique par rapport à la position neutre à l'exception de la consigne *peri-expi* qui entraînait une augmentation de la cyphose thoracique.

Au regard du ratio de grandissement lombaire et thoracique, la consigne *grandi* semblait être la consigne la plus performante pour les deux cohortes. Mais la seule consigne permettant à la fois une rétroversion du bassin (diminution de la pente sacrée et augmentation de la version pelvienne), une diminution de la lordose lombaire et de la cyphose thoracique était la combinaison des trois consignes élémentaires à travers la consigne *grandi-peri-expi* (de manière significative pour la cohorte de gymnastes et en moyenne pour la cohorte loisir).

Les résultats ont également mis en évidence l'effet particulier de chacune des trois consignes de la gym+. Une consigne de contraction du périnée semblait favoriser l'augmentation de la version pelvienne et donc la rétroversion du bassin. Une consigne d'auto-grandissement engendrait un grandissement du rachis lombaire et thoracique et semblait contribuer en particulier à la diminution de la cyphose thoracique. Enfin, la consigne d'expiration forcée semblait empêcher les sujets à se grandir au niveau lombaire et thoracique. Ce dernier résultat pouvait s'expliquer par une mauvaise réalisation de la consigne qui conduisait les sujets à se replier sur eux même en fin d'expiration.

5.3 Effet de la gym+ sur les paramètres pelviens et rachidiens

Populations

Comme dans les études précédentes, une cohorte loisir et une cohorte de gymnastes ont été considérées. Afin de comparer les évaluations pré-programme et post-programme, seuls les sujets ayant réalisé le programme dans son entièreté ont pu être considérés¹. Le tableau 5.8 présente les populations incluses dans ces analyses.

Popula- tion	Nombre de sujets	Sexe	Age moyen (années)	Taille moyenne (m)	Poids moyen (kg)
Loisirs	13	7 femmes (F) 6 hommes (H)	F : 29 (22–61) H : 37 (24–59)	F : 1,62 (1,54–1,75) H : 1,72 (1,64–1,80)	F : 59 (53–77) H : 77 (55–101)
Gymnas- tes	16	9 femmes (F) 7 hommes (H)	F : 15 (13–17) H : 14 (12–21)	F : 1,57 (1,48–1,71) H : 1,53 (1,40–1,73)	F : 54 (53–60) H : 50 (35–80)

TABLEAU 5.8 – Tableau récapitulatif des sujets inclus dans les analyses stéréoradiographiques basées sur l'évaluation pré-programme et post-programme.

Résultats : cas de la population générale

La figure 5.7 montre dans le cas de la cohorte loisir l'évolution moyenne des paramètres pelviens et rachidiens entre l'évaluation pré-programme et post-programme, les évolutions significatives selon les tests de Wilcoxon sont indiquées par une étoile. Les résultats des tests de Wilcoxon visant à comparer les effets des différentes consignes sur les paramètres spino-pelviens lors de l'évaluation post-programme se trouvent dans le tableau 5.9.

En moyenne, toutes les consignes ont permis une diminution de la lordose lombaire et de la pente sacrée ainsi qu'une augmentation de la version pelvienne entre l'évaluation pré-programme et post-programme. Ces évolutions n'étaient en revanche pas toutes significatives. Seule la consigne *grandi-expi* conduisait à une diminution significative de la lordose lombaire et de la pente sacrée et à une augmentation quasi-significative de la version pelvienne ($p=0,06$) entre les deux évaluations. Cette consigne qui conduisait à une diminution de la version pelvienne par rapport à la position neutre lors

1. en raison du temps limité pouvant être alloué aux reconstructions, les reconstructions des stéré-radiographies de 9 sujets n'ont pas pu être menées à bien.

5.3. Effet de la gym+ sur les paramètres pelviens et rachidiens

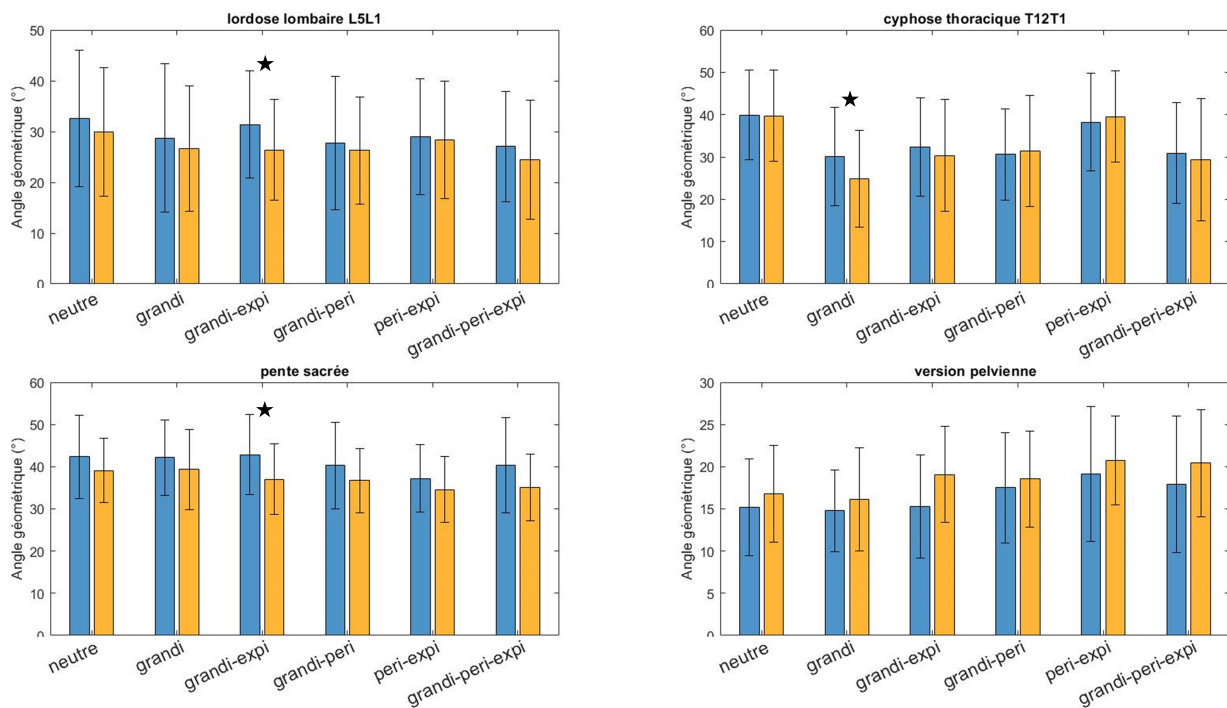


FIGURE 5.7 – Diagramme à barres pour la lordose lombaire, la cyphose thoracique, la pente sacrée et la version pelvienne représentant pour chaque consigne l'évolution entre l'évaluation pré-programme (bleu) et post-programme (jaune).

5.3. Effet de la gym+ sur les paramètres pelviens et rachidiens

TABLEAU 5.9 – Tableaux présentant les résultats des tests non paramétriques et appariés de Wilcoxon réalisés à partir des résultats de l'évaluation post-programme. Les probabilités inférieures au seuil de 0,05 sont signalées par de la couleur et indiquent des différences significatives (vert pâle : valeur significative et qui l'était déjà lors de l'évaluation pré-programme. vert foncé : valeur qui n'était pas significative lors de l'évaluation pré-programme et qui est devenue significative post-programme. orange : valeur qui était significative lors de l'évaluation pré-programme et qui ne l'est plus post-programme).

lordose L5L1						
	neutre	grandi	grandi expi	grandi peri	peri expi	grandi peri expi
neutre	1,00	0,24	0,06	0,05	0,54	0,00
grandi		1,00	0,95	1,00	0,59	0,11
grandi expi			1,00	1,00	0,45	0,17
grandi peri				1,00	0,31	0,54
peri expi					1,00	0,06
grandi peri expi						1,00

cyphose T12T1						
	neutre	grandi	grandi expi	grandi peri	peri expi	grandi peri expi
neutre	1,00	0,00	0,00	0,00	0,74	0,00
grandi		1,00	0,11	0,02	0,00	0,11
grandi expi			1,00	0,89	0,00	0,64
grandi peri				1,00	0,00	0,45
peri expi					1,00	0,00
grandi peri expi						1,00

pente sacrée						
	neutre	grandi	grandi expi	grandi peri	peri expi	grandi peri expi
neutre	1,00	0,79	0,24	0,05	0,01	0,01
grandi		1,00	0,02	0,09	0,00	0,01
grandi expi			1,00	0,59	0,03	0,17
grandi peri				1,00	0,05	0,24
peri expi					1,00	0,54
grandi peri expi						1,00

version pelvienne						
	neutre	grandi	grandi expi	grandi peri	peri expi	grandi peri expi
neutre	1,00	0,68	0,11	0,15	0,00	0,01
grandi		1,00	0,02	0,03	0,01	0,00
grandi expi			1,00	0,64	0,13	0,24
grandi peri				1,00	0,06	0,02
peri expi					1,00	0,68
grandi peri expi						1,00

de l'évaluation pré-programme était donc mieux réalisée lors de l'évaluation post-programme. De plus, post-programme, la consigne *grandi-peri-expi* était la seule à conduire de manière significative à une diminution de la lordose lombaire ainsi qu'à une diminution de la pente sacrée et une augmentation de la version pelvienne (traduisant une rétroversion du bassin).

Le grandissement lombaire (figure 5.8) a augmenté en moyenne entre l'évaluation pré-programme et post-programme pour toutes les consignes mais de manière significative uniquement pour la consigne *grandi-expi*. Pour toutes les consignes davantage d'individus parvenaient à réaliser une extension axiale active du tronc post-programme ($R_{lomb} > 0$). Par ailleurs, post-programme (tableau 5.10), ce n'est plus la consigne *grandi* qui permettait le plus de grandissement lombaire en moyenne mais la consigne *grandi-peri* (significativement plus que les consignes *grandi-expi* et *grandi-peri-expi*).

Concernant le rachis thoracique (figure 5.7 et tableau 5.9), seule la consigne *grandi* présentait une diminution significative de la cyphose thoracique entre l'évaluation pré-programme et post-programme. Les autres consignes entraînaient une légère diminution ou une légère augmentation de la cyphose thoracique entre l'évaluation pré-programme et post-programme.

5.3. Effet de la gym+ sur les paramètres pelviens et rachidiens

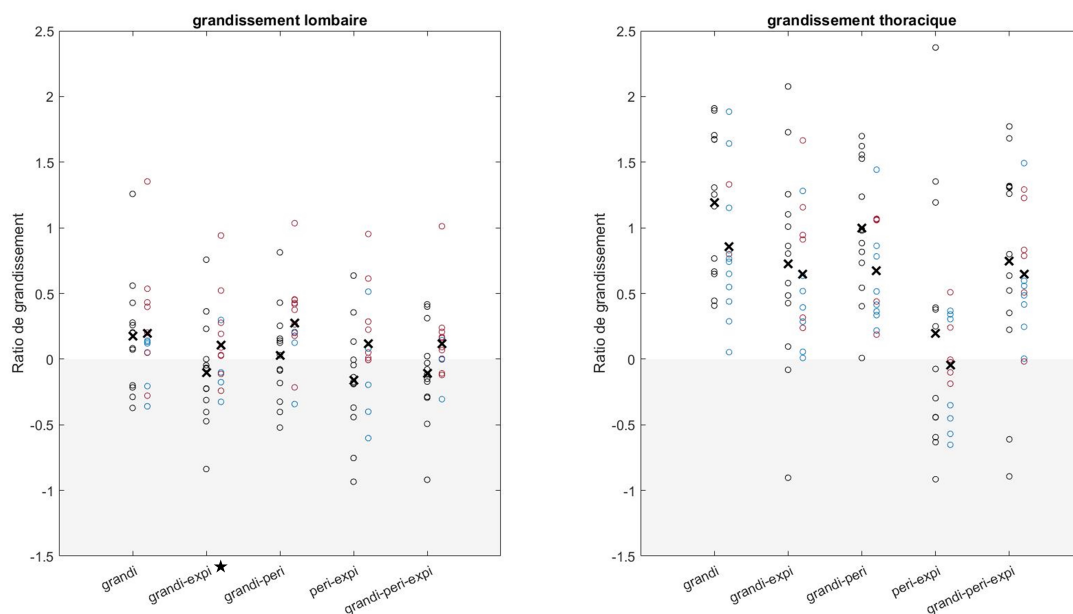


FIGURE 5.8 – Illustration du grandissement lombaire et thoracique, en fonction des consignes données aux sujets, permettant de visualiser l'évolution du grandissement entre l'évaluation pré-programme (colonne de cercles noirs) et post-programme (colonne de cercles rouges et bleus). Les cercles indiquent les valeurs individuelles et les croix noires les valeurs moyennes pour les différentes consignes. Un cercle est rouge/bleu (post-programme) si la valeur pour un individu donné et une consigne donnée a augmenté/diminué par rapport à l'observation pré-programme. Les différences significatives entre l'évolution pré-programme et post-programme sont indiquées par une étoile.

TABEAU 5.10 – Tableaux présentant les résultats des tests non paramétriques et appariés de Wilcoxon réalisés à partir des résultats de l'évaluation post-programme et visant à comparer les différentes consignes entre elles. Les probabilités inférieures au seuil de 0,05 sont signalées par de la couleur et indiquent des différences significatives (vert pâle : valeur significative et qui l'était déjà lors de l'évaluation pré-programme. vert foncé : valeur qui n'était pas significative lors de l'évaluation pré-programme et qui est devenue significative post-programme. orange : valeur qui était significative lors de l'évaluation pré-programme et qui ne l'est plus post-programme).

	grandissement lombaire						grandissement thoracique				
	grandi	grandi expi	grandi peri	peri expi	grandi peri expi		grandi	grandi expi	grandi peri	peri expi	grandi peri expi
grandi	1,00	0,54	0,45	0,41	0,38	grandi	1,00	0,13	0,11	0,00	0,05
grandi expi		1,00	0,03	0,74	0,84	grandi expi		1,00	0,84	0,00	0,95
grandi peri			1,00	0,07	0,00	grandi peri			1,00	0,00	0,68
peri expi				1,00	0,79	peri expi				1,00	0,00
grandi peri expi					1,00	grandi peri expi					1,00

Il est à noter que le grandissement thoracique (figure 5.8) a diminué en moyenne pour toutes les consignes entre l'évaluation pré-programme et post-programme mais aucune différence significative n'était observée.

Résultats : cas des gymnastes compétiteurs

La figure 5.9 montre l'évolution moyenne, pour la cohorte de gymnastes, des paramètres pelviens et rachidiens entre l'évaluation pré-programme et post-programme, les évolutions significatives selon les tests de Wilcoxon sont indiquées par une étoile. Les résultats des tests de Wilcoxon visant à comparer les effets des différentes consignes sur les paramètres spino-pelviens lors de l'évaluation post-programme se trouvent dans le tableau 5.11.

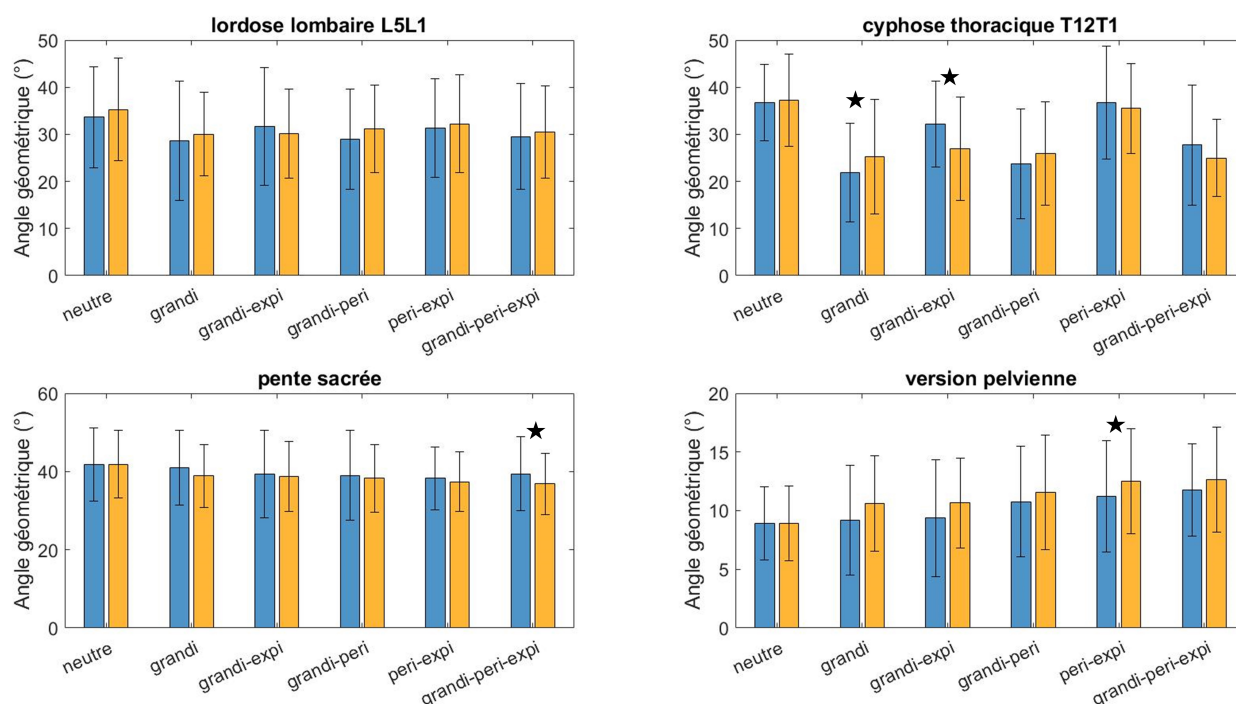


FIGURE 5.9 – Diagramme à barres pour la lordose lombaire, la cyphose thoracique, la pente sacrée et la version pelvienne représentant pour chaque consigne l'évolution entre l'évaluation pré-programme (bleu) et post-programme (jaune).

Aucune évolution significative de la lordose lombaire n'apparaissait entre l'évaluation pré-programme et post-programme. En revanche, la pente sacrée a diminué en moyenne pour toutes les positions et de manière significative pour la consigne *grandi-peri-expi* tandis que la version pelvienne a augmenté

5.3. Effet de la gym+ sur les paramètres pelviens et rachidiens

TABLEAU 5.11 – Tableaux présentant les résultats des tests non paramétriques et appariés de Wilcoxon réalisés à partir des résultats de l'évaluation post-programme et visant à comparer les différentes consignes entre elles. Les probabilités inférieures au seuil de 0,05 sont signalées par de la couleur et indiquent des différences significatives (vert pâle : valeur significative et qui l'était déjà lors de l'évaluation pré-programme. vert foncé : valeur qui n'était pas significative lors de l'évaluation pré-programme et qui est devenue significative post-programme. orange : valeur qui était significative lors de l'évaluation pré-programme et qui ne l'est plus post-programme).

lordose L5L1						
	neutre	grandi	grandi expi	grandi peri	peri expi	grandi peri expi
neutre	1,00	0,01	0,02	0,04	0,13	0,01
grandi	0,00	1,00	0,92	0,57	0,28	0,53
grandi expi	0,00	0,00	1,00	0,53	0,35	0,76
grandi peri	0,00	0,00	0,00	1,00	0,68	0,68
peri expi	0,00	0,00	0,00	0,00	1,00	0,38
grandi peri expi	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	1,00

cyphose T12T1						
	neutre	grandi	grandi expi	grandi peri	peri expi	grandi peri expi
neutre	1,00	0,00	0,01	0,00	0,61	0,01
grandi	0,00	1,00	0,35	0,72	0,00	0,92
grandi expi	0,00	0,00	1,00	0,64	0,01	0,41
grandi peri	0,00	0,00	0,00	1,00	0,00	0,35
peri expi	0,00	0,00	0,00	0,00	1,00	0,00
grandi peri expi	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	1,00

pente sacrée						
	neutre	grandi	grandi expi	grandi peri	peri expi	grandi peri expi
neutre	1,00	0,01	0,05	0,01	0,00	0,00
grandi	0,00	1,00	0,96	0,33	0,18	0,06
grandi expi	0,00	0,00	1,00	0,96	0,47	0,12
grandi peri	0,00	0,00	0,00	1,00	0,47	0,23
peri expi	0,00	0,00	0,00	0,00	1,00	0,72
grandi peri expi	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	1,00

version pelvienne						
	neutre	grandi	grandi expi	grandi peri	peri expi	grandi peri expi
neutre	1,00	0,08	0,12	0,03	0,00	0,00
grandi	0,00	1,00	0,96	0,57	0,07	0,06
grandi expi	0,00	0,00	1,00	0,92	0,04	0,04
grandi peri	0,00	0,00	0,00	1,00	0,26	0,26
peri expi	0,00	0,00	0,00	0,00	1,00	0,38
grandi peri expi	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	1,00

en moyenne pour toutes les consignes et de manière significative pour la consigne *peri-expi*.

Du point de vue du grandissement lombaire (figure 5.10), aucune différence significative n'était observée entre l'évaluation pré-programme et post-programme. Cependant, alors que pré-programme la consigne *grandi* permettait un grandissement lombaire significativement plus important que les autres consignes, post-programme, la consigne *grandi-peri-expi* est celle permettant en moyenne le plus de grandissement lombaire (tableau 5.12).

Concernant le rachis thoracique (figure 5.9 et tableau 5.11), une diminution significative de la cyphose thoracique était observée pour la consigne *grandi-expi*. En revanche, une augmentation significative de la cyphose thoracique pour la consigne *grandi* était constatée. Les autres consignes entraînaient une légère diminution ou une légère augmentation de la cyphose thoracique entre l'évaluation pré-programme et post-programme.

Du point de vue du grandissement thoracique aucune évolution significative n'était observée (figure 5.10).

5.3. Effet de la gym+ sur les paramètres pelviens et rachidiens

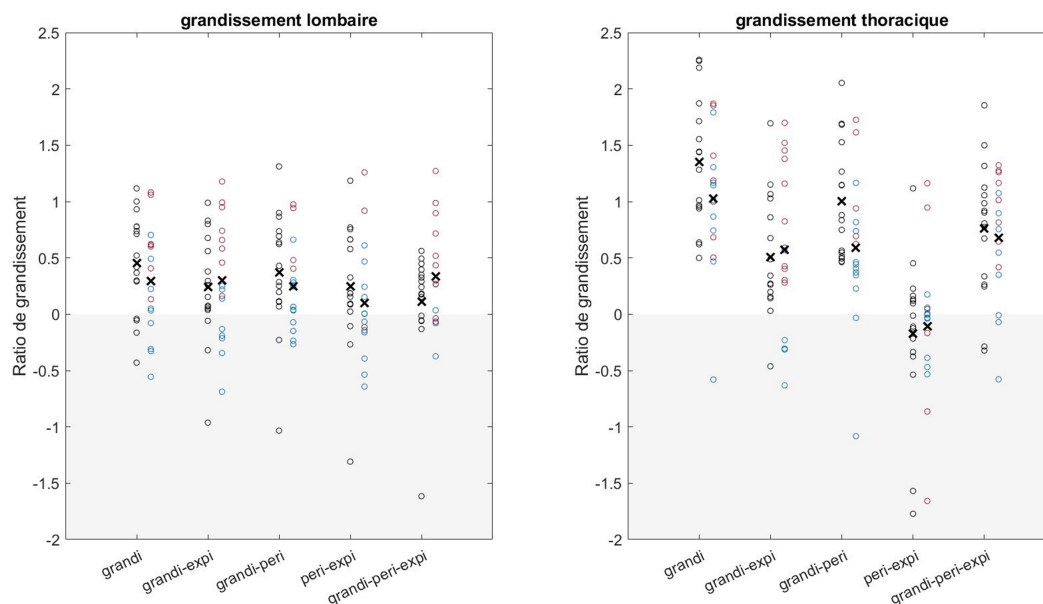


FIGURE 5.10 – Illustration du grandissement lombaire et thoracique, en fonction des consignes données aux sujets, permettant de visualiser l'évolution du grandissement entre l'évaluation pré-programme (colonne de cercles noirs) et post-programme (colonne de cercles rouges et bleus). Les cercles indiquent les valeurs individuelles et les croix noires les valeurs moyennes pour les différentes consignes. Un cercle est rouge/bleu (post-programme) si la valeur pour un individu donné et une consigne donnée a augmenté/diminué par rapport à l'observation pré-programme. Les différences significatives entre l'évolution pré-programme et post-programme sont indiquées par une étoile.

TABLEAU 5.12 – Tableaux présentant les résultats des tests non paramétriques et appariés de Wilcoxon réalisés à partir des résultats de l'évaluation post-programme et visant à comparer les différentes consignes entre elles. Les probabilités inférieures au seuil de 0,05 sont signalées par de la couleur et indiquent des différences significatives (vert pâle : valeur significative et qui l'était déjà lors de l'évaluation pré-programme. vert foncé : valeur qui n'était pas significative lors de l'évaluation pré-programme et qui est devenue significative post-programme. orange : valeur qui était significative lors de l'évaluation pré-programme et qui ne l'est plus post-programme).

	grandissement lombaire						grandissement thoracique				
	grandi	grandi expi	grandi peri	peri expi	grandi peri expi		grandi	grandi expi	grandi peri	peri expi	grandi peri expi
grandi	1,00	0,84	0,50	0,18	0,84	grandi	1,00	0,02	0,02	0,00	0,03
grandi expi	0,00	1,00	0,53	0,07	0,61	grandi expi	0,00	1,00	0,41	0,00	0,35
grandi peri	0,00	0,00	1,00	0,11	0,57	grandi peri	0,00	0,00	1,00	0,00	0,68
peri expi	0,00	0,00	0,00	1,00	0,07	peri expi	0,00	0,00	0,00	1,00	0,00
grandi peri expi	0,00	0,00	0,00	0,00	1,00	grandi peri expi	0,00	0,00	0,00	0,00	1,00

Discussion

L'objectif était d'évaluer l'impact de quinze semaines d'entraînement gym+ au regard de la réalisation des quatre objectifs posturaux (maintenir un grandissement lombaire et thoracique, délordoser le rachis lombaire, diminuer la cyphose thoracique, rétroverser le bassin).

La consigne *grandi-peri-expi* avait été identifiée pré-programme comme étant la seule à permettre à la fois une rétroversion du bassin (diminution de la pente sacrée et augmentation de la version pelvienne), une délordose du rachis lombaire et une diminution de la cyphose thoracique (en moyenne pour la cohorte loisir et de manière significative pour la cohorte de gymnastes). Post-programme, ce résultat était retrouvé de manière significative pour la cohorte loisir et la cohorte de gymnastes. Ainsi, alors que pré-programme la majorité des sujets loisirs (9 sujets) ne parvenait pas à réaliser une extension axiale active du rachis lombaire, post-programme, avec la consigne *grandi-peri-expi*, seuls trois sujets n'y parvenaient pas.

De plus, concernant la cohorte de gymnastes, alors que pré-programme seules les consignes *peri-expi* et *grandi-peri-expi* entraînaient une augmentation significative de la version pelvienne par rapport à la position neutre, post-programme les consignes *grandi-peri* et *grandi* permettaient également une augmentation significative ou quasi-significative ($p=0,08$) de la version pelvienne. L'augmentation de la version pelvienne traduisant un phénomène de rétroversion du bassin, il semble que post-programme les gymnastes rétroversaient davantage leur bassin.

Ces changements, concernant à la fois les sujets loisirs et gymnastes, peuvent s'expliquer par le développement musculaire permis par la gym+ puisque les muscles profonds du bassin et de la sangle abdominale, impliqués en particulier dans la rétroversion du bassin et dans l'extension axiale active du rachis lombaire, ont été renforcés pendant le programme gym+.

Par ailleurs, les résultats de l'évaluation pré-programme ont révélé que la consigne d'expiration forcée pouvait aller à l'encontre d'une diminution de la cyphose thoracique pour certains individus. Mais la cyphose thoracique a diminué en moyenne entre l'évaluation pré-programme et post-programme sur les trois positions impliquant une expiration forcée (*grandi-expi*, *peri-expi*, *grandi-peri-expi*) et de manière significative dans le cas de la cohorte de gymnastes pour la position *grandi-expi*. Ainsi, la consigne d'expiration forcée semblait être mieux réalisée même si certains individus (loisirs ou gymnastes) ne parvenaient toujours pas post-programme à réaliser un grandissement thoracique sur

les positions impliquant une consigne d'expiration forcée. Il était difficile de conclure s'il s'agissait d'une mauvaise réalisation de l'expiration forcée en soit ou d'une mauvaise réalisation dans le contexte de la prise de clichés stéréoradiographiques qui impliquait de maintenir la position une dizaine de secondes et donc de rester en apnée quelques secondes après avoir expiré tout l'air contenu dans ses poumons.

Une partie de ces travaux a été valorisée à travers deux communications orales dans le cadre du 16^{ème} congrès national de médecine et de traumatologie du sport qui s'est tenu à Toulon en Septembre 2023.

À RETENIR

- Les **mécanismes** de l'**extension axiale active du tronc** ont été identifiés, mettant en évidence les **objectifs posturaux** des consignes de la gym+ :
 - maintenir un grandissement
 - délordoser le rachis lombaire
 - diminuer la cyphose thoracique
 - rétroverser le bassin
- Les résultats ont montré l'intérêt particulier de chacune des trois consignes élémentaires de la gym+ et encouragent à les combiner (**consigne *grandi-peri-expi***) pour permettre au maximum d'individus de réaliser au mieux les objectifs posturaux de la gym+.
- Les résultats ont montré qu'à l'**issue du programme gym+** :
 - les participants rétroversaient davantage leur bassin (loisirs et gymnastes).
 - davantage de sujets loisirs parvenaient à réaliser une extension axiale active du rachis lombaire.

Chapitre 6

Analyse de mouvements de la vie courante et gymniques

Contenu

5.1	Etude des mécanismes de l'extension axiale active du tronc	152
5.2	Analyse des consignes de la gym+	155
5.3	Effet de la gym+ sur les paramètres pelviens et rachidiens	163

Ce chapitre caractérise en termes de sollicitations du rachis lombaire des mouvements de la vie courante et des mouvements typiques de GAM, de GAF et de GR (section 6.1) ; avant de s'intéresser à l'impact de 15 semaines d'entraînement gym+ sur la cinématique et la dynamique des mouvements précédemment analysés (section 6.2).

6.1 Caractérisation cinématique et dynamique des mouvements

6.1.1 Mouvements de la vie courante

Population

Le tableau 6.1 présente les caractéristiques des 32 sujets inclus dans la présente étude. Il est à noter qu'un sujet loisir n'a pas été inclus dans les analyses car il présentait une vertèbre surnuméraire au niveau du rachis lombaire et le modèle cinématique du rachis ne permettait pas de prendre en compte cette spécificité.

Nombre de sujets	Sexe	Age moyen (années)	Taille moyenne (m)	Poids moyen (kg)
31	19 femmes (F) 12 hommes (H)	F : 39 (22-63) H : 40 (24-60)	F : 1,62 (1,50-1,75) H : 1,73 (1,64-1,80)	F : 60 (53-127) H : 81 (55-101)

TABLEAU 6.1 – Tableau descriptif des sujets issus de la population loisir et inclus pour les analyses du mouvement pré-programme.

Résultats

La figure 6.1 montre, dans le cas d'un sujet loisir, l'évolution de l'angle de flexion/extension du rachis lombaire lors des tâches « se lever » et « déposer un objet au sol ». Les évolutions étaient semblables pour l'ensemble des sujets bien que les amplitudes de flexion et d'extension variaient.

La tâche « se lever » débutait alors que le sujet était assis, il devait ensuite se lever. En position assise, le rachis lombaire était légèrement fléchi. Pour engager l'action de se lever, les sujets penchaient légèrement leur tronc en avant, ce qui entraînait une flexion du rachis lombaire. Puis, lors de la phase de montée, une extension du rachis lombaire était observée jusqu'à retrouver, une fois debout, une lordose lombaire proche de la lordose lombaire en position neutre. Une amplitude de flexion-extension moyenne de $40^\circ \pm 10^\circ$ a été calculée sur cette tâche pour l'ensemble des sujets.

La tâche « déposer un objet au sol » débutait alors que le sujet récupérait un poids de 5kg à hauteur

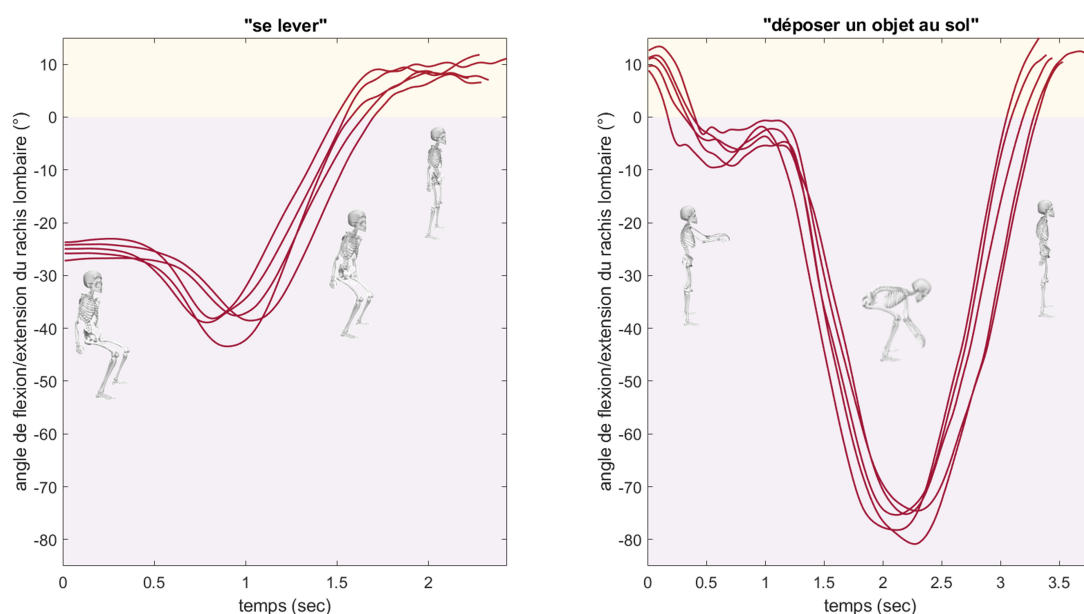


FIGURE 6.1 – Illustration des mouvements de flexion-extension du rachis lombaire pour un sujet loisir, une courbe représente une répétition de la tâche. L'angle de flexion/extension augmente lors d'un mouvement d'extension et diminue lors d'un mouvement de flexion. Le rachis lombaire est dans une position d'extension dans la zone jaune (angle de flexion/extension positif) et dans une position de flexion dans la zone violette (angle de flexion/extension négatif).

de hanches, il devait ensuite le déposer au sol puis se relever sans le poids. Une flexion progressive du rachis lombaire lors de la phase de descente était observée, le maximum étant atteint lorsque l'objet était déposé au sol. Lorsque les sujets se redressaient, une extension du rachis lombaire jusqu'à une valeur proche de la lordose lombaire en position neutre était observée. Pour l'ensemble des sujets, l'amplitude d'extension-flexion sur la phase de descente a été évaluée en moyenne à $81^\circ \pm 17^\circ$.

La tâche « déposer un objet au sol » nécessitait une amplitude de flexion-extension significativement plus grande ($p=0$) que la tâche « se lever » (figure 6.2).

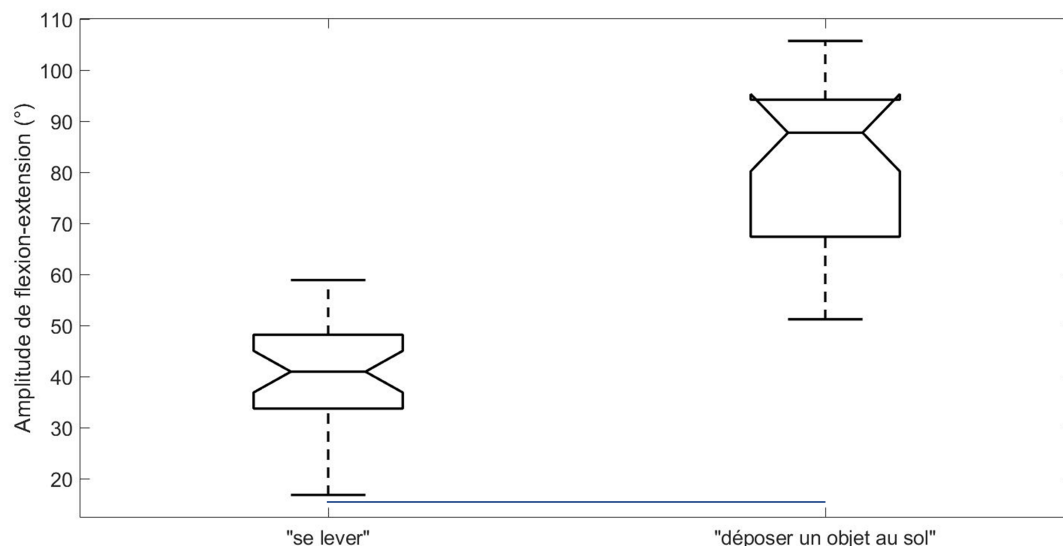


FIGURE 6.2 – Boîtes à moustaches présentant l'amplitude de flexion-extension du rachis lombaire lors de deux mouvements du quotidien. Le bas et le haut de la boîte représentent respectivement le premier et le troisième quartile et la ligne transversale indique la médiane. Les extrémités des moustaches montrent les valeurs maximales et minimales. Les différences significatives entre mouvements sont indiquées par une barre bleue.

Discussion

L'analyse de l'évolution de la courbure lombaire au cours de deux mouvements du quotidien a montré que « déposer un objet au sol » nécessitait une grande amplitude de flexion. De plus, le mouvement de flexion s'opérait alors que le sujet portait un poids de 5kg, ce qui était susceptible d'augmenter les contraintes imposées au rachis lombaire.

Quant à la tâche « se lever », bien que l'amplitude en flexion-extension était significativement moins

grande que pour la tâche « déposer un objet au sol », une amplitude de 40° a tout de même été observée. La tâche « se lever » étant réalisée de nombreuses fois par jour, il est nécessaire de bien réaliser cette action pour limiter les contraintes au niveau du rachis lombaire. Par ailleurs, il a été constaté que la courbure lombaire diminuait en position assise, bien que la posture adoptée lors de cette position assise transitoire ne correspondait probablement pas à la posture adoptée lors d'une position assise prolongée. Des études ont montré que la lordose lombaire diminuait et qu'une rétroversion du bassin s'opérait en position assise, pouvant causer un déséquilibre de l'équilibre spino-pelvien en faveur de douleurs lombaires [173]. Il serait donc intéressant d'étudier l'impact de la pratique gym+ sur la lordose lombaire lors d'une position assise prolongée pour voir si post-programme l'équilibre spino-pelvien est davantage conservé en position assise.

Un effort a été fait pour standardiser les mouvements (position des pieds en position assise imposée, non utilisation des bras pour se lever *etc*), cependant, ces contraintes ont pu nuire au naturel du mouvement chez certains sujets. De plus, le sujet, se sachant observé et connaissant l'objectif de l'étude, était susceptible de réfléchir à sa posture, ce qui pouvait également transformer la manière dont la tâche était réalisée. Mais en vue de comparer la réalisation de ces tâches pré-programme et post-programme et afin de pouvoir attribuer des modifications du comportement du rachis lombaire à la pratique de la gym+, il était essentiel de limiter les facteurs extérieurs pouvant impacter la cinématique du rachis.

6.1.2 Mouvements de Gymnastique Artistique Masculine

Population

Huit gymnastes dont les caractéristiques sont présentées dans le tableau 6.2 ont été inclus dans la présente étude.

Nombre de sujets	Age moyen (années)	Taille moyenne (m)	Poids moyen (kg)
8	15 (12-21)	1,54 (1,40-1,73)	50 (35-80)

TABLEAU 6.2 – Tableau descriptif des sujets issus de la population de GAM et inclus pour les analyses du mouvement pré-programme.

Résultats : analyse de la courbure lombaire

Dans un premier temps, l'évolution de l'angle de flexion/extension du rachis lombaire au cours des mouvements étudiés a été analysée (Fig. 6.3).

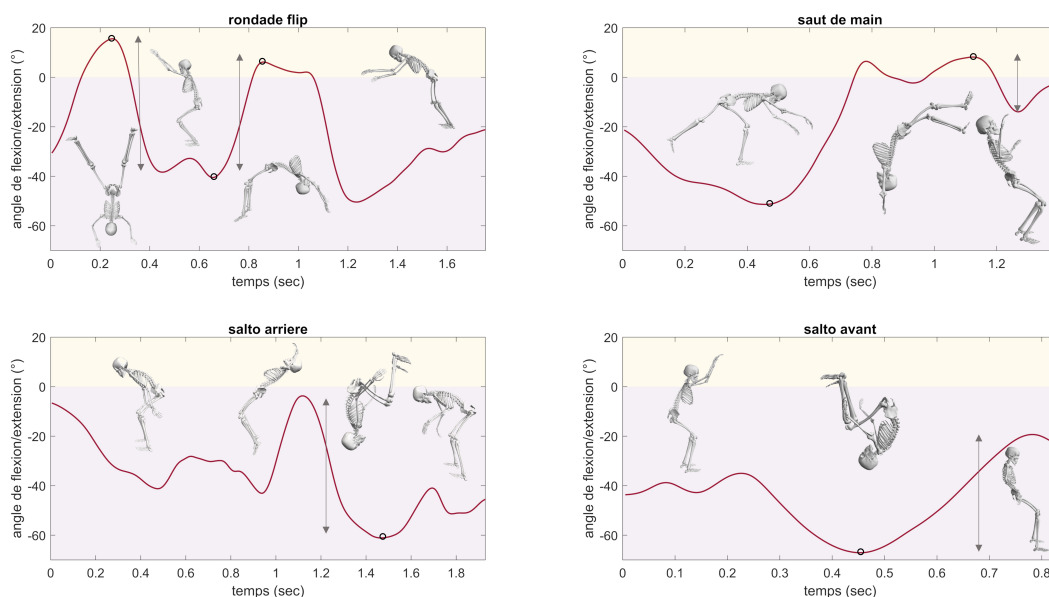


FIGURE 6.3 – Illustration des mouvements de flexion-extension du rachis lombaire lors de quatre mouvements typiques de GAM réalisés par un gymnaste. L'angle de flexion/extension augmente lors d'un mouvement d'extension et diminue lors d'un mouvement de flexion. Le rachis lombaire est dans une position d'extension dans la zone jaune (angle de flexion/extension positif) et dans une position de flexion dans la zone violette (angle de flexion/extension négatif). Les cercles noirs montrent les pics de flexion et d'extension d'intérêt et les flèches les amplitudes de flexion-extension ou d'extension-flexion analysées.

La *rondade flip* est un mouvement composé d'une *rondade* suivie d'un *flip*. La *rondade* impliquait un mouvement d'extension puis de flexion du rachis lombaire qui conduisait à un pic d'extension au cours de la *rondade* et à un pic de flexion lors de la réception de la *rondade*. Le *flip* débutait par un mouvement d'extension jusqu'à un pic puis le gymnaste fléchissait son rachis jusqu'à la réception.

Le *saut de main* débutait par une flexion qui permettait au gymnaste de prendre appui sur ses mains pour lancer le saut. Le gymnaste réalisait ensuite une extension du rachis lombaire jusqu'à un pic, puis, avant la réception le gymnaste fléchissait à nouveau son rachis lombaire.

Le *salto arrière* débutait par une phase d'impulsion au cours de laquelle le gymnaste réalisait une flexion, une extension puis à nouveau une flexion du rachis lombaire. L'impulsion se terminait par

une extension du rachis lombaire qui permettait au gymnaste de décoller du sol. Dans la suite de sa rotation le gymnaste ramenait ses genoux à sa poitrine, ce qui conduisait à une flexion du rachis lombaire jusqu'à un pic. Le gymnaste réalisait ensuite une extension plus ou moins importante du rachis lombaire jusqu'à se réceptionner sur ses pieds.

Le *salto avant* débutait également par une impulsion puis le gymnaste ramenait ses genoux à sa poitrine entraînant une flexion du rachis lombaire jusqu'à un pic. Le gymnaste réalisait ensuite une extension du rachis lombaire jusqu'à se réceptionner sur ses pieds.

Deux gymnastes n'ont pas fait de *salto arrière* et un gymnaste n'a pas pu réaliser de *salto avant* en raison de la difficulté de ces mouvements ou d'une blessure.

Les pics d'extension et de flexion du rachis lombaire d'intérêts ont été identifiés pour chaque essais, comme illustré sur la figure 6.3. Des valeurs moyennes sur l'ensemble des gymnastes ont ensuite été calculées pour chaque mouvement (Fig. 6.4). Il est apparu que les mouvements de GAM requéraient plus d'amplitude en flexion qu'en extension. Même aux pics identifiés comme des pics d'extension, certains gymnastes avaient le rachis lombaire dans une position de flexion ou neutre. En effet, en raison d'une lordose lombaire importante en position neutre, la courbure lombaire naturelle de ces gymnastes leur suffisait pour réaliser les mouvements qui demandaient aux autres gymnastes, avec une lordose lombaire moins grande en position neutre, de réaliser une extension du rachis lombaire. Concernant les amplitudes de flexion, les *saltos arrière* et *avant* ($-82^\circ \pm 18^\circ$ et $-75^\circ \pm 9^\circ$) exigeaient une flexion significativement plus importante que la *rondade flip* ($-53^\circ \pm 12^\circ$) et le *saut de main* ($-53^\circ \pm 12^\circ$). Par ailleurs, la flexion du rachis lombaire lors de la *rondade flip* était significativement plus grande que celle lors du *saut de main*.

Les amplitudes en flexion/extension sur des phases spécifiques des mouvements de GAM ont été calculées après identification des pics d'extension et de flexion adéquats (Fig. 6.3). Des valeurs moyennes sur l'ensemble des gymnastes et pour chaque mouvement ont ensuite été calculées (Fig. 6.5). L'amplitude de mouvement requise par le *salto arrière* ($70^\circ \pm 13^\circ$) était significativement plus grande que les autres amplitudes mesurées. De plus, les amplitudes de mouvement de la *rondade* ($56^\circ \pm 11^\circ$) et du *flip* ($54^\circ \pm 9^\circ$) étaient significativement plus importantes que celles du *saut de main* ($30^\circ \pm 17^\circ$) et du *salto avant* ($35^\circ \pm 13^\circ$).

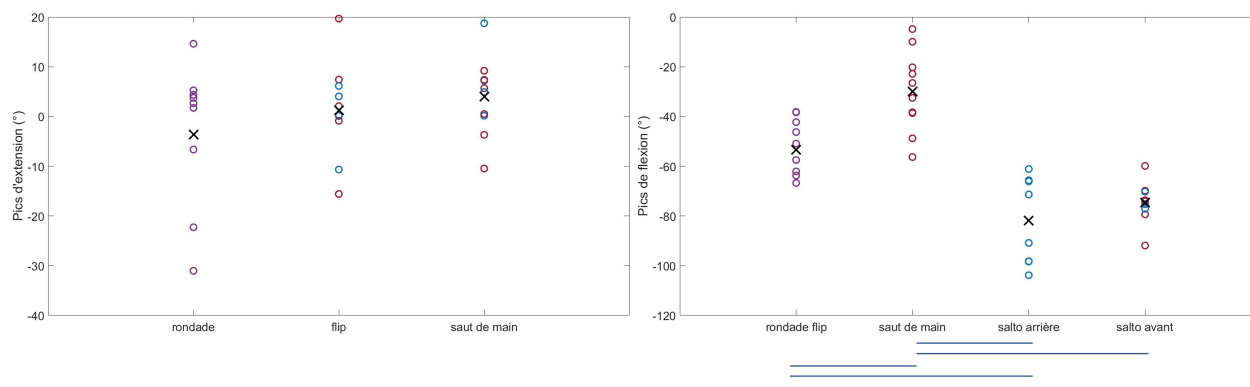


FIGURE 6.4 – Illustration des pics d’extension et de flexion du rachis lombaire en fonction des mouvements de GAM. Les cercles indiquent les valeurs individuelles et les croix noires les valeurs moyennes. Un cercle est rouge (resp. bleu) si la valeur pour un individu donné et un mouvement donné a augmenté (resp. diminué) par rapport au mouvement à sa gauche sur le graphique. Les différences significatives entre mouvements sont indiquées par une barre bleue.

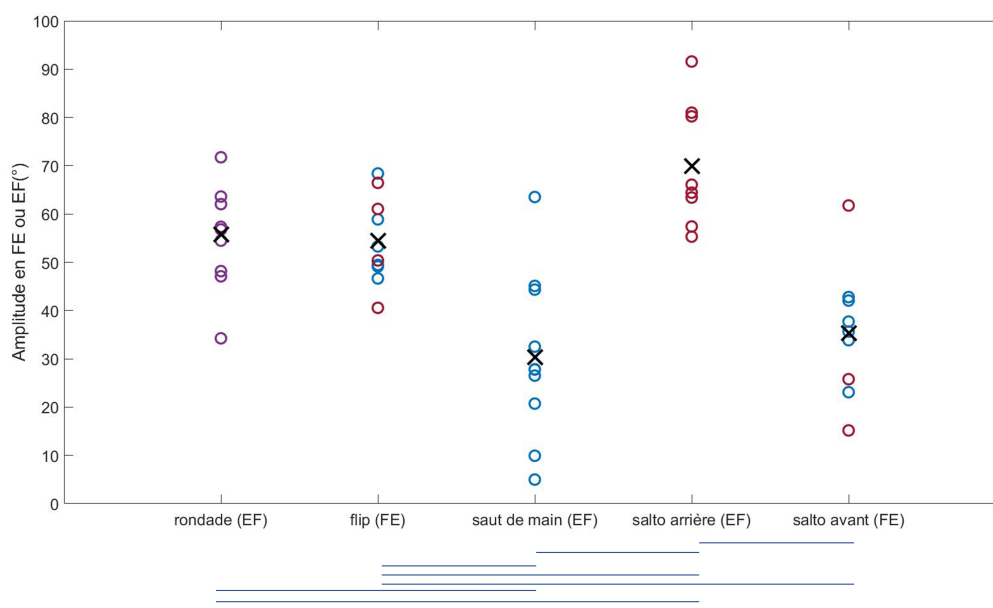


FIGURE 6.5 – Illustration des amplitudes en flexion- extension (FE) et extension-flexion (EF) -valeurs absolues- du rachis lombaire en fonction des phases des mouvements de GAM. Les cercles indiquent les valeurs individuelles et les croix noires les valeurs moyennes. Un cercle est rouge (resp. bleu) si la valeur pour un individu donné et un mouvement donné a augmenté (resp. diminué) par rapport au mouvement à sa gauche sur le graphique. Les différences significatives entre mouvements sont indiquées par une barre bleue.

Résultats : Analyse des impacts au sol

Il est à noter qu'au-delà des deux gymnastes n'ayant pas réalisé de *salto arrière* et du gymnaste n'ayant pas fait de *salto avant*, les données de réception du *salto arrière* d'un gymnaste et d'impulsion de *salto avant* d'un autre gymnaste n'ont pas été exploitées en raison de chutes.

La figure 6.6 montre les valeurs moyennes du maximum de la résultante des forces de réaction au sol et des composantes verticale et antéro-postérieure pour les impacts analysés. Il est à noter que les valeurs maximales des composantes verticales et antéro-postérieures ont été considérées et que ces pics de forces ne sont pas nécessairement atteints au même instant, ni au même instant que le maximum de la résultante des forces.

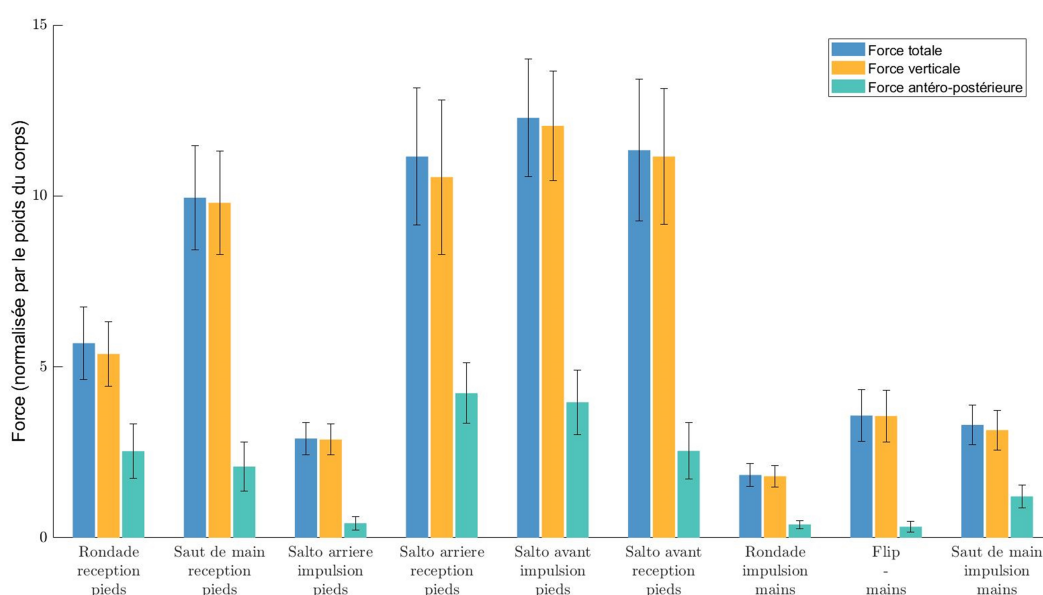


FIGURE 6.6 – Diagramme à barres illustrant les forces de réaction au sol totales (forces résultantes), verticales et antéro-postérieures moyennes et les écarts-types associés lors des différents impacts au sol analysés.

Force résultante : Concernant les forces résultantes, l'impulsion du *salto avant* ($12,3 \pm 1,7$ fois le poids du corps [xPC]) et la réception du *salto avant* ($11,3 \pm 2,1$ xPC) et *arrière* ($11,2 \pm 2,0$ xPC) donnaient lieu à des forces significativement plus grandes que les autres forces mesurées. La réception du *saut de main* ($9,9 \pm 1,5$ xPC) engendrait une force de réaction significativement inférieures aux trois précédentes forces mentionnées mais significativement supérieures à toutes les autres y compris à réception de la *rondade* ($5,7 \pm 1,1$ xPC). L'impulsion du *salto arrière* ($2,9 \pm 0,5$ xPC) conduisait

à une force significativement inférieure à toutes les autres forces mesurées lors d'impact sur les pieds ; cette impulsion se faisant à l'arrêt sans prise d'élan ce résultat n'était pas surprenant. Les impacts sur les mains conduisaient à des forces significativement inférieures à l'ensemble des forces lors d'impact sur les pieds, à l'exception de l'impulsion du *salto arrière*. Le *flip* ($3,6 \pm 0,8$ xPC) et le *saut de main* ($3,3 \pm 0,6$ xPC) engendraient des forces lors d'impacts sur les mains significativement plus grandes que lors de la *rondade* ($1,8 \pm 0,3$ xPC).

Composante verticale : En considérant la composante verticale des forces de réaction au sol, le classement des forces en termes d'amplitude maximale était le même que pour la résultante des forces et les différences significatives étaient les mêmes à l'exception de la différence entre la réception du *saut de main* et du *salto arrière* qui n'était plus significative. En termes de valeurs, les forces verticales étaient de $12,1 \pm 1,6$ xPC, $11,2 \pm 2,0$ xPC, $10,6 \pm 2,3$ xPC, $9,8 \pm 1,5$ xPC, $5,4 \pm 0,9$ xPC, $2,8 \pm 0,4$ xPC, pour l'impulsion du *salto avant*, la réception du *salto avant*, la réception du *salto arrière*, la réception du *saut de main*, la réception de la *rondade* et l'impulsion du *salto arrière* respectivement. Les forces verticales sur les mains étaient de $3,6 \pm 0,8$ xPC, $3,1 \pm 0,6$ xPC, $1,8 \pm 0,3$ xPC pour le *flip*, le *saut de main* et la *rondade* respectivement.

Composante antéro-postérieure : Concernant la composante antéro-postérieure des forces de réaction au sol, la réception du *salto arrière* ($4,2 \pm 0,9$ xPC) et l'impulsion du *salto avant* ($4,0 \pm 0,9$ xPC) engendraient des forces significativement ou quasi-significativement ($p=0,06$) supérieures à toutes les autres forces mesurées. Lors de la réception du *salto avant* ($2,5 \pm 0,8$ xPC), de la *rondade* ($2,5 \pm 0,8$ xPC) et du *saut de main* ($2,1 \pm 0,7$ xPC) les forces antéro-postérieures étaient significativement supérieures à celles mesurées lors de l'impulsion du *salto arrière* ($0,4 \pm 0,2$ xPC) et lors d'impacts sur les mains. Concernant les forces lors d'impacts sur les mains, la force antéro-postérieure lors du *saut de main* ($2,1 \pm 0,7$ xPC) était significativement supérieure à celle lors de la *rondade* ($0,4 \pm 0,1$ xPC) et du *flip* ($0,3 \pm 0,2$ xPC).

La posture du rachis lombaire en termes d'amplitude de flexion/extension a été analysée aux instants où la résultante des forces de réaction au sol était maximale. La figure 6.7 montre dans le cas d'un gymnaste, l'ensemble des impacts analysés et les évolutions de l'angle de flexion/extension du rachis lombaire du mouvement associé. Les valeurs moyennes des angles de flexion/extension aux instants d'impacts et les valeurs des forces de réaction au sol associées sont représentées sur la figure 6.8. Le rachis lombaire était dans une position de flexion lors de tous les impacts sur les pieds. La réception

6.1. Caractérisation cinématique et dynamique des mouvements

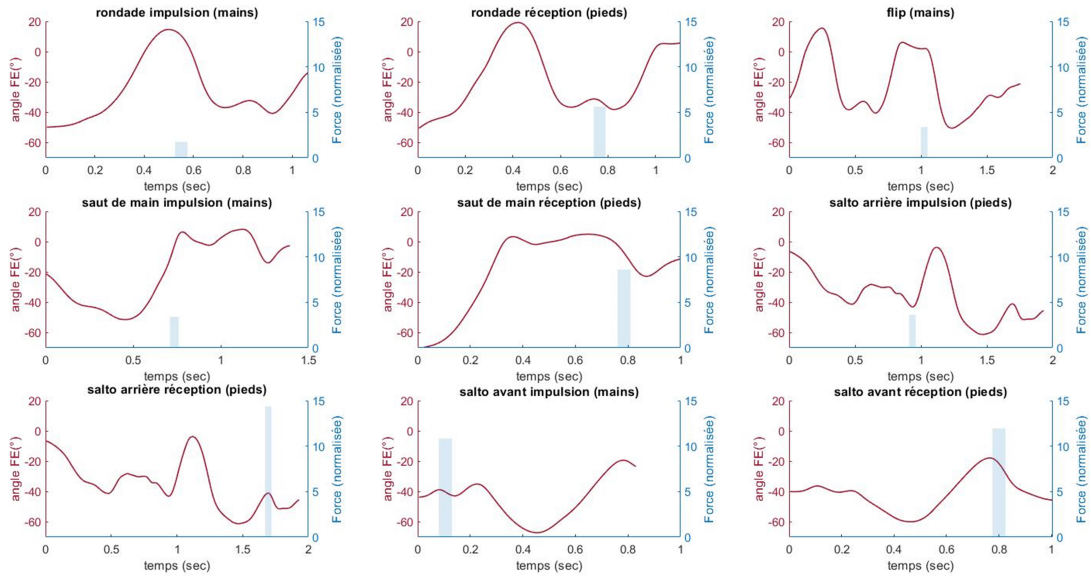


FIGURE 6.7 – Illustration des mouvements de flexion-extension du rachis lombaire (courbe rouge se référant à l’axe des ordonnées de gauche) lors de quatre mouvements typiques de GAM réalisés par un gymnaste, et illustration de la résultante de la force de réaction au sol associée (barre verticale à l’instant de l’impact et se référant à l’axe des ordonnées de droite).

du *salto arrière* conduisait à une flexion significativement ou quasi-significativement ($p=0,06$) plus grande que pour tous les autres impacts analysés ($-62,4^\circ \pm 19,1^\circ$). De plus, lors de la réception de la *rondade* ($-48,5^\circ \pm 10,4^\circ$) et de l’impulsion du *salto avant* ($-46,6^\circ \pm 11,4^\circ$), le rachis était significativement plus en flexion que lors de la réception du *salto avant* ($-39,5^\circ \pm 16,3^\circ$). En revanche, l’impulsion du *salto arrière* ($-49,3^\circ \pm 13,7^\circ$) bien que du même ordre de grandeur que la réception de la *rondade* et l’impulsion du *salto avant*, ne donnait pas lieu à une différence significative avec la réception du *salto avant*. La réception du *saut de main* ($-11,5^\circ \pm 8,3^\circ$) se faisait avec un rachis significativement plus proche de la position neutre que pour toutes les autres impulsions et réceptions sur les pieds. Par ailleurs, les impacts sur les mains lors de la *rondade* et du *flip* avaient lieu alors que le rachis était dans une position neutre ou d’extension pour cinq (angle compris entre 0 et 10 degrés) et trois (angle compris entre 0 et 17 degrés) gymnastes respectivement. En revanche, l’impact sur les mains lors du *saut de main* était significativement différent des deux autres impacts sur les mains. Il se faisait pour tous les sujets dans une position de flexion ($-20,1^\circ \pm 13,6^\circ$) mais significativement moins prononcée que pour tous les impacts sur les pieds à l’exception de la réception du *saut de main*.

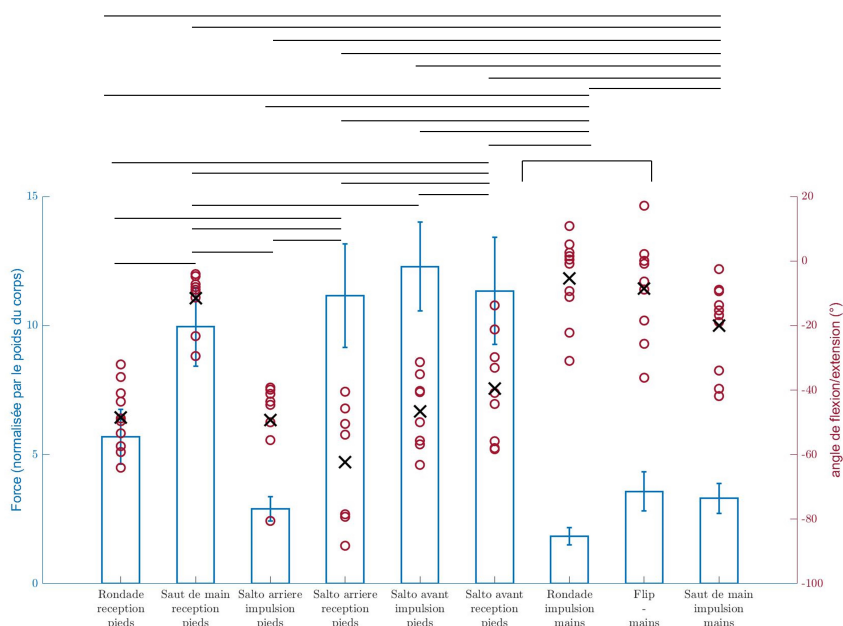


FIGURE 6.8 – Diagramme à barres montrant les amplitudes de la résultante des forces de réaction au sol lors des impacts et les postures du rachis lombaire associées en termes d'angle de flexion/extension (les cercles rouges indiquent les valeurs individuelles et les croix noires les valeurs moyennes).

Discussion

Cette étude a permis de caractériser en termes d'amplitude de flexion/extension et de forces de réaction au sol quatre mouvements de GAM préalablement identifiés comme exposant le rachis lombaire à d'importantes contraintes mécaniques.

Il a été mis en évidence que les mouvements de GAM sollicitaient davantage le rachis en flexion qu'en extension. Le *salto arrière* était à la fois le mouvement engendrant la flexion la plus extrême et l'amplitude de mouvement en flexion/extension la plus grande. Bien que moins exigeant en termes d'amplitude en flexion/extension, le *salto avant* requérait néanmoins une flexion conséquente du rachis lombaire.

Cependant, il est à noter que toutes les amplitudes en flexion-extension ou extension-flexion qui auraient pu être étudiées au regard des mouvements de GAM n'ont pas pu être mesurées car des pics tels que le maximum de flexion du *saut de main* ou le maximum de flexion lors de la réception du *flip* n'étaient pas visibles sur l'ensemble des acquisitions. En effet, certaines acquisitions ont dû être coupées, le nombre de marqueurs visibles aux extrémités de la zone d'acquisition étant trop faible.

Au regard des hypothèses formulées plus tôt dans ce manuscrit (section 3.3), des critères d'évaluation des mouvements ont été établis et par suite les pics de flexion et d'extension ainsi que les amplitudes de mouvement en flexion/extension ont été analysés. Cependant, il serait intéressant de voir la répercussion sur les efforts intervertébraux de chacune des situations considérées (pic de flexion, pic d'extension, amplitude de flexion-extension, amplitude d'extension-flexion) pour déterminer lesquelles de ces situations engendrent le plus de contraintes au niveau des tissus du rachis lombaire. Par ailleurs, d'autres paramètres tels que la vitesse de réalisation des mouvements pourraient être intéressants à évaluer au regard des efforts intervertébraux puis à prendre en compte dans l'identification des mouvements les plus à risques pour le rachis lombaire.

L'étude des forces de réaction au sol a mis en évidence que les *saltos avant* et *arrière* engendraient des impacts conséquents de l'ordre de 10 à 13 fois le poids du corps en moyenne. En effet, l'impulsion et la réception du *salto avant* et la réception du *salto arrière* engendraient des forces résultantes et verticales significativement supérieures à tous les autres impacts étudiés. Les forces antéro-postérieures les plus importantes ont également été mesurées lors de la réception du *salto arrière* et de l'impulsion du *salto avant*. Il est donc apparu que les *saltos avant* et *arrière*, et en particulier le *salto avant* avec ses deux impacts majeurs, conduisaient à la fois à des forces de compression (conséquence des forces verticales) et de cisaillement (conséquences des forces antéro-postérieures) conséquentes dans le rachis lombaire. A l'exception de l'impulsion du *salto arrière* qui engendrait des forces relativement faibles puisque cette impulsion se faisait sans prise d'élan, les forces de réaction au sol les plus faibles étaient rencontrées lors d'appuis sur les mains. Bien que plus faibles, ces forces atteignaient tout de même jusque plus de trois fois le poids du corps en moyenne pour le *flip* et le *saut de main* et se répartissaient sur les articulations des membres supérieurs qui sont moins adaptées pour absorber des impacts que celles des membres inférieurs.

Les impacts ne pouvaient pas être analysés sans prendre également en compte la posture du rachis lombaire aux instants d'impact. En effet, le rachis lombaire a un rôle à jouer pour que le choc soit le mieux absorbé possible et que les contraintes mécaniques ne soient pas démultipliées en raison d'une mauvaise posture. Au regard des hypothèses formulées en section 3.3, les mouvements pour lesquels le rachis lombaire était dans une position d'extension ou de flexion prononcée aux instants d'impact ont donc été identifiés. Le rachis lombaire était majoritairement dans une position de flexion, plus ou moins prononcée, lors des impacts. Cependant, les impacts sur les mains lors de la *rondade* et du *flip* se

faisaient pour certains gymnastes avec un rachis en position d'extension. Les résultantes des forces de réaction au sol étaient relativement faibles (2 à 4 fois le poids du corps en moyenne) mais des postures en extension allant jusqu'à 11° d'extension pour la rondade et 17° pour le flip ont été mesurées. Bien que ce soit des cas particuliers, les gymnastes adoptant ces postures extrêmes mériteraient une attention particulière de la part de l'entraîneur. Par ailleurs, bien qu'une posture neutre ou en légère flexion soit préférable à une posture en extension lors d'un impact, la flexion ne doit pas être trop prononcée au risque d'augmenter les contraintes mécaniques subies par le rachis lombaire [59]. Ainsi, les analyses ont mis en évidence que lors de la réception du *salto arrière* le rachis lombaire était dans une position de flexion de l'ordre de 62° en moyenne alors qu'il s'agissait de l'un des impacts engendrant les forces de réaction au sol les plus importantes. Il est à noter que l'impulsion du *salto avant*, impact engendrant le plus de force de réaction au sol, se faisait avec un rachis particulièrement fléchi également (39°).

Pour conclure, le *salto avant* est un mouvement qui engendrait un pic de flexion remarquable et deux impacts au sol de plus de 11 fois le poids du corps en moyenne (dont d'importantes forces antéro-postérieures lors de l'impulsion) et pour lesquels le rachis lombaire était dans une position de flexion notable (en particulier lors de l'impulsion). Le *salto arrière* n'était pas moins sollicitant pour le rachis lombaire en termes d'amplitude de flexion mais seule la réception a été identifiée comme particulièrement à risque de blessure. En effet, elle couplait à la fois la plus grande flexion lors d'impacts et d'importantes forces de réaction au sol, non seulement verticales mais aussi antéro-postérieures. Par ailleurs, bien qu'engendrant des impacts de moindre amplitudes, la *rondade flip* était le seul mouvement pour lequel le rachis de certains gymnastes était en extension lors d'un impact. Enfin, le *saut de main* présentait la réception engendrant la force résultante la plus importante après les *saltos* mais le rachis était dans la posture qui semblait la meilleure avec une flexion modérée de l'ordre de 11° en moyenne.

6.1.3 Mouvements de Gymnastique Artistique Féminine

Sept gymnastes dont les caractéristiques sont présentées dans le tableau 6.3 ont été inclus dans la présente étude.

6.1. Caractérisation cinématique et dynamique des mouvements

Nombre de sujets	Age moyen (années)	Taille moyenne (m)	Poids moyen (kg)
7	16 (13-19)	1,54 (1,48-1,61)	51 (45-60)

TABLEAU 6.3 – Tableau descriptif des sujets issus de la population de GAF et inclus pour les analyses du mouvement pré-programme.

Population

Résultats : Analyse de la courbure lombaire

Dans un premier temps, l'évolution de l'angle de flexion/extension du rachis lombaire au cours des mouvements étudiés a été analysée (Fig. 6.9).

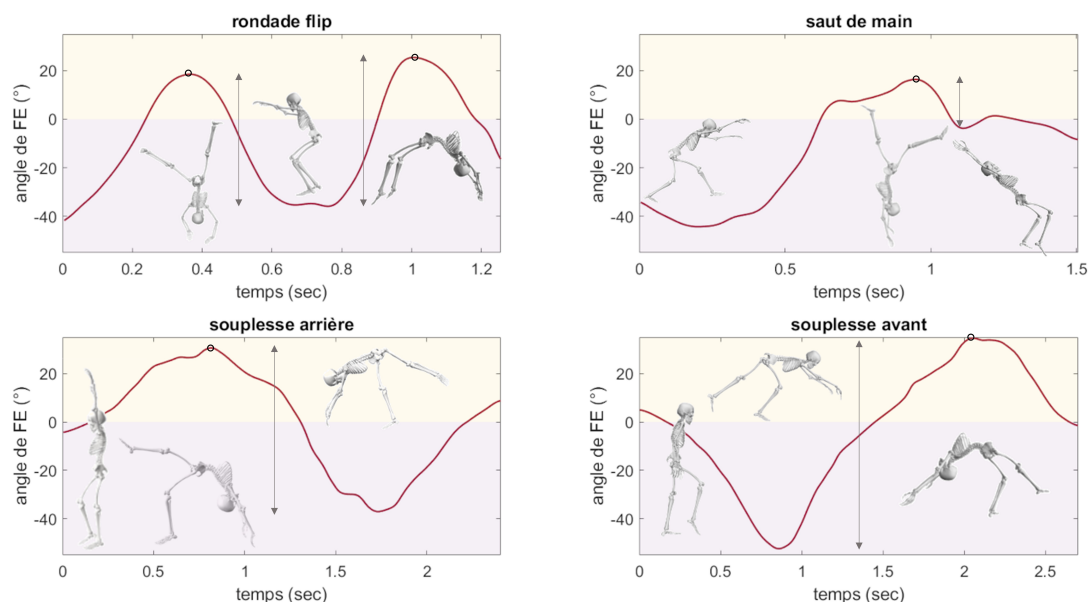


FIGURE 6.9 – Illustration des mouvements de flexion-extension du rachis lombaire lors de quatre mouvements typiques de GAF réalisés par une gymnaste. L'angle de flexion/extension augmente lors d'un mouvement d'extension et diminue lors d'un mouvement de flexion. Le rachis lombaire est dans une position d'extension dans la zone jaune (angle de flexion/extension positif) et dans une position de flexion dans la zone violette (angle de flexion/extension négatif). Les cercles noirs montrent les pics d'extension d'intérêt et les flèches les amplitudes de flexion-extension ou d'extension-flexion analysées.

La *rondade flip*, mouvement également exécuté par les GAM, débutait par une *rondade* qui impliquait un mouvement d'extension du rachis lombaire jusqu'à un pic puis un mouvement de flexion jusqu'à la réception. Le *flip* débutait ensuite par un mouvement d'extension qui se poursuivait jusqu'à un pic avant que le gymnaste ne réalise une flexion jusqu'à la réception.

Le *saut de main*, mouvement également réalisé par les GAM, débutait par une flexion qui permettait à la gymnaste de prendre appui sur ses mains pour lancer le saut. La gymnaste réalisait ensuite une extension du rachis lombaire jusqu'à un pic, puis, avant la réception la gymnaste fléchissait à nouveau son rachis lombaire.

La *souplesse arrière* exigeait que la gymnaste descende dans une position de pont puis monte ses jambes au-dessus de sa tête avant de les faire basculer de l'autre côté. La descente en position pont impliquait une extension du rachis lombaire jusqu'à un maximum. Une flexion s'opérait ensuite jusqu'à ce que la gymnaste se redresse et qu'une extension du rachis lombaire ait alors lieu.

La *souplesse avant* demandait à la gymnaste de poser ses mains au sol pour faire passer ses jambes au-dessus de sa tête et se retrouver en position pont avant de se redresser. La *souplesse avant* débutait donc par un mouvement de flexion quand la gymnaste posait ses mains au sol puis une extension était engagée jusqu'à un maximum atteint au cours du pont. Le redressement de la gymnaste s'accompagnait ensuite d'une flexion du rachis lombaire.

Deux gymnastes n'ont pas pu réaliser les *souplesse avant* et *arrière* en raison de douleurs ou de blessures. De plus, pour une gymnaste, les données de la *rondade* du mouvement de *rondade flip* étaient exploitables mais pas celles du *flip* car la gymnaste était trop excentrée par rapport à la zone d'acquisition.

Les pics d'extension d'intérêts ont été identifiés pour chaque essais, comme illustré sur la figure 6.9. Des valeurs moyennes sur l'ensemble des gymnastes ont ensuite été calculées pour chaque mouvement (Fig. 6.10). Il est à noter que les résultats indiquaient qu'une gymnaste réalisait l'ensemble des mouvements avec un rachis en position de flexion, neutre ou de très légère extension (l'angle d'extension ne dépassant pas $1,8^\circ$). La lordose lombaire en position neutre de cette gymnaste a été évaluée à 94° sur la base de l'acquisition statique, il semblerait donc qu'en raison de son rachis lombaire naturellement très courbé, elle n'avait pas besoin de rajouter d'amplitude en extension pour réaliser les mouvements. Les *souplesse arrière* et *avant* engendraient les plus grandes hyperextensions avec des amplitudes en extension de $20^\circ \pm 13^\circ$ et de $23^\circ \pm 16^\circ$ respectivement. Les pics d'extensions mesurées lors de la *rondade*, du *flip* et du *saut de main* étaient inférieurs avec des valeurs de $7^\circ \pm 8^\circ$, $11^\circ \pm 10^\circ$ et de $10^\circ \pm 6^\circ$ respectivement. Les écarts-types étaient importants, en particulier en raison de la gymnaste précédemment mentionnée et présentant des valeurs négatives (signe d'une flexion) sur les pics d'extension. Les valeurs moyennes en excluant cette gymnaste étaient de $25^\circ \pm 9^\circ$, $29^\circ \pm 7^\circ$, $10^\circ \pm 4^\circ$, $14^\circ \pm 6^\circ$ et $12^\circ \pm 5^\circ$ pour

la *souplesse arrière*, la *souplesse avant*, la *rondade*, le *flip* et le *saut de main* respectivement. Aucune des différences entre mouvements n'étaient significatives selon les tests non paramétriques et appariés de Wilcoxon, probablement en raison du nombre trop faible de sujets ayant réalisé des *souples*.

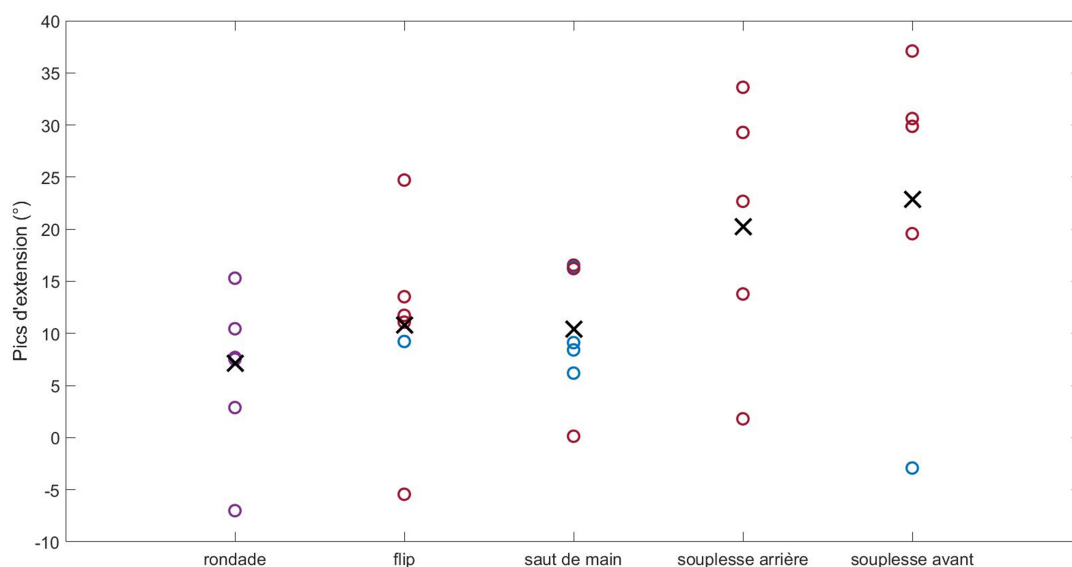


FIGURE 6.10 – Illustration des pics d’extension du rachis lombaire en fonction des mouvements de GAF. Les cercles indiquent les valeurs individuelles et les croix noires les valeurs moyennes. Un cercle est rouge (resp. bleu) si la valeur pour un individu donné et un mouvement donné a augmenté (resp. diminué) par rapport au mouvement à sa gauche sur le graphique.

Les amplitudes de mouvement du rachis lombaire en flexion/extension ont été calculées pour les différents essais après identification des pics d’extension et de flexion adéquats (Fig. 6.9). Des valeurs moyennes sur l’ensemble des gymnastes et pour chaque mouvement ont ensuite été calculées (Fig. 6.11). Les amplitudes maximales étaient atteintes lors des *souples* avant et arrière avec des valeurs de $79^\circ \pm 11^\circ$ et de $81^\circ \pm 18^\circ$ respectivement. A nouveau, aucune des différences impliquant les *souples* n’étaient significatives. En revanche, l’amplitude calculée au cours du *saut de main* ($23^\circ \pm 9^\circ$) était significativement plus faible que celles calculées lors de la *rondade* ($61^\circ \pm 11^\circ$) et du *flip* ($66^\circ \pm 11^\circ$).

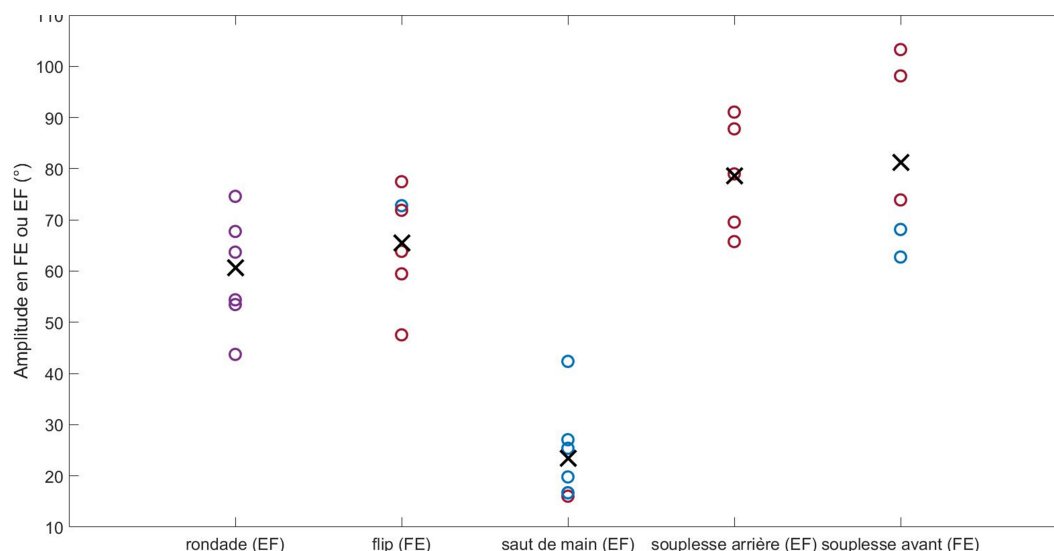


FIGURE 6.11 – Illustration des amplitudes en flexion- extension (FE) et extension-flexion (EF) du rachis lombaire en fonction des phases des mouvements de GAF. Les cercles indiquent les valeurs individuelles et les croix noires les valeurs moyennes. Un cercle est rouge (resp. bleu) si la valeur pour un individu donné et un mouvement donné a augmenté (resp. diminué) par rapport au mouvement à sa gauche sur le graphique. Les différences significatives entre mouvements sont indiquées par une barre bleue.

Résultats : Analyse des impacts au sol

Il est à noter qu’au-delà de l’acquisition *rondade flip* non exploitable, la réception du *saut de main* d’une autre gymnaste n’était pas non plus disponible pour l’analyse. Les *souplesse arrière* et *avant* ne donnant lieu à de réels impacts au sol, les forces de réaction au sol de ces mouvements n’ont pas été analysées.

La figure 6.12 montre les valeurs moyennes du maximum de la résultante des forces de réaction au sol et des composantes verticale et antéro-postérieure pour les impacts analysés.

Force résultante : Concernant la résultante des forces de réaction au sol, la réception du *saut de main* ($8,3 \pm 0,7$ xPC) engendrait une force significativement ou quasi significativement ($p=0,06$) supérieure à l’ensemble des autres forces mesurées. Par ailleurs, la force de réaction au sol lors de la réception de la *rondade* ($5,8 \pm 1,0$ xPC) était quasi-significativement ($p=0,06$) supérieure à celles lors d’impacts sur les mains. Concernant les impacts sur les mains, le *flip* ($3,6 \pm 0,6$ xPC) engendrait une force significativement supérieure à la *rondade* ($1,7 \pm 0,3$ xPC) et au *saut de main* ($2,2 \pm 0,7$ xPC).

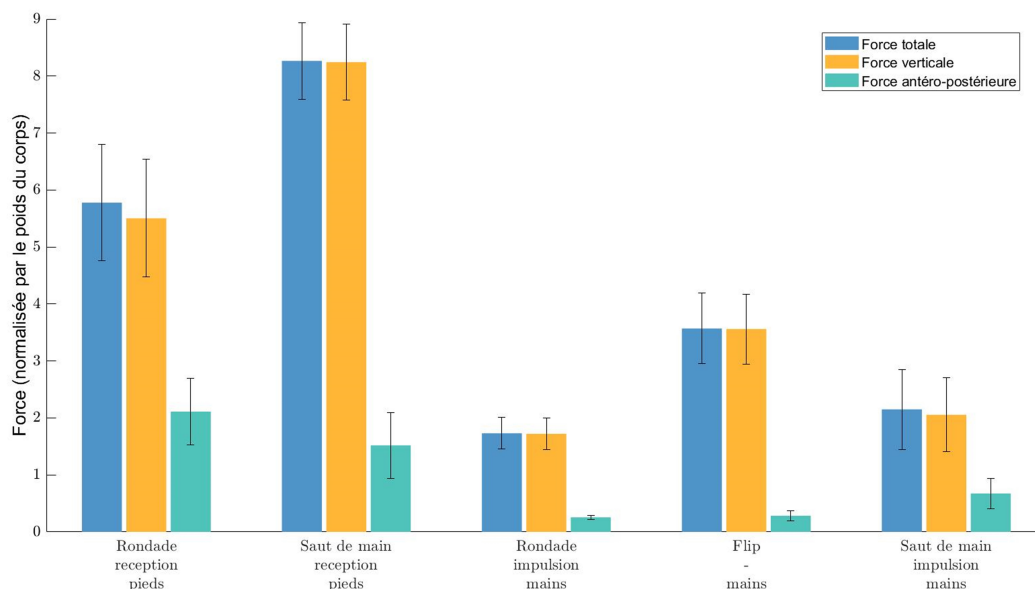


FIGURE 6.12 – Diagramme à barres illustrant les forces de réaction au sol totales (forces résultantes), verticales et antéro-postérieures moyennes et les écarts-types associés lors des différents impacts au sol analysés.

Composante verticale : Concernant la composante verticale des forces de réaction au sol, le classement des forces en termes d'amplitude maximale était le même que pour les forces résultantes et les différences significatives étaient les mêmes. La réception du *saut de main* et de la *rondade* engendraient des forces verticales de $8,2 \pm 0,7$ xPC et de $5,5 \pm 1,0$ xPC respectivement tandis que les valeurs étaient de $3,6 \pm 0,6$ xPC, $2,1 \pm 0,6$ xPC et de $1,7 \pm 0,3$ xPC pour les impacts sur les mains lors du *flip*, du *saut de main* et de la *rondade* respectivement.

Composante antéro-postérieure : Concernant la composante antéro-postérieure des forces de réaction au sol, la réception de la *rondade* ($2,1 \pm 0,6$ xPC) et du *saut de main* ($1,5 \pm 0,6$ xPC) engendraient des forces significativement supérieures aux trois forces mesurées lors d'impacts sur les mains. Concernant les impacts sur les mains, la force antéro-postérieure lors du *saut de main* ($0,7 \pm 0,3$ xPC) était significativement plus grande que lors du *flip* ($0,3 \pm 0,1$ xPC) et de la *rondade* ($0,3 \pm 0,1$ xPC).

La posture du rachis lombaire en termes d'amplitude de flexion/extension a été analysée aux instants des forces de réaction au sol résultantes maximales. La figure 6.13 montre dans le cas d'une gymnaste l'ensemble des impacts analysés et les évolutions de l'angle de flexion/extension du rachis lombaire du mouvement associé. Les valeurs moyennes des angles de flexion/extension aux instants

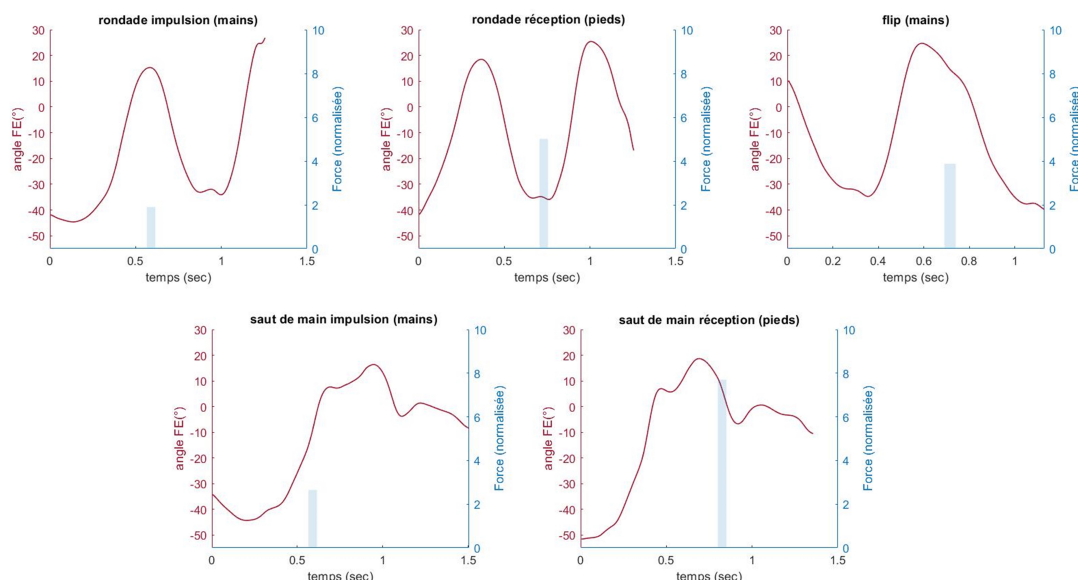


FIGURE 6.13 – Illustration des mouvements de flexion-extension du rachis lombaire (courbe rouge se référant à l’axe des ordonnées de gauche) lors de quatre mouvements typiques de GAF réalisés par une gymnaste, et illustration de la résultante de la force de réaction au sol associée (barre verticale à l’instant de l’impact et se référant à l’axe des ordonnées de droite).

d’impacts et les valeurs des forces de réaction au sol associées sont représentées sur la figure 6.14.

Lors de la réception de la *rondade* et de l’impulsion sur les mains du *saut de main* le rachis lombaire de toutes les gymnastes était dans une position de flexion. De plus, la réception de la *rondade* ($-49^\circ \pm 12^\circ$) était associée de manière significative à la flexion la plus prononcée des impacts analysés. En revanche, lors de la réception du *saut de main*, il a été observé que trois gymnastes avaient un rachis lombaire en légère flexion (angle compris entre -2° et -17°) et trois en légère extension (angle compris entre 1° et 7°). Similairement, lors de l’impact sur les mains de la *rondade* et du *flip*, les gymnastes avaient majoritairement un rachis en position neutre ou d’extension (angle compris entre 3 et 15° et entre 1° et 14° respectivement) à l’exception d’une gymnaste pour la *rondade* et de deux gymnastes pour le *flip*. De plus, l’impact sur les mains de la *rondade* était associé de manière significative à l’extension la plus prononcée ($-7^\circ \pm 7^\circ$).

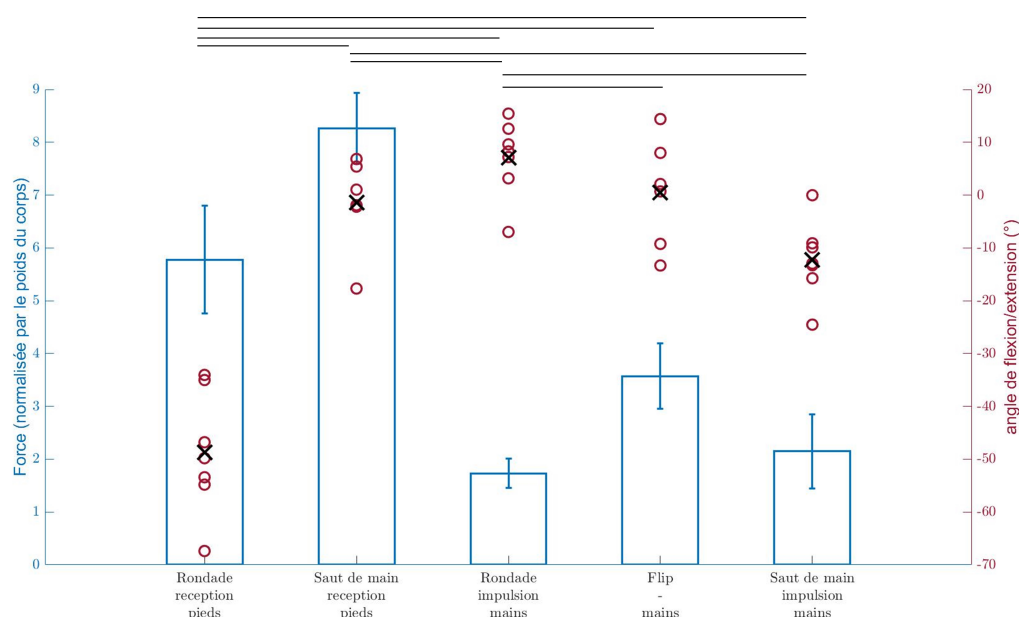


FIGURE 6.14 – Diagramme à barres montrant les amplitudes de la résultante des forces de réaction au sol lors des impacts et les postures du rachis lombaire associées en termes d'angle de flexion/extension (les cercles rouges indiquent les valeurs individuelles et les croix noires les valeurs moyennes).

Discussion

Cette étude a permis de caractériser en termes d'amplitude de flexion/extension et de forces de réaction au sol quatre mouvements de GAF préalablement identifiés comme soumettant le rachis lombaire à des extensions de grandes amplitudes.

L'analyse des amplitudes de flexion/extension a permis d'identifier que la *souplesse arrière* et la *souplesse avant* étaient à la fois les mouvements qui exigeaient les plus grandes hyperextensions et ceux qui exigeaient les plus grandes amplitudes de mouvement en flexion/extension. Cependant, les différences entre les angles obtenus pour les *souples* et ceux obtenus pour les autres mouvements n'étaient pas significatives, probablement car seulement cinq gymnastes sur les sept ont réalisé les *souples*. Il est donc recommandé de poursuivre les analyses et d'inclure plus de gymnastes. Par ailleurs, une gymnaste présentait des résultats différents des autres GAF en termes d'amplitude d'extension en lien avec une lordose lombaire en position neutre évaluée à 94° sur la base de l'acquisition statique. L'observation de ce cas particulier est l'occasion de souligner que les valeurs individuelles et moyennes des angles de flexion et d'extension sont à interpréter avec le recul nécessaire, les différences entre mouvements et les amplitudes de mouvement sont en revanche probantes. La validité des

conclusions de cette étude n'est donc pas impactée puisque les résultats sont issus de la comparaison des mouvements via des tests appariés.

L'analyse des impacts au sol a mis en évidence que la réception du *saut de main* engendrait la plus grande résultante des forces de réaction au sol parmi les impacts analysés. L'impact sur les pieds lors de la *rondade* était le second plus important en termes de force résultante mais le plus important en termes de composante antéro-postérieure. De plus, il était associé à la position de flexion la plus prononcée lors des impacts analysés. Par ailleurs, lors de l'impact sur les mains de la *rondade* le rachis lombaire était dans la position d'extension la plus prononcée parmi les impacts analysés. Enfin, l'impact sur les mains lors du *flip* engendrait la force résultante la plus importante des impacts sur les mains.

Pour conclure, les *souplesses arrière* et *avant* exigeaient les extensions les plus extrêmes du rachis lombaire tandis que la *rondade flip* semblait être le mouvement engendrant les impacts les plus susceptibles d'endommager les tissus du rachis lombaire car il entraînait des forces de réaction au sol remarquables et des postures en hyperflexion ou en hyperextension lors des impacts. Le *saut de main* engendrait quant à lui les forces de réaction au sol résultantes les plus importantes parmi les mouvements étudiés mais, comme pour les GAM, le rachis était dans la posture qui semblait la plus adaptée pour absorber les contraintes mécaniques liées à l'impact.

6.1.4 Mouvements de Gymnastique Rythmique

Population

Quatorze gymnastes pratiquant la GR et dont les caractéristiques sont présentées dans le tableau 6.4 ont été incluses dans la présente étude. Il est à noter que deux GR n'ont pas été incluses dans les analyses car elles présentaient une vertèbre surnuméraire au niveau du rachis lombaire et le modèle cinématique du rachis ne permettait pas de prendre en compte cette spécificité.

Nombre de sujets	Age moyen (années)	Taille moyenne (m)	Poids moyen (kg)
14	15 (12-18)	1,57 (1,40-1,71)	50 (34-65)

TABLEAU 6.4 – Tableau descriptif des sujets issus de la population de GR et inclus pour les analyses du mouvement pré-programme.

Résultats : Analyse de la courbure lombaire

Dans un premier temps, l'évolution de l'angle de flexion/extension du rachis lombaire au cours des mouvements étudiés a été analysée (Fig. 6.15).

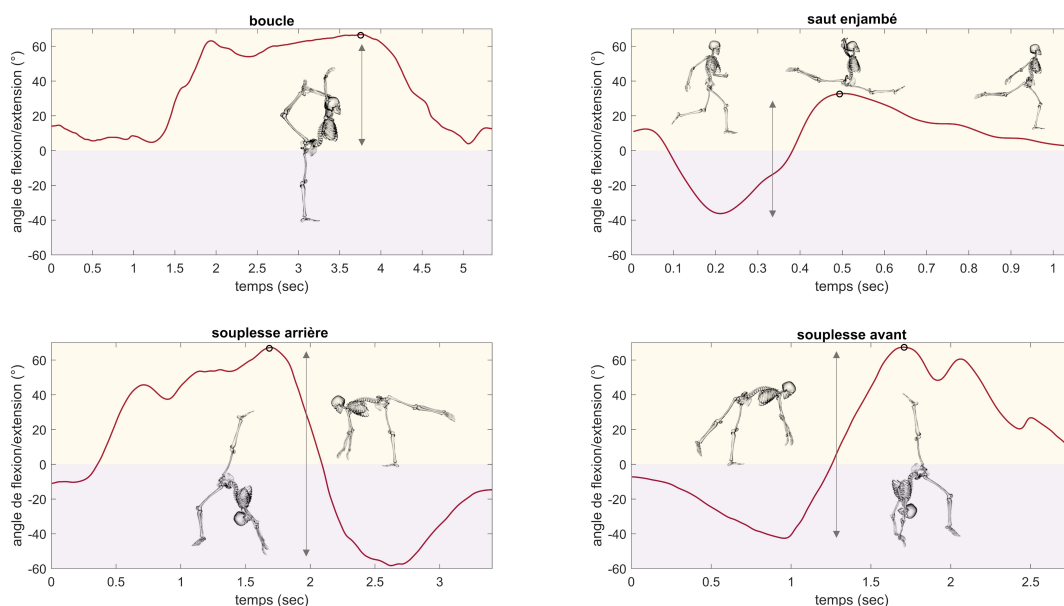


FIGURE 6.15 – Illustration des mouvements de flexion-extension du rachis lombaire lors de quatre mouvements typiques de GR réalisés par une gymnaste. L'angle de flexion/extension augmente lors d'un mouvement d'extension et diminue lors d'un mouvement de flexion. Le rachis lombaire est dans une position d'extension dans la zone jaune (angle de flexion/extension positif) et dans une position de flexion dans la zone violette (angle de flexion/extension négatif). Les cercles noirs montrent les pics d'extension d'intérêt et les flèches les amplitudes de flexion-extension ou d'extension-flexion analysées.

La *boucle* était un mouvement qui était réalisé sans déplacement. La gymnaste levait une jambe et l'attrapait avec sa main derrière sa tête, ce qui conduisait à une extension du rachis lombaire. La gymnaste maintenait cette position deux à trois secondes puis redescendait sa jambe alors qu'une flexion du rachis lombaire s'opérait.

Le *saut enjambé* débutait par une impulsion au cours de laquelle une flexion et une extension du rachis lombaire étaient réalisées. L'extension se poursuivait jusqu'à un maximum atteint alors que la gymnaste réalisait son saut. La redescente et la réception était accompagnées d'une flexion du rachis lombaire.

La *souplesse arrière*, mouvement également réalisé par les GAF, débutait par une extension jus-

qu'à un maximum, atteint alors que la gymnaste était en pont. Une flexion et une légère extension accompagnaient ensuite le retour en position debout.

La *souplesse avant*, mouvement également réalisé par les GAF, débutait par une flexion du rachis lombaire puis une extension était réalisée jusqu'à un maximum atteint au cours du pont. Une flexion accompagnait ensuite le retour en position debout.

La *boucle* n'a pas pu être réalisée par une gymnaste sujette à des douleurs lors de la réalisation d'hyperextensions du rachis lombaire.

Les pics d'extension ont été identifiés pour chaque essais, comme illustré sur la figure 6.15. Des valeurs moyennes sur l'ensemble des gymnastes ont ensuite été calculées pour chaque mouvement (Fig. 6.16).

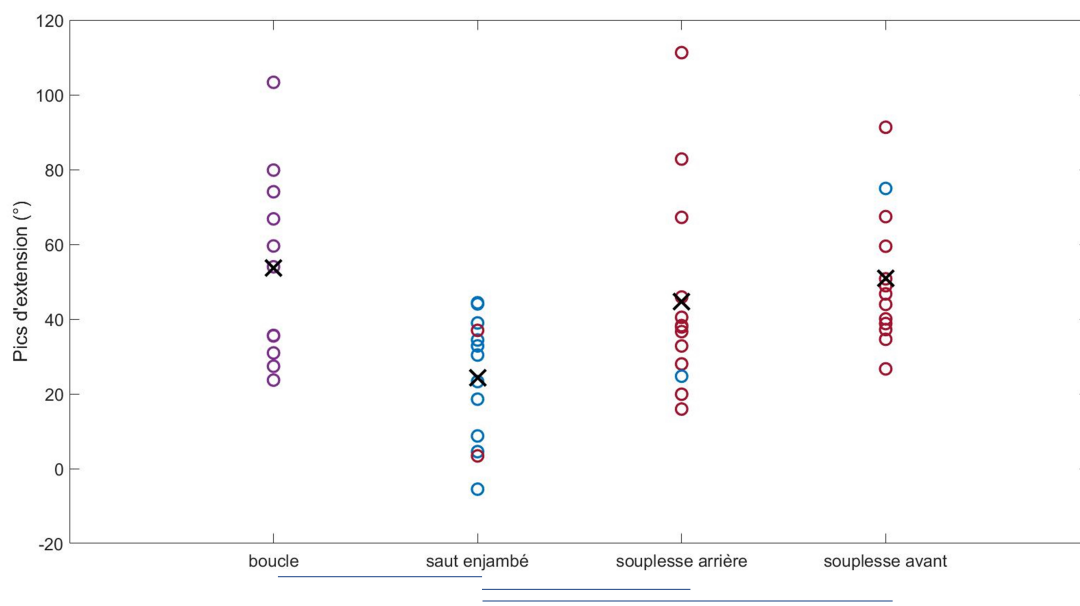


FIGURE 6.16 – Illustration des amplitudes en flexion- extension (FE) et extension-flexion (EF) du rachis lombaire en fonction des phases des mouvements de GR. Les cercles indiquent les valeurs individuelles et les croix noires les valeurs moyennes. Un cercle est rouge (resp. bleu) si la valeur pour un individu donné et un mouvement donné a augmenté (resp. diminué) par rapport au mouvement à sa gauche sur le graphique. Les différences significatives entre mouvements sont indiquées par une barre bleue.

La *boucle* ($54^\circ \pm 24^\circ$), la *souplesse avant* ($51^\circ \pm 18^\circ$) et la *souplesse arrière* ($45^\circ \pm 27^\circ$) requéraient significativement plus d'extension du rachis lombaire que le *saut enjambé* ($24^\circ \pm 17^\circ$). Par ailleurs l'extension du rachis lombaire était significativement plus grande lors de la *souplesse avant* qu'*arrière*.

Les amplitudes de mouvement du rachis lombaire en flexion/extension ont été calculées pour les différents essais après identification des pics d'extension et de flexion adéquats (Fig. 6.15). Des valeurs moyennes pour l'ensemble des gymnastes et pour chaque mouvement ont ensuite été calculées (Fig. 6.17). Les amplitudes de mouvement en flexion/extension étaient significativement supérieures lors des *souplesse avant* ($98^\circ \pm 15^\circ$) et *arrière* ($93^\circ \pm 30^\circ$) que lors de la *boucle* ($59^\circ \pm 21^\circ$) et du *saut enjambé* ($64^\circ \pm 19^\circ$).

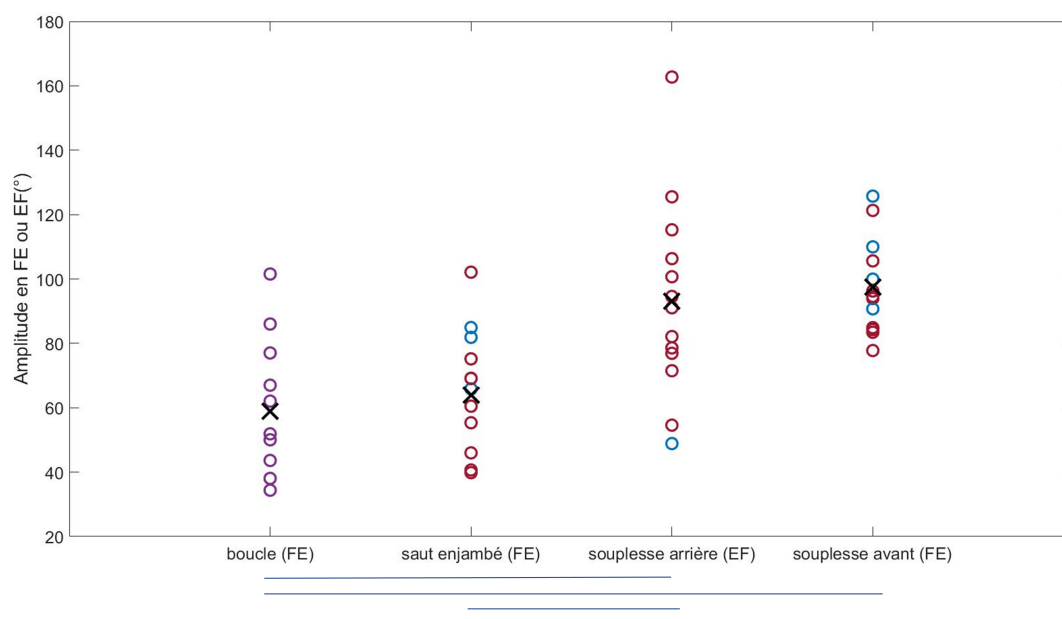


FIGURE 6.17 – Illustration des amplitudes en flexion- extension (FE) et extension-flexion (EF) -valeurs absolues- du rachis lombaire en fonction des phases des mouvements de GAM. Les cercles indiquent les valeurs individuelles et les croix noires les valeurs moyennes. Un cercle est rouge (resp. bleu) si la valeur pour un individu donné et un mouvement donné a augmenté (resp. diminué) par rapport au mouvement à sa gauche sur le graphique. Les différences significatives entre mouvements sont indiquées par une barre bleue.

Résultats : Analyse des impacts au sol

La *boucle* et les *souplesse arrière* et *avant* ne donnant pas lieu à de réels impacts au sol, les forces de réaction au sol de ces mouvements n'ont pas été analysées.

La figure 6.18 montre les valeurs moyennes du maximum des résultantes des forces de réaction au sol et des composantes verticale et antéro-postérieures maximale pour les impacts analysés.

Force résultante : La réception du *saut enjambé* ($4,8 \pm 1,1$ xPC) engendrait une force significati-

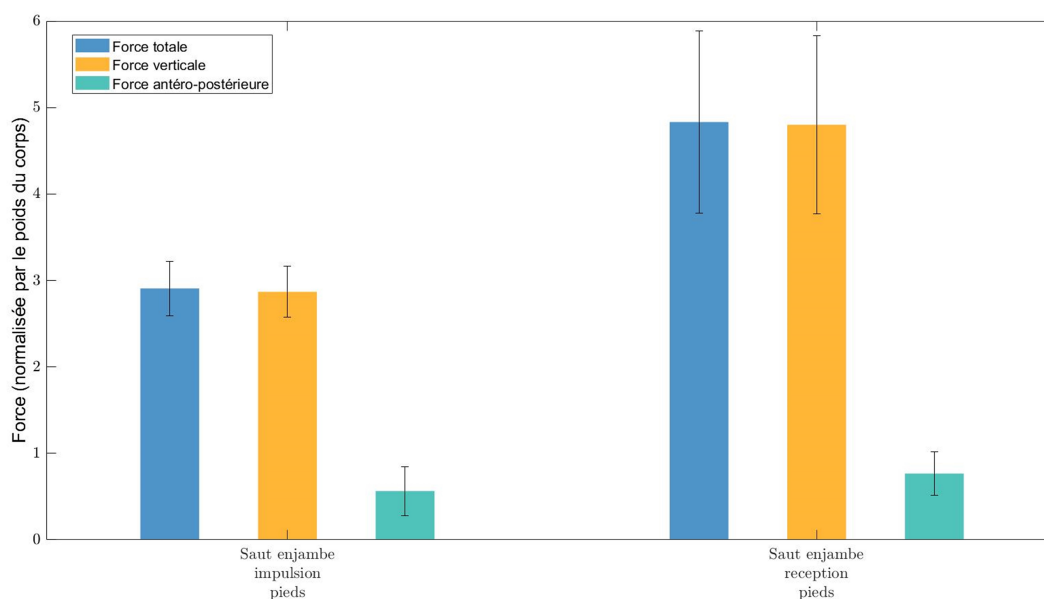


FIGURE 6.18 – Diagramme à barres illustrant les forces de réaction au sol totales (forces résultantes), verticales et antéro-postérieures moyennes et les écarts-types associés lors des différents impacts au sol analysés.

vement supérieure à l'impulsion du *saut enjambé* ($2,9 \pm 0,3$ xPC).

Composante verticale : La réception du *saut enjambé* ($4,8 \pm 1,1$ xPC) engendrait une force verticale significativement supérieure à l'impulsion du *saut enjambé* ($2,9 \pm 0,3$ xPC).

Composante antéro-postérieure : La réception du *saut enjambé* ($0,8 \pm 0,3$ xPC) engendrait une force antéro-postérieure quasi-significativement ($p=0,06$) supérieure à l'impulsion du *saut enjambé* ($0,6 \pm 0,3$ xPC)

La posture du rachis lombaire en termes d'amplitude de flexion/extension a été analysée aux instants des forces de réaction au sol résultantes maximales. La figure 6.19 montre dans le cas d'une gymnaste l'impulsion et la réception du *saut enjambé* et les évolutions de l'angle de flexion/extension du rachis lombaire du mouvement associé. Les valeurs moyennes des angles de flexion/extension aux instant d'impacts et les valeurs des forces de réaction au sol associées sont représentées sur la figure 6.20.

Lors de l'impulsion du *saut enjambé* le rachis de toutes les gymnastes était dans une position de flexion ($-29^\circ \pm 14^\circ$). En revanche, lors de la réception de ce même mouvement, la majorité des gymnastes avaient un rachis en extension (entre 2° et 44°) mais trois gymnastes (ce qui représente 23% des gymnastes) avaient un rachis en position neutre ou de légère flexion (entre 0° et 8° de flexion).

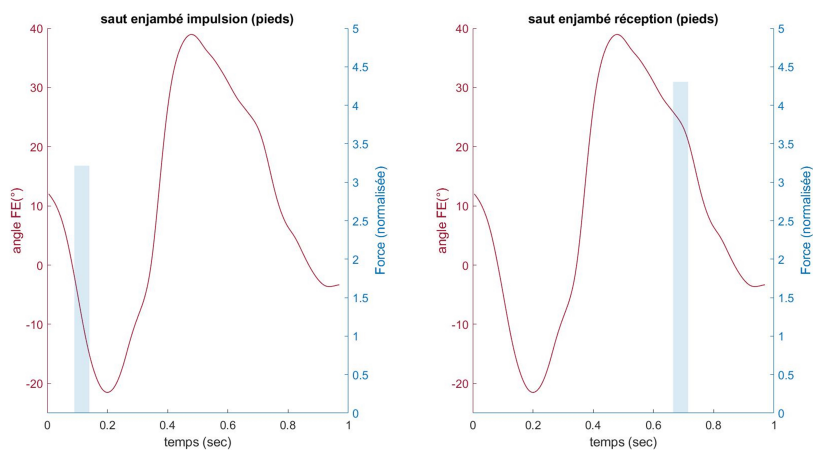


FIGURE 6.19 – Illustration des mouvements de flexion-extension du rachis lombaire (courbe rouge se référant à l'axe des ordonnées de gauche) lors d'un mouvement typique de GR réalisés par une gymnaste, et illustration de la résultante de la force de réaction au sol associée (barre verticale à l'instant de l'impact et se référant à l'axe des ordonnées de droite).

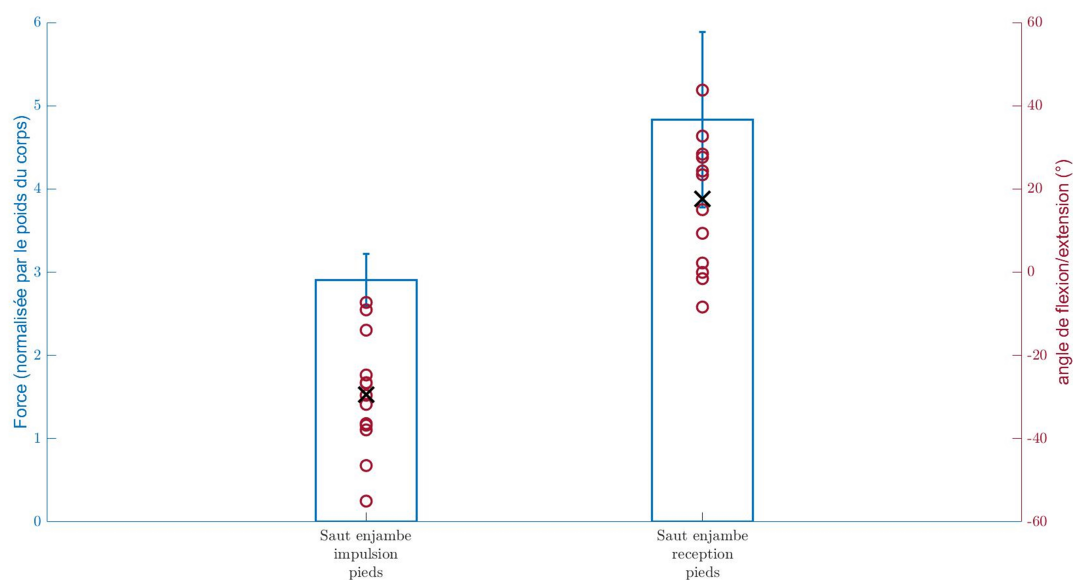


FIGURE 6.20 – Diagramme à barres montrant les amplitudes de la résultante des forces de réaction au sol lors des impacts et les postures du rachis lombaire associées en termes d'angle de flexion/extension (les cercles rouges indiquent les valeurs individuelles et les croix noires les valeurs moyennes).

Ainsi, le rachis était significativement plus en extension lors de la réception du *saut enjambé* que lors de l'impulsion.

Discussion

Cette étude a permis de caractériser quatre mouvements de GR en termes de maximum d'extension du rachis lombaire et d'amplitude de mouvement en flexion/extension.

Il a été constaté que les *souplesse avant* et *arrière* étaient les mouvements requérant les plus grandes amplitudes de mouvement en flexion/extension du rachis lombaire. Il s'agissait également des mouvements exigeant les hyperextensions les plus prononcées, en particulier la *souplesse avant*. Par ailleurs, la *boucle* demandait une forte extension du rachis lombaire mais sans requérir une grande amplitude en flexion/extension.

Bien que le *saut enjambé* requérait significativement moins d'extension du rachis lombaire que les trois autres mouvements analysés, c'était le seul des trois mouvements engendrant de réels impacts au sol. En particulier, la réception conduisait à des impacts de l'ordre de cinq fois le poids du corps, associés à un rachis en position d'extension pour la majorité des gymnastes. Cette réception était donc susceptible, si la gymnaste ne fléchissait pas suffisamment son rachis lors de la redescente du *saut enjambé* en amont de la réception, d'engendrer des contraintes de cisaillement importantes au niveau du rachis lombaire.

Plus exigeants que les mouvements de GAM et de GAF en termes d'extension du rachis lombaire, les mouvements de GR engendraient en revanche moins d'impacts. Néanmoins, le *saut enjambé* conduisait à deux impacts lors de l'impulsion et de la réception qui ont été analysés. Par ailleurs, les *souplesse arrière* et *avant* ont été réalisées à la fois par les GAF et par les GR. Il était intéressant de regarder les amplitudes d'extension nécessaire à chacune de ces deux populations pour réaliser ces mouvements. Alors que les GR atteignaient des pics d'extension de $51^\circ \pm 18^\circ$ et de $44^\circ \pm 28^\circ$ en moyenne pour la *souplesse avant* et *arrière* respectivement, la GAF qui est allée la plus loin en extension atteignait 37° pour la *souplesse avant* et 34° pour la *souplesse arrière*. Il semble donc qu'il puisse y avoir plusieurs techniques de réalisation d'un même mouvement, exigeant plus ou moins d'hyperextension du rachis lombaire. Cette considération rejoint les éléments discutés lors d'une communication orale réalisée à l'occasion du congrès de la Société de Biomécanique en 2020 [172] (Annexe D.2.1, page 415). Ces résultats soulignent donc l'importance de l'apprentissage et le rôle crucial que les entraîneurs ont à

jouer pour que les mouvements de gymnastique soient réalisés de la manière la plus respectueuse possible vis-à-vis du rachis lombaire.

6.2 Effets de la gym+ sur le complexe spino-pelvien au cours des mouvements

Populations

L'ensemble des sujets inclus dans les analyses de la section précédente (section 6.1) n'a pas pu être inclus dans la précédente étude car certains d'entre eux n'ont pas réalisé l'entièreté du programme gym+ et/ou l'évaluation post-programme. Les populations considérées pour la présente analyse sont décrites dans le tableau 6.5.

Population	Nombre de sujets	Sexe	Age moyen (années)	Taille moyenne (m)	Poids moyen (kg)
Loisirs	22	14 femmes (F) 7 hommes (H)	F : 33 (22-61) H : 36 (24-59)	F : 1,61 (1,54-1,75) H : 1,71 (1,64-1,77)	F : 65 (41-139) H : 77 (55-101)
GAM	7	7 hommes	14 (12-21)	1,53 (1,40-1,73)	51 (38-80)
GAF	5	5 femmes	16 (13-18)	1,54 (1,48-1,61)	55 (45-64)
GR	6	6 femmes	16 (14-18)	1,61 (1,52-1,71)	57 (48-62)

TABLEAU 6.5 – Tableau descriptif des sujets issus de la population de loisir, de GAM, de GAF et de GR et inclus pour les analyses du mouvement pré-programme *versus* post-programme.

Résultats : Analyse cinématique

Cette partie présente les résultats concernant les éventuelles évolutions des valeurs des pics d'extension et de flexion et des amplitudes de mouvement en flexion/extension entre l'évaluation pré-programme et post-programme.

Concernant les loisirs, une amplitude de flexion-extension de 149° lors de la tâche « déposer un objet au sol » était obtenue pour un sujet lors de l'évaluation finale. Cette valeur aberrante révélait une erreur de cinématique, en lien avec les mouvements de tissus mous particulièrement importants dans le cas de ce sujet (IMC : 46). Les résultats de ce sujet pour la tâche « déposer un objet au sol » ont donc été exclus des analyses.

Aucune différence significative n'a été obtenue en termes d'amplitude de flexion/extension sur

les tâches « se lever » et « déposer un objet au sol ». Cependant, l'observation des résultats individuels montrait que la majorité des sujets voyaient leur amplitude en flexion/extension diminuer entre l'évaluation initiale et finale, en particulier sur la tâche « se lever » (Fig. 6.21). En effet, 71% des sujets voyaient leur amplitude en flexion-extension diminuer entre l'évaluation pré-programme et post-programme lors de la tâche « se lever ».

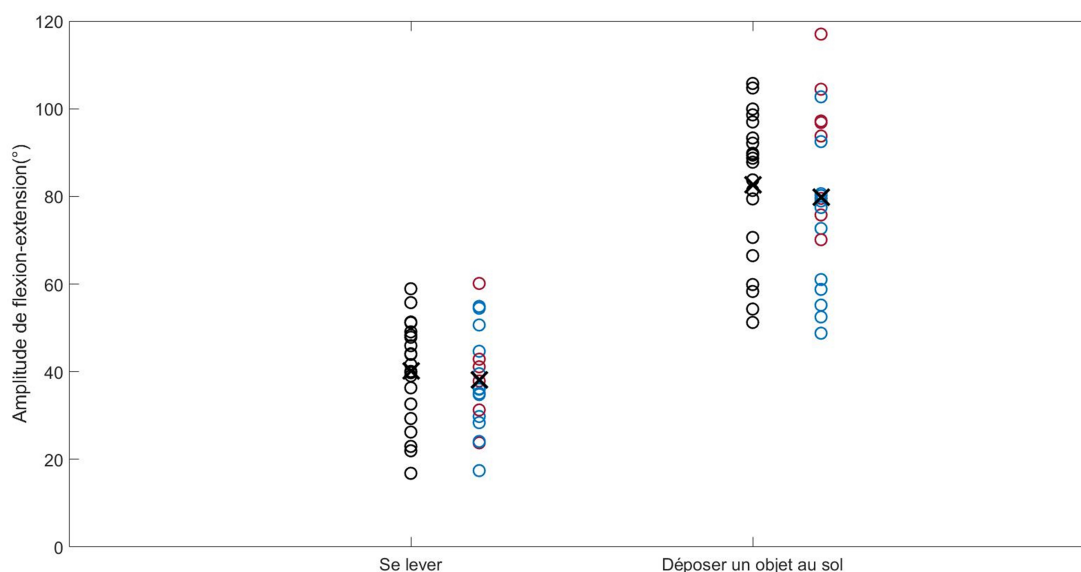


FIGURE 6.21 – Illustration de l'amplitude de flexion-extension ou d'extension-flexion en fonction des tâches, permettant de visualiser l'évolution de l'angle entre l'évaluation pré-programme (colonne de cercles noirs) et post-programme (colonne de cercles rouges et bleus). Les cercles indiquent les valeurs individuelles et les croix noires les valeurs moyennes pour les différentes consignes. Un cercle est rouge (resp. bleu) si la valeur pour un individu donné a augmenté (resp. diminué) par rapport à l'observation pré-programme.

Concernant les populations de gymnastes, de même que pour l'évaluation pré-programme, certains athlètes n'ont pas pu réaliser tous les mouvements pour une question de niveau, de blessures ou de douleurs. Ainsi, un GAM n'a pas pu faire de *salto arrière* et le même GAM qu'à l'évaluation pré-programme n'a pas pu faire de *salto avant*. Par ailleurs, en raison d'une blessure une GAF n'a pu réaliser que les *souplesse avant* et *arrière* et une autre GAF n'a pas pu réaliser de *souplesse avant*. Aucune évolution significative des paramètres cinématiques analysés n'a été observée à l'exception de l'amplitude de flexion/extension du rachis lombaire lors du *salto avant* qui a significativement diminué de 17% en moyenne chez les GAM (Fig. 6.22, Fig. 6.23, Fig. 6.24).

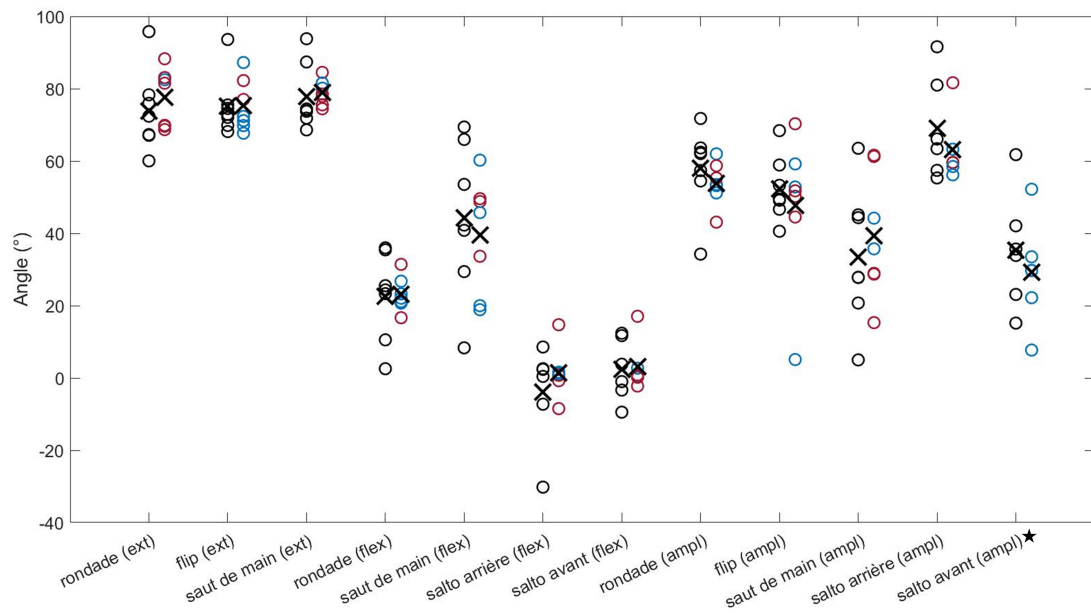


FIGURE 6.22 – Illustration des pics d’extension (ext), des pics de flexion (flex) et des amplitudes en flexion/extension (ampl) lors des mouvements de GAM, permettant de visualiser l’évolution des paramètres entre l’évaluation pré-programme (colonne de cercles noirs) et post-programme (colonne de cercles rouges et bleus). Les cercles indiquent les valeurs individuelles et les croix noires les valeurs moyennes pour les différentes consignes. Un cercle est rouge (resp. bleu) si la valeur pour un individu donné a augmenté (resp. diminué) par rapport à l’observation pré-programme. Les étoiles indiquent les différences significatives.

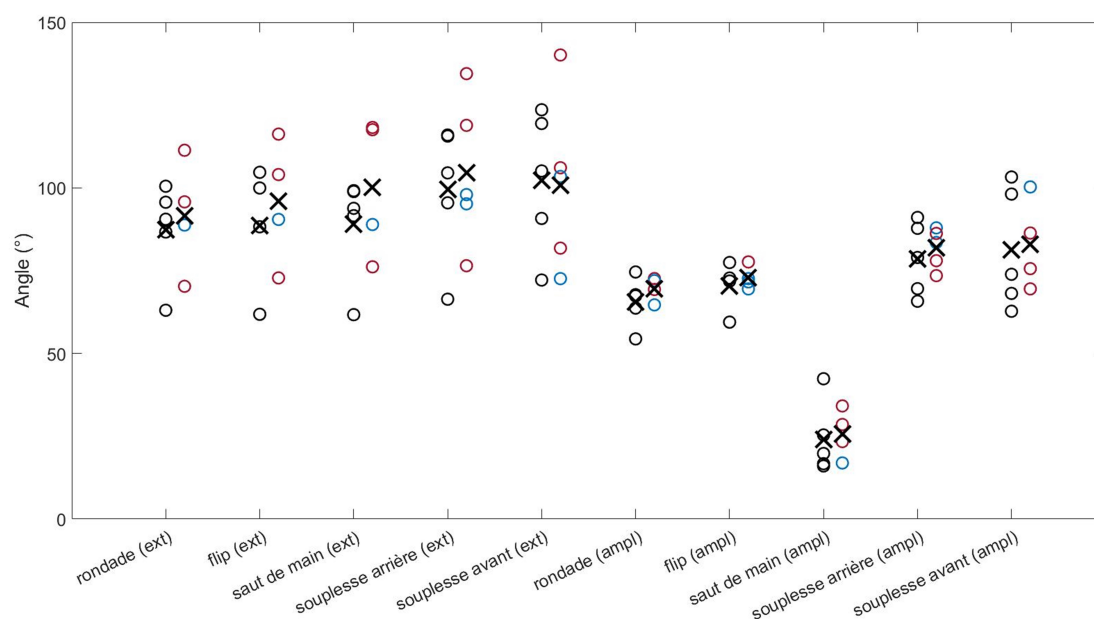


FIGURE 6.23 – Illustration des pics d’extension (ext), des pics de flexion (flex) et des amplitudes en flexion/extension (ampl) lors des mouvements de GAF, permettant de visualiser l’évolution des paramètres entre l’évaluation pré-programme (colonne de cercles noirs) et post-programme (colonne de cercles rouges et bleus). Les cercles indiquent les valeurs individuelles et les croix noires les valeurs moyennes pour les différentes consignes. Un cercle est rouge (resp. bleu) si la valeur pour un individu donné a augmenté (resp. diminué) par rapport à l’observation pré-programme.

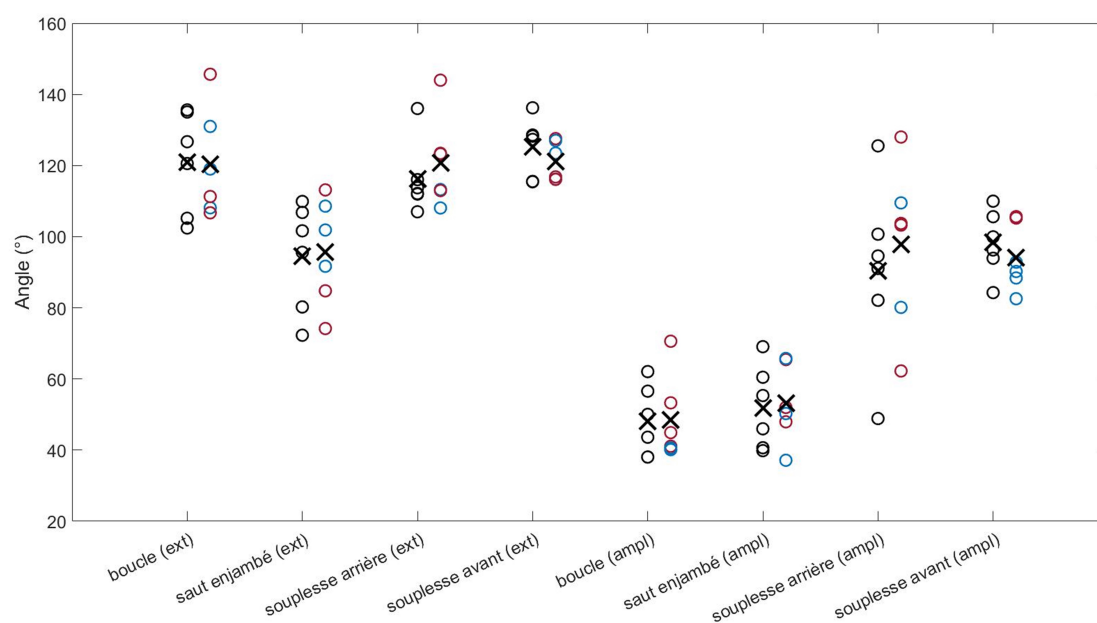


FIGURE 6.24 – Illustration des pics d’extension (ext), des pics de flexion (flex) et des amplitudes en flexion/extension (ampl) lors des mouvements de GR, permettant de visualiser l’évolution des paramètres entre l’évaluation pré-programme (colonne de cercles noirs) et post-programme (colonne de cercles rouges et bleus). Les cercles indiquent les valeurs individuelles et les croix noires les valeurs moyennes pour les différentes consignes. Un cercle est rouge (resp. bleu) si la valeur pour un individu donné a augmenté (resp. diminué) par rapport à l’observation pré-programme.

Résultats : Analyse des impacts

Cette partie présente les résultats concernant les éventuelles évolutions de la résultante des forces de réaction au sol lors des impacts analysés entre l'évaluation pré-programme et post-programme.

Lors de l'évaluation post-programme, au-delà des mouvements n'ayant pas pu être réalisés par les gymnastes et mentionnés précédemment, certaines acquisitions n'ont pas été réalisées, entraînant des données manquantes pour l'analyse des impacts. Il s'agissait des données d'impact sur les mains lors de la *rondade flip* d'un GAM et sur les pieds lors de la réception de la *rondade* d'une GAF.

Aucune différence significative n'a pu être observée au niveau des forces de réaction au sol entre l'évaluation pré-programme et post-programme que ce soit chez les GAM, les GAF ou les GR (Fig. 6.25, Fig. 6.26, Fig. 6.27). Il apparaît cependant que les forces de réaction au sol lors de la réception du *saut de main* de deux GAF ont largement diminué. En effet, ces deux gymnastes ont réalisé ce mouvement avec une technique différente lors de l'évaluation post-programme, à savoir sans prise d'élan, ce qui conduisait à une réception plus douce.

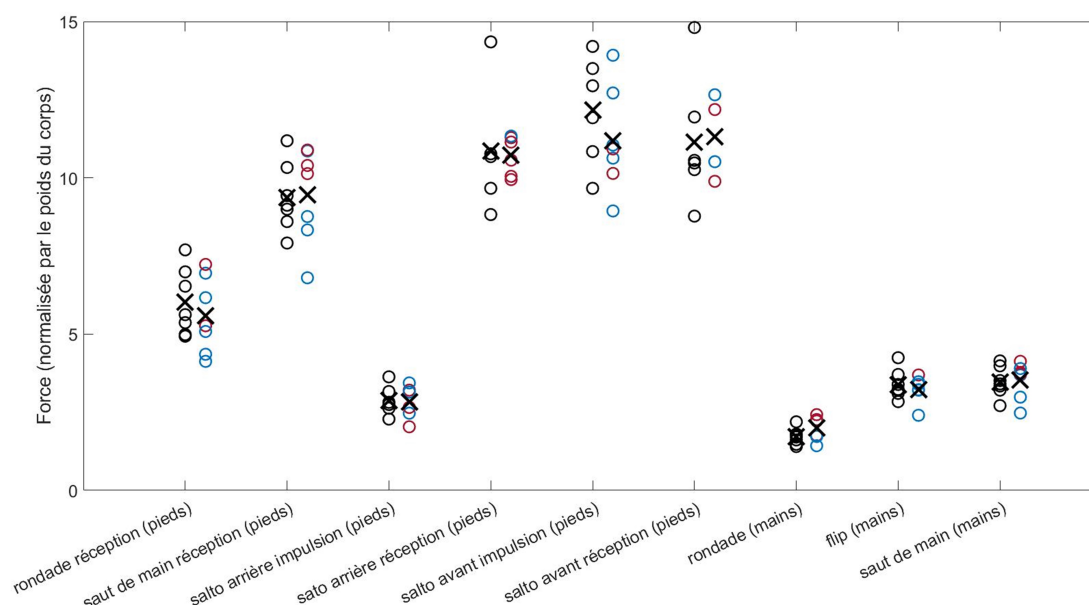


FIGURE 6.25 – Illustration des forces de réaction au sol résultantes maximales lors d'impacts au cours de mouvements de GAM, permettant de visualiser l'évolution des forces entre l'évaluation pré-programme (colonne de cercles noirs) et post-programme (colonne de cercles rouges et bleus). Les cercles indiquent les valeurs individuelles et les croix noires les valeurs moyennes pour les différentes consignes. Un cercle est rouge (resp. bleu) si la valeur pour un individu donné a augmenté (resp. diminué) par rapport à l'observation pré-programme.

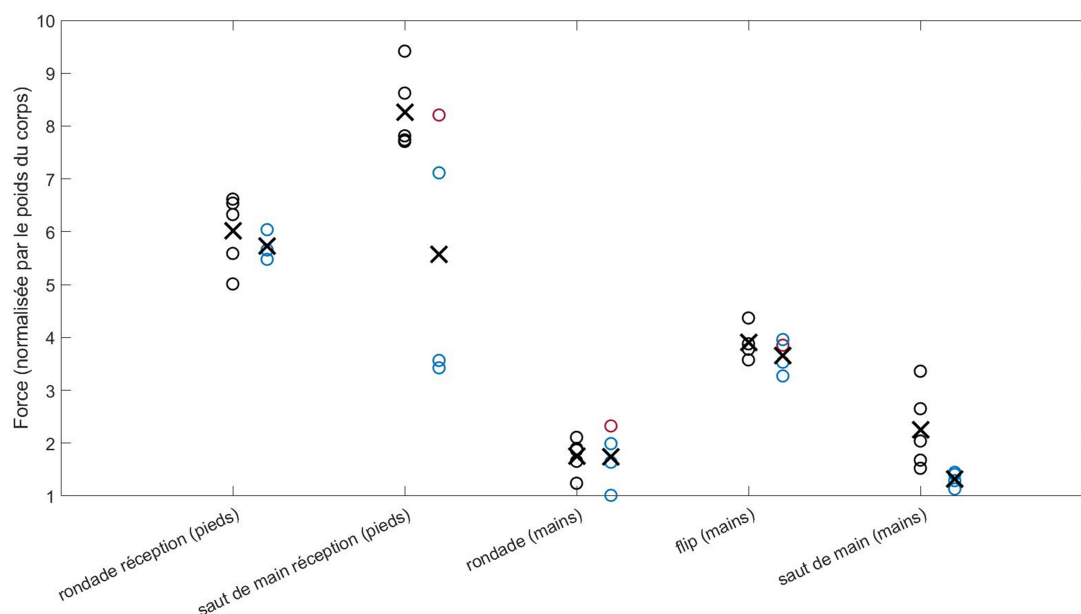


FIGURE 6.26 – Illustration des forces de réaction au sol résultantes maximales lors d’impacts au cours de mouvements de GAF, permettant de visualiser l’évolution des forces entre l’évaluation pré-programme (colonne de cercles noirs) et post-programme (colonne de cercles rouges et bleus). Les cercles indiquent les valeurs individuelles et les croix noires les valeurs moyennes pour les différentes consignes. Un cercle est rouge (resp. bleu) si la valeur pour un individu donné a augmenté (resp. diminué) par rapport à l’observation pré-programme.

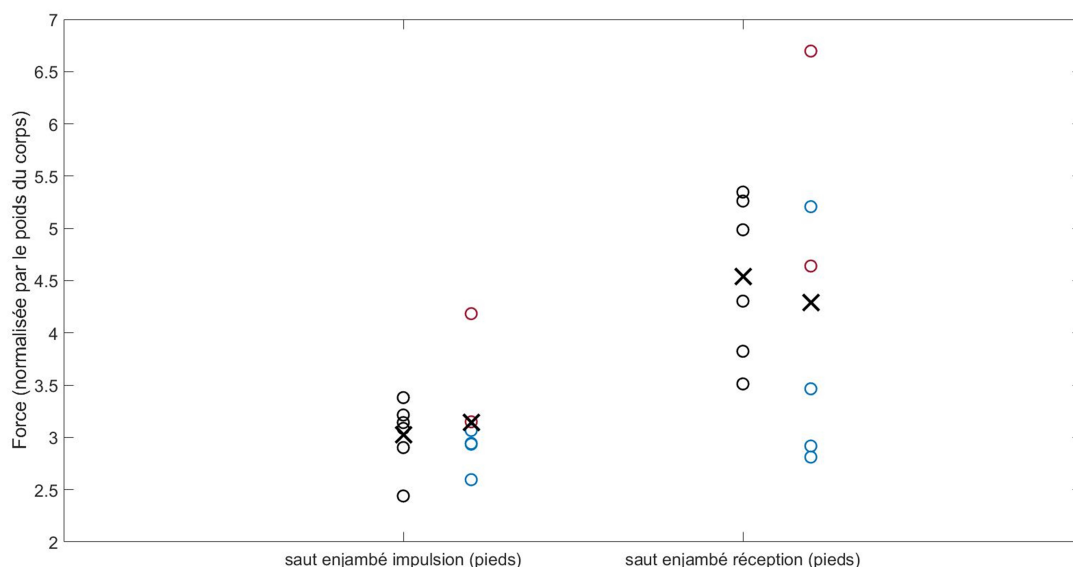


FIGURE 6.27 – Illustration des forces de réaction au sol résultantes maximales lors d’impacts au cours de mouvements de GR, permettant de visualiser l’évolution des forces entre l’évaluation pré-programme (colonne de cercles noirs) et post-programme (colonne de cercles rouges et bleus). Les cercles indiquent les valeurs individuelles et les croix noires les valeurs moyennes pour les différentes consignes. Un cercle est rouge (resp. bleu) si la valeur pour un individu donné a augmenté (resp. diminué) par rapport à l’observation pré-programme.

Aucune différence significative n’a été constatée entre l’évaluation pré-programme et post-programme concernant la courbure du rachis lombaire aux instants des forces d’impacts maximales que ce soit chez les GAM, les GAF ou les GR (Fig. 6.28, Fig. 6.29, Fig. 6.30).

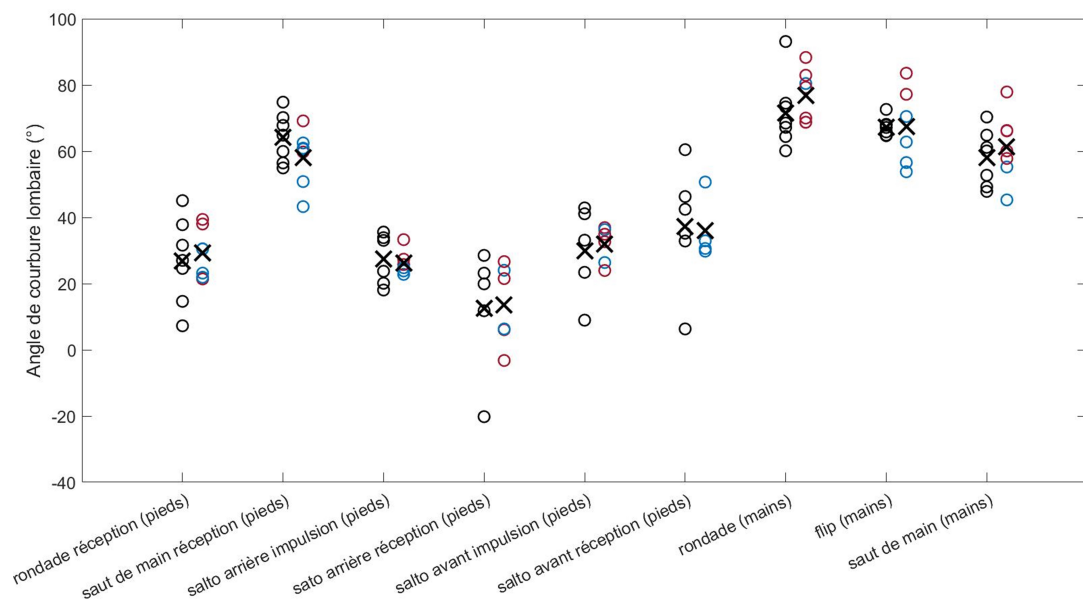


FIGURE 6.28 – Illustration des angles de courbure du rachis lombaire aux instants des forces d’impacts maximales au cours de mouvements de GAM, permettant de visualiser l’évolution des forces entre l’évaluation pré-programme (colonne de cercles noirs) et post-programme (colonne de cercles rouges et bleus). Les cercles indiquent les valeurs individuelles et les croix noires les moyennes pour les différentes consignes. Un cercle est rouge (resp. bleu) si la valeur pour un individu donné a augmenté (resp. diminué) par rapport à l’observation pré-programme.

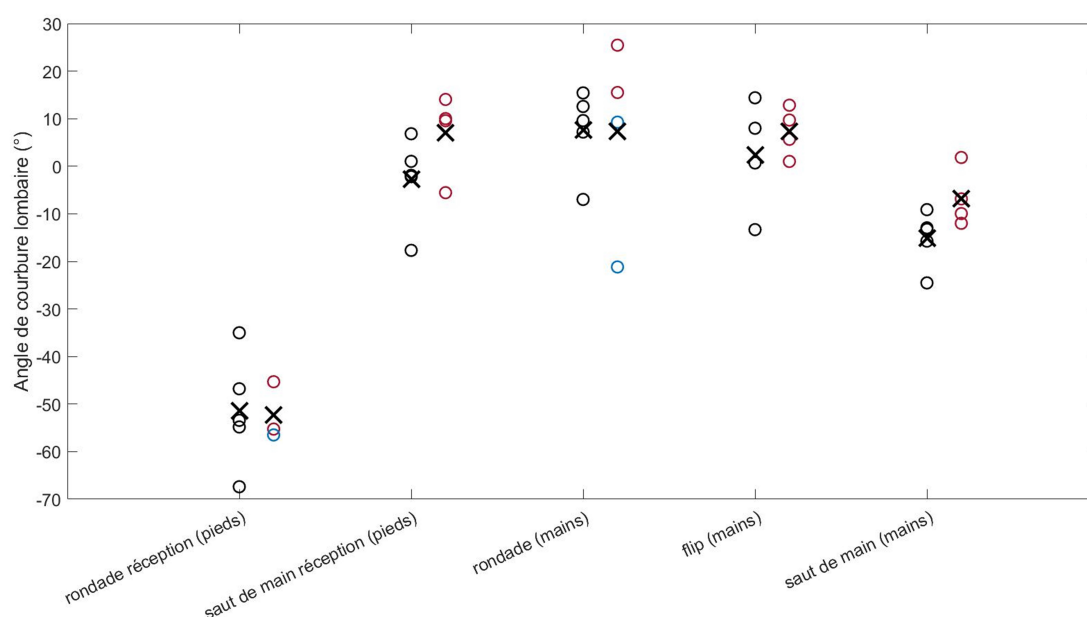


FIGURE 6.29 – Illustration des angles de courbure du rachis lombaire aux instants des forces d’impacts maximales au cours de mouvements de GAF, permettant de visualiser l’évolution des forces entre l’évaluation pré-programme (colonne de cercles noirs) et post-programme (colonne de cercles rouges et bleus). Les cercles indiquent les valeurs individuelles et les croix noires les moyennes pour les différentes consignes. Un cercle est rouge (resp. bleu) si la valeur pour un individu donné a augmenté (resp. diminué) par rapport à l’observation pré-programme.

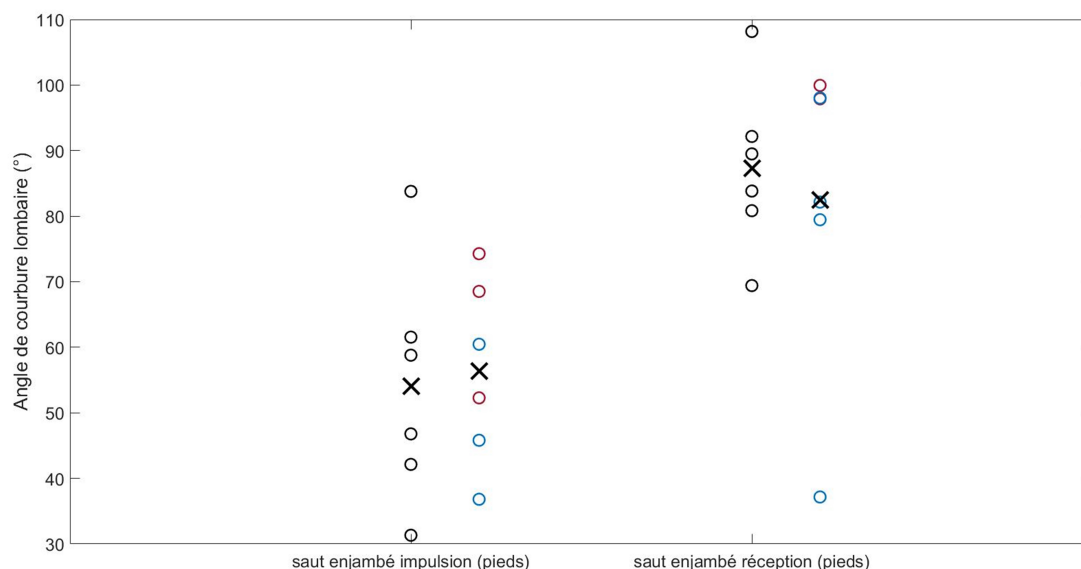


FIGURE 6.30 – Illustration des angles de courbure du rachis lombaire aux instants des forces d’impacts maximales au cours de mouvements de GR, permettant de visualiser l’évolution des forces entre l’évaluation pré-programme (colonne de cercles noirs) et post-programme (colonne de cercles rouges et bleus). Les cercles indiquent les valeurs individuelles et les croix noires les moyennes pour les différentes consignes. Un cercle est rouge/bleu (post-programme) si la valeur pour un individu donné et une consigne donnée a augmenté/diminué par rapport à l’observation pré-programme.

Discussion

Cette étude a permis d’examiner l’évolution entre l’évaluation pré-programme et post-programme des paramètres précédemment utilisés pour caractériser les mouvements du quotidien, de GAM, de GAF et de GR.

Concernant les mouvements du quotidien, bien qu’aucune évolution significative n’ait été constatée entre l’évaluation pré-programme et post-programme en termes d’amplitude de mouvement en flexion/extension, il est à noter que 71% des sujets réalisaient un mouvement de flexion-extension de moins grande amplitude pour se lever post-programme. Par ailleurs, sur les six sujets voyant au contraire leur amplitude de mouvement augmenter entre l’évaluation pré-programme et post-programme, cinq d’entre eux voyaient également leur amplitude augmenter sur la tâche « déposer un objet au sol ». Il était alors légitime de se demander pourquoi ces sujets ont un comportement différent des autres sujets loisirs. Cette discussion est abordée dans la discussion générale de cette thèse (chapitre 8).

Concernant les gymnastes, aucune évolution significative des paramètres cinématiques (GAM, GAF et GR), des forces de réactions au sol (GAM et GAF) ou des courbures lombaires lors des impacts (GAM et GAF) n'a été constaté à l'exception d'une diminution d'amplitude lors du *salto avant* chez les GAM en lien avec une diminution du pic de flexion (non significative) et une réception avec un rachis légèrement plus fléchi (non significatif). Cependant, cet unique paramètre significatif n'est pas suffisant pour conclure quant à un impact de la gym+ sur la cinématique du rachis lombaire lors de mouvements gymniques.

Bien qu'ayant permis de comparer un certain nombre de paramètres cinématiques et dynamiques entre l'évaluation pré-programme et post-programme, cette étude n'était pas dénuée de limites intrinsèques qui pourraient expliquer les résultats non probants. Concernant, l'étude des mouvements gymniques, une limite majeure réside dans le fait qu'un seul essai de chaque mouvement ait été comparé entre l'évaluation pré-programme et post-programme. En effet, il est légitime de se demander si, comme dans le cas des loisirs, cinq essais avaient été analysés, davantage d'évolutions auraient été constatées. D'autres limites et interrogations, concernant la méthode et le protocole de recherche de manière générale, sont discutées dans le chapitre 8.

À RETENIR

Des mouvements du quotidien et spécifiques de GAM, de GAF et de GR ont été caractérisés en termes :

- d'**amplitude de flexion/extension** du rachis lombaire.
- de **pics d'extension** et de **flexion** du rachis lombaire.
- d'**impacts** (forces des impacts et courbure du rachis lombaire aux instants d'impact).

La caractérisation de ces mouvements a permis d'identifier les mouvements et les phases des mouvements augmentant le plus les contraintes mécaniques au niveau du rachis lombaire.

La comparaison **pré-programme versus post-programme** de ces paramètres cinématiques et dynamiques a montré que :

- 71% des sujets loisirs réalisaient un mouvement de flexion-extension de moindre amplitude pour se lever d'un tabouret post-programme.
- Les méthodes d'évaluations ne permettaient pas à ce jour de mettre en évidence des changements à l'issue du programme chez les gymnastes.

Chapitre 7

Analyse des réponses aux auto-questionnaires

Contenu

6.1	Caractérisation cinématique et dynamique des mouvements	174
6.1.1	Mouvements de la vie courante	174
6.1.2	Mouvements de Gymnastique Artistique Masculine	177
6.1.3	Mouvements de Gymnastique Artistique Féminine	186
6.1.4	Mouvements de Gymnastique Rythmique	194
6.2	Effets de la gym+ sur le complexe spino-pelvien au cours des mouvements	201

L'étude présentée dans ce chapitre visait à identifier les sujets lombalgiques et à évaluer l'effet de 15 semaines d'entraînement gym+ sur les douleurs lombaires de ces sujets. La première section s'intéresse à la population générale (section 7.1) et la seconde aux gymnastes compétiteurs (section 7.2).

7.1 Cas de la population générale

Population

La population loisir considérée est la même que pour l'analyse des examens cliniques pré-programme *versus* post-programme (tableau 4.2).

Résultats

Deux sujets ont été exclus des analyses, pour des raisons qui sont développées dans la discussion. Ainsi, un total de 22 sujets a été considéré. Les réponses aux questions qui ont été étudiées sont reportées dans le tableau 7.1.

	Questions	Nombre de sujets
Pré-programme	Avez-vous eu au cours des 12 derniers mois des problèmes (courbatures, douleurs, gênes, engourdissements) au niveau du bas du dos ? (<i>question 1</i>)	13
	Avez-vous eu au cours des 7 derniers jours des problèmes (courbatures, douleurs, gênes, engourdissements) au niveau du bas du dos ? (<i>question 2</i>)	12
Post-programme	J'ai moins mal au dos lorsque je maintiens une position debout prolongée (<i>question 3</i>)	7
	J'ai moins mal au dos lorsque je maintiens une position assise prolongée (<i>question 4</i>)	6
	J'ai moins mal au dos lorsque je marche (<i>question 5</i>)	6
	J'ai moins mal au dos lorsque je pratique une activité physique (<i>question 6</i>)	9

TABLEAU 7.1 – Tableau récapitulatif des réponses aux questions 1 à 5 pour un total de 22 sujets.

La proportion de sujets considérés lombalgiques était de 54%. Pour rappel, un sujet était considéré lombalgique s'il déclarait pré-programme des douleurs au niveau du rachis lombaire dans les 12 derniers mois et dans les 7 derniers jours. L'âge moyen des sujets considérés lombalgiques était de 40 ans contre 34 ans pour les sujets considérés non lombalgiques. Parmi les 12 femmes incluses dans l'analyse, 50% étaient considérées lombalgiques, tandis que 60% des 10 hommes étaient considérés lombalgiques.

Parmi les sujets considérés lombalgiques, 92% (ce qui représente 11 sujets) affirmaient que les quinze semaines de pratique de la gym+ avaient permis une diminution des douleurs lombaires lors du maintien d'une position debout ou assise prolongée ou encore lors de la marche ou de la pratique d'une activité physique. Une amélioration des symptômes lors d'une activité physique était mentionnée par 9 sujets sur les 11 considérés lombalgiques mais seuls 7 sujets voyaient une amélioration en position debout prolongée, 6 en position assise prolongée et 6 lors de la marche.

Il est à noter que trois sujets déclaraient pré-programme avoir des douleurs au niveau du « haut du dos » mais pas au niveau du « bas du dos ». Ces mêmes sujets déclaraient post-programme que la pratique de la gym+ avait permis une diminution des douleurs lors du maintien d'une position debout ou assise ou encore lors de la marche ou de la pratique d'une activité physique.

Discussion

Certains sujets loisirs n'ont pas répondu de manière cohérente aux auto-questionnaires, ce qui soulignait les limites de cette méthode d'évaluation. En particulier, sur la base des questions 1 et 2 issues du questionnaire « nordique », quatre sujets disaient post-programme ne pas avoir connu de douleurs lombaires dans les 12 derniers mois (et dans les 7 derniers jours), alors que pré-programme (soit 3 mois plus tôt environ) ces mêmes sujets déclaraient avoir été confrontés à des douleurs lombaires dans les 7 derniers jours (et dans les 12 derniers mois). Ces incohérences ont conduit à l'exclusion d'un sujet. Les trois autres n'ont pas été exclus car les réponses aux questions 3 à 6 étaient cohérentes et laissaient penser que ces sujets avaient simplement répondu de manière incohérente à la question 1 post-programme (présence de douleurs dans les 12 derniers mois) et que leurs symptômes s'étaient améliorés. A l'inverse, un sujet ne déclarait pas de douleurs lombaires pré-programme mais disait post-programme avoir eu des douleurs lombaires dans les 12 derniers mois et indiquait que la gym+ avait permis une nette amélioration des symptômes (note de 5 pour les questions 3 à 6). Ce sujet a également été exclu des analyses.

Les questions investiguant l'amélioration des symptômes ne distinguaient pas les douleurs lombaires (douleurs au niveau du « bas du dos ») des douleurs au niveau du « haut du dos ». Or, certains sujets considérés lombalgiques déclaraient également des douleurs au niveau du « haut du dos » pré-programme. Il n'était donc pas possible de dire si l'amélioration des symptômes était relative au « haut » ou au « bas du dos ». Les questions pourraient être reformulées pour distinguer le haut et le

bas du dos, cependant cela complexifierait et rallongerait le questionnaire, ce qui pourrait nuire à la qualité des réponses obtenues.

Malgré ces limites, il semble que la pratique de la gym+ ait permis d'améliorer la situation des sujets ayant pris part aux expérimentations vis-à-vis de la lombalgie. Il semble également que la pratique de la gym+ permettait de diminuer les douleurs ressenties au niveau du « haut du dos ».

7.2 Cas des gymnastes compétiteurs

Population

Les gymnastes considérés pour cette étude sont les même que pour l'analyse des examens cliniques pré-programme *versus* post-programme (tableau 4.2).

Résultats

Un sujet a été exclu des analyses, pour des raisons qui sont développées dans la discussion. Ainsi, un total de 6 GAM, 4 GAF et 6 GR a été considéré. Les réponses aux questions d'intérêts sont reportées dans le tableau 7.2. Il est à noter que les réponses à l'auto-questionnaire de deux GAM n'ont pas pu être récupérées.

	Questions	GAM	GAF	GR
Pré-programme	Avez-vous ressenti des symptômes (douleur, élanement, gêne, inconfort) au bas du dos au courant des 6 derniers mois? (<i>question 1</i>)	4	4	6
	Questionnaire de Dallas complété	5	4	6
Post-programme	J'ai moins mal au dos dans la vie de tous les jours (<i>question 2</i>)	0	1	3
	Certains mouvements de gymnastique me font moins mal au dos (<i>question 3</i>)	1	1	2

TABLEAU 7.2 – Tableau récapitulatif des réponses aux questions 1 à 3 pour un total de 16 gymnastes (6 GAM, 4 GAF et 6 GR).

La proportion de gymnastes considérés lombalgiques était de 94%, ce qui correspondait à 100% des GAF et des GR et 83% des GAM. Parmi ces gymnastes souffrant de douleurs lombaires, 40% voyaient leurs symptômes diminuer à l'issue du programme lors de la pratique gymnique ou lors de mouvements du quotidien et deux gymnastes (une GAF et une GR) constataient une diminution des douleurs lors de la pratique gymnique et au quotidien. Ainsi, 27% (ce qui représente quatre gymnastes)

déclaraient ressentir des améliorations de leurs symptômes uniquement lors de la pratique gymnique et 27% déclaraient constater des améliorations uniquement au quotidien.

Discussion

Deux gymnastes n'ont pas répondu de manière cohérente à l'auto-questionnaire. Un GAM déclarait des douleurs lombaires lors de l'évaluation initiale et indiquait que ces douleurs impactaient son entraînement, cependant, il n'a pas répondu aux questions concernant l'évolution de ses symptômes lors de l'évaluation final. Ce sujet a donc été exclu des analyses. Une GR a déclaré pré-programme ressentir des douleurs lombaires, en particulier lors d'hyperextensions, mais elle a indiqué post-programme, *via* le questionnaire musculo-squelettique, ne pas avoir ressenti de douleurs lombaires au cours des 6 derniers mois. Cette GR a par ailleurs indiqué que la pratique de la gym+ permettait une évolution de ses symptômes, elle a donc bien été considérée comme lombalgique.

Les résultats indiquaient que 40% des gymnastes qui déclaraient des douleurs lombaires pré-programme voyaient leurs symptômes diminuer lors de la pratique gymnique ou lors de mouvements du quotidien à l'issue du programme gym+. Il est intéressant de voir que la gym+ semblait avoir moins d'impact sur les douleurs lombaires chez les gymnastes que chez les loisirs, potentiellement en lien avec l'origine des douleurs. En effet, au regard des observations du rachis lombaire des participants sur les radiographies EOS par un médecin et en lien avec la pratique sportive des gymnastes, il semble que les douleurs des gymnastes pouvaient être davantage liées à des pathologies du rachis lombaire tandis qu'il pouvait s'agir plus couramment de lombalgie commune chez les loisirs. Il est aussi possible que 15 semaines de pratique ne soient pas suffisantes pour permettre une diminution des symptômes dans le cas des gymnastes qui poursuivent en parallèle leurs entraînements gymniques. Ce dernier point est discuté dans le chapitre 9.

À RETENIR

Les réponses aux auto-questionnaires des **sujets loisirs** ont montré que :

- **54%** des sujets loisirs étaient considérés **lombalgiques**.
- **92%** de ces sujets voyaient une **amélioration** de leurs symptômes **post-programme** (lors du maintien d'une position debout ou assise prolongée, ou encore lors de la marche ou de la pratique d'une activité physique).

Les réponses aux auto-questionnaires des **gymnastes compétiteurs** ont montré que :

- **94%** des gymnastes étaient considérés **lombalgiques**.
- **40%** de ces gymnastes voyaient une **amélioration** de leurs symptômes **post-programme** (lors de la pratique gymnique ou lors de mouvements du quotidien).

Quatrième partie

Discussion

Chapitre 8

Effet de la gym+ sur le complexe spino-pelvien vis-à-vis de la lombalgie

Contenu

7.1	Cas de la population générale	216
7.2	Cas des gymnastes compétiteurs	218

L'objectif de ce chapitre était d'une part de discuter de la variabilité du niveau de réponse au programme gym+, c'est-à-dire d'investiguer pourquoi certains sujets semblaient mieux répondre au programme gym+ que d'autres ; et d'autre part de résumer et de questionner ce que l'ensemble des analyses précédemment menées ont mis en évidence concernant l'impact de la pratique gym+ sur le complexe spino-pelvien et la lombalgie. Les sections 8.1 et 8.2 s'intéressent respectivement à la population générale et aux gymnastes compétiteurs.

8.1 Cas de la population générale

8.1.1 Analyse croisée des résultats cliniques, stéréoradiographiques et cinématiques

Les sujets loisirs considérés pour mener cette analyse transversale étaient les mêmes que ceux inclus pour les analyses stéréoradiographiques pré-programme *versus* post-programme (tableau 5.8).

L'équilibre spino-pelvien initial des sujets a été caractérisé en se basant sur la classification de Roussouly (section 2.4). Il est à noter que les rachis de type 1 ou 2 (Pente Sacrée [PS] $< 35^\circ$) avaient une incidence pelvienne faible traduisant un bassin relativement vertical et laissant peu de possibilité de rétroversion tandis que les rachis de type 3 ($35^\circ < PS < 45^\circ$) et de type 4 ($PS > 45^\circ$) avaient une incidence pelvienne plus élevée, traduisant un bassin plus horizontal et laissant plus de possibilité de rétroversion [162].

Afin d'évaluer une éventuelle modification de la posture en position neutre à l'issue du programme, une diminution ou une augmentation de la lordose lombaire (de 6° ou plus) ou de la version pelvienne (de 3° ou plus) étaient identifiées. Les valeurs seuils de 6° et de 3° ont été choisies au regard de la précision des paramètres évalués avec EOS (cette précision est discutée dans le chapitre suivant, partie 9.1.2).

Concernant les analyses stéréoradiographiques, l'objectif était d'identifier les sujets qui, à l'issue de 15 semaines de pratique de la gym+, ne parvenaient pas à réaliser une extension axiale active du rachis lombaire. Les sujets pour qui la combinaison des trois consignes n'aboutissait pas à une rétroversion du bassin (augmentation de la version pelvienne) et à une diminution de la lordose lombaire par rapport à la position neutre étaient identifiés.

Concernant les analyses cinématiques, l'objectif était d'identifier les sujets qui ne voyaient pas leur amplitude de mouvement diminuer entre l'évaluation pré-programme et post-programme sur les tâches

8.1. Cas de la population générale

« se lever » et « déposer un objet au sol ». Ainsi les sujets qui voyaient leur amplitude de mouvement augmenter de plus de 10° (seuil choisi de manière arbitraire pour éviter des différences potentiellement dues aux incertitudes de mesure) étaient identifiés.

Enfin, afin d'investiguer un éventuel lien entre la manière dont les sujets répondaient au programme gym+ et la présence de douleurs lombaires, les résultats des auto-questionnaires étaient également reportés.

Ces critères d'analyse ont conduit au tableau 8.1 qui croise les résultats des analyses cliniques, stéréoradiographiques et cinématiques et qui permet une analyse transversale individuelle.

TABLEAU 8.1 – Tableau croisant les résultats des analyses cliniques, stéréoradiographiques et cinématiques. Certaines abréviations ont été utilisées. EI : Etat Initial, EF : Etat Final.

N° sujet	Type de rachis selon Roussouly	Analyses stéréo-radiographiques			Analyses cinématiques		présence lombalgie (EI)	amélioration douleurs (EI → EF)
		évolution LL (EI → EF)	évolution PS (EI → EF)	grandissement lombaire (EF)	augmentation amplitude "se lever" (EI → EF)	augmentation amplitude "déposer un objet au sol" (EI → EF)		
1	4		-6	oui	non	non	non	
2	4	-9	-8	oui	oui	oui	oui	oui
3	4	-8	-9	oui	non	non	oui	non
4	4		-12	non	oui	oui	non	
5	4		-7	oui	non	non	oui	oui
6	3			oui	non	non	oui	oui
7	3	-9		oui	non	non	exclu	
8	3			non	non	non	oui	oui
9	1	-7		non	non	non	exlu	
10	1		4	oui	non	non	non	
11	3		3	oui	oui	oui	oui	
12	3	-12	-6	oui	non	non	non	
13	2			non	non	oui	oui	oui

Le sujet 9 qui avait un rachis de type 1 ne parvenait pas post-programme à s'auto-grandir au niveau lombaire pour la consigne *grandi-peri-expi*, probablement en lien avec son incidence pelvienne relativement faible ($IP = 49^\circ$) qui laissait moins de possibilités de rétroversion. Similairement, le sujet 13 qui avait un rachis de type 2 (dos plat) ne parvenait pas à s'auto-grandir au niveau lombaire, très certainement en lien avec son absence de courbure au niveau lombaire (lordose lombaire de 3°) qui limitait les variations de courbure possibles.

Le sujet 8 parvenait à se grandir au niveau lombaire pour toutes les consignes étudiées sauf pour la consigne *grandi-peri-expi*. Quant au sujet 4, il ne parvenait à se grandir que pour la consigne *grandi*. La progression de ces sujets, évaluée par le coach gym+, montrait par ailleurs que sur les dernières séances de gym+ ils parvenaient à réaliser les exercices avec une posture correcte. L'observation de ces

deux cas peut laisser penser que certains sujets auraient du mal à appliquer simultanément plusieurs consignes.

Il est intéressant de remarquer que les sujets 4 et 13 qui voyaient leur amplitude de mouvement augmenter sur au moins l'un des deux mouvements étudiés, ne parvenaient pas à réaliser une extension axiale active du rachis lombaire, le premier en raison d'une difficulté à appliquer simultanément plusieurs consignes et le deuxième en raison d'un dos plat.

Aucune corrélation évidente n'est apparue entre la capacité d'un sujet à réaliser une extension axiale active du rachis lombaire, la diminution d'amplitude de mouvement à l'issue du programme et la présence de lombalgie, améliorée ou non par le programme.

Il serait particulièrement intéressant de réaliser cette analyse transversale avec davantage de sujets. Néanmoins ces premières réflexions montrent d'ores et déjà l'intérêt d'un protocole couplant une approche clinique et des analyses statiques et dynamiques.

8.1.2 Discussion

Quinze semaines de pratique de la gym+ ont permis aux sujets de la population générale de gagner en souplesse, en particulier au niveau des membres inférieurs et du tronc chez les hommes et au niveau des hanches chez les femmes. Au-delà de la mobilité du rachis, le programme gym+ permettait d'améliorer significativement l'endurance des muscles lombaires et des abdominaux. Or, l'amélioration de la souplesse et le renforcement de la sangle abdominale sont connus pour être des facteurs limitant les lombalgies (partie 1.1.3).

De plus, les sujets parvenaient davantage à réaliser une extension axiale active du rachis à l'issue du programme gym+, par le biais d'actions volontaires résultant de la mise en application des consignes de la gym+. Etant donné les mécanismes de l'extension axiale active du rachis lombaire (rétroversion du bassin et délordose) et les muscles profonds impliqués dans ces changements posturaux, il y a fort à penser que le renforcement musculaire permis par la gym+ ait rendu possible ces évolutions. Il semble donc qu'à l'issue du programme gym+, les participants étaient davantage en mesure de mobiliser leurs muscles profonds du bassin et de leur sangle abdominale que ce soit pour tenir plus longtemps sur le test de Sorensen inversé ou pour réaliser une extension axiale active du rachis lombaire.

Les résultats ont également souligné l'importance des consignes de la gym+ et en particulier

l'intérêt de combiner les trois consignes élémentaires de la gym+ (auto-grandissement, contraction du périnée et expiration forcée) pour accomplir les objectifs posturaux (rétroversion du bassin, diminution de la lordose lombaire, diminution de la cyphose thoracique) et ainsi mobiliser les muscles profonds stabilisateurs du rachis. Bien qu'il ait été montré qu'en position debout, statique, après 15 semaines de gym+ et en mettant simultanément en application les trois consignes de la gym+, les sujets loisirs étaient majoritairement capables d'atteindre ces objectifs posturaux, il est légitime de se demander dans quelle mesure ces évolutions se traduisaient par un système de stabilisation du rachis plus efficace dans la vie quotidienne. En particulier, lors de la réalisation de tâches du quotidien, les muscles de maintien étaient-ils davantage engagés en vue de réduire les amplitudes de mouvement et donc les contraintes mécaniques au niveau du rachis lombaire ? Les résultats ont montré que l'amplitude de flexion-extension lors de la tâche « se lever » diminuait pour 71% des sujets entre l'évaluation initiale et finale, mais aucune différence significative n'était observée que ce soit pour cette tâche ou pour la tâche « déposer un objet au sol ». Il faut bien noter qu'il n'était pas demandé aux sujets de mettre en application les consignes de la gym+ lors de la réalisation des tâches du quotidien évaluées. Les sujets étaient susceptibles d'y penser mais l'objectif était véritablement d'évaluer si l'entraînement postural et musculaire gym+ se traduisait par la réalisation d'un mouvement plus contrôlé sur des tâches du quotidien, témoignant d'un système de stabilisation du rachis plus efficace. Ainsi les résultats étaient dépendants du niveau d'assimilation du programme gym+ par les sujets et il est légitime de se demander si 15 semaines étaient suffisantes pour observer des résultats significatifs lors de mouvements du quotidien, différents des mouvements pratiqués lors des entraînements gym+.

Enfin, la partie précédente (partie 8.1.1) a permis de souligner l'importance de regarder les résultats au niveau individuel étant donné l'impact différent que peut avoir la pratique de la gym+ sur le complexe spino-pelvien en fonction de l'équilibre sagittal initial des sujets. Cette réflexion fait écho aux pratiques cliniques actuelles, si un patient a de fortes courbures rachidiennes, l'objectif est de lui permettre de contrôler activement ses amplitudes de mouvement au niveau du rachis lombaire pour limiter les amplitudes extrêmes. Mais dans le cas d'un patient présentant un dos plat, un renforcement des muscles stabilisateurs du rachis lombaire est recherché en vue de limiter les contraintes mécaniques dans un secteur angulaire moins large.

Cependant, la question du transfert des objectifs posturaux de la gym+, en particulier de la rétroversion du bassin et de la diminution de la lordose lombaire, aux postures et aux mouvements

du quotidien se pose. Au sujet hyperlordosé, il semble logique de conseiller d'appliquer les consignes de la gym+ lors de postures et de mouvements du quotidien en vue d'améliorer le maintien de son rachis et par ailleurs de limiter sa lordose lombaire. Mais chez le sujet présentant un dos plat, afin que l'adoption des postures acquises en gym+ et permettant au sujet de mieux stabiliser son rachis, ne conduisent pas à un dos encore plus plat, une restauration d'amplitudes articulaires plus importantes semble nécessaire. Des études complémentaires pourraient être réalisées pour déterminer si la pratique de la gym+ participe à la restauration des amplitudes articulaires *via* le travail engagé en termes de mobilité du bassin en particulier.

8.2 Cas des gymnastes compétiteurs

8.2.1 Analyse croisée des résultats cliniques et stéréoradiographiques

Pour mener cette analyse transversale, les gymnastes inclus étaient les mêmes que ceux inclus pour les analyses stéréoradiographiques pré-programme *versus* post-programme (tableau 5.8).

De même que pour les sujets loisirs (section 8.1), l'équilibre spino-pelvien initial des sujets a été caractérisé en se basant sur la classification de Roussouly (section 2.4).

Concernant les analyses stéréoradiographiques, le même critère que pour les participants loisirs a été utilisé : l'obtention d'un auto-grandissement lombaire, d'une rétroversion du bassin et d'une délordose sur la consigne *grandi-peri expi* lors de l'évaluation finale.

Les résultats des analyses cinématiques pré-programme *versus* post-programme n'étant pas probants dans le cas des mouvements gymniques, ils n'ont pas été pris en compte dans cette analyse transversale.

Les résultats des auto-questionnaires étaient également reportés.

Ces critères d'analyse ont conduit au tableau 8.2 qui croise les résultats des analyses cliniques et stéréoradiographiques et qui permet une analyse transversale individuelle.

La consigne *grandi-peri-expi* permettait à l'issue du programme gym+, à toutes les GR de réaliser une extension axiale active du rachis lombaire. Il semble donc que, de par leur pratique sportive, les GR étaient davantage en mesure de réaliser une extension axiale active du rachis lombaire que les GAM et les GAF. Ce résultat suggère que le type de pratique sportive pourrait jouer un rôle sur le

8.2. Cas des gymnastes compétiteurs

TABLEAU 8.2 – Tableau croisant les résultats des analyses cliniques et stéréoradiographiques. Certaines abréviations ont été utilisées. EI : Etat Initial, EF : Etat Final.

	N° sujet	Type de rachis selon Roussouly	Analyses stéréo-radiographiques			présence lombalgie (EI)	Améliorations douleurs (EI -> EF)	
			évolution LL (EI -> EF)	évolution PS (EI -> EF)	grandissement lombaire (EF)		gym	quotidien
GAM	1	4		-16	oui	oui	non	non
	2	4	7		oui	oui	oui	non
	3	4		-5	oui	non		
	4	1		5	non	oui	~	~
	5	1			oui	oui	~	~
	6	1		7	non	oui	non	non
GAF	8	4	15	4	oui	oui	non	non
	9	1		-4	non	oui	oui	oui
	10	4			oui	oui	non	non
	11	4		3	non	oui	non	non
GR	12	1			oui	oui	non	oui
	13	3	8		oui	oui	non	oui
	14	4		4	oui	oui	non	non
	15	3			oui	oui	oui	non
	16	4		4	oui	oui	oui	oui

niveau de réponse des sujets au programme gym+.

Parmi les quatre gymnastes pour qui la consigne *grandi-peri-expi* ne permettait pas une extension axiale active du rachis lombaire, trois présentaient un rachis de type 1 (faible incidence pelvienne), laissant moins de possibilité de rétroversion du bassin. Cette observation souligne, comme dans le cas des loisirs, le lien entre l'équilibre spino-pelvien initial d'un sujet et sa capacité à réaliser les objectifs posturaux de la gym+.

Aucune corrélation évidente n'est apparue entre la capacité d'un sujet à réaliser en post-programme une extension axiale active du rachis lombaire et la présence de lombalgie, améliorée ou non par le programme.

Ces premières analyses montrent, comme dans le cas des participants loisirs, l'intérêt de cette approche transversale et encourage à poursuivre l'étude en incluant plus de participants gymnastes.

8.2.2 Discussion

Les examens cliniques ont montré que les GR étaient particulièrement souples (significativement plus que les GAM et les GAF) en termes de mobilité du rachis mais aussi d'extension de hanche.

De plus, les GR présentaient en pré-programme des muscles lombaires particulièrement endurants comparativement à leurs antagonistes les abdominaux. Ce déséquilibre, en faveur d'hyperextensions du rachis lombaire, tendait à être corrigé à l'issue des 15 semaines de pratique de la gym+ grâce à une nette amélioration de l'endurance des abdominaux des GR. De manière générale, la pratique de la gym+ permettait une amélioration moyenne de l'endurance des lombaires et des abdominaux pour les GAM, les GAF et les GR. A la différence de la population loisir, les améliorations n'étaient pas significatives, mettant en évidence que les gains étaient plus marginaux dans cette population particulièrement sportive et entraînée. Un temps de pratique plus long aurait peut-être pu permettre d'observer des différences significatives. Par ailleurs, des évaluations plus spécifiques (EMG) auraient pu permettre de comparer, entre pré-programme et post-programme, les muscles recrutés et le niveau d'activation du muscle transverse en particulier.

Le même constat est apparu lors des analyses stéréoradiographiques, les gymnastes étaient en mesure d'atteindre dès l'évaluation initiale les objectifs posturaux (rétroversion du bassin, diminution de la lordose lombaire et de la cyphose thoracique) *via* la consigne *grandi-peri-expi*. Néanmoins, il est apparu que les gymnastes rétroversaient davantage leur bassin en post-programme, indiquant qu'ils sollicitaient les muscles profonds du bassin et de la sangle abdominale, renforcés grâce au programme gym+. Ainsi, en permettant une diminution de la lordose lombaire par le biais d'actions volontaires, ce programme d'entraînement musculaire et postural pourrait permettre de prévenir les pathologies liées aux mouvements nécessitant des hyperlordoses.

Par ailleurs, en post-programme, c'est la consigne *grandi-peri-expi* qui entraînait le grandissement lombaire maximal, soulignant à nouveau l'intérêt de combiner les trois consignes élémentaires de la gym+, y compris lors de la pratique gymnique où la recherche du grandissement est récurrente.

Les analyses du mouvement ont permis d'identifier les mouvements et les instants des mouvements les plus sollicitants pour le rachis lombaire, à travers l'identification des courbures lombaires maximales et des impacts potentiellement à risque. Sur la base de ces résultats, des recommandations peuvent être adressées aux entraîneurs et au personnel médical entourant les athlètes afin de construire des entraînements plus respectueux du rachis lombaire :

- Le nombre de répétitions des mouvements identifiés comme augmentant les contraintes mécaniques au niveau du rachis lombaire doit être réfléchi voire réduit.
- Au regard des mouvements à risque pour le rachis lombaire, des entraînements sur-mesure

doivent être conçus pour les gymnastes ayant des spécificités musculosquelettiques qui augmentent le risque de blessure ou qui sont dans une période sensible (phase de croissance, reprise après blessure *etc*).

- Les techniques d'apprentissage des mouvements les plus sollicitants pour le rachis lombaire sont à remettre en question en vue de réduire les contraintes mécaniques au niveau du rachis lombaire.

Concernant les techniques d'apprentissage, les analyses menées permettent de formuler plusieurs recommandations. Tout d'abord, ce point fait écho aux discussions engagées sur le rôle de la hanche lors de mouvements de GAF et de GR nécessitant des hyperextensions lombaires telles que les *souplesse avant* et *arrière*. L'extension de la ou des hanches et des épaules pourraient permettre de réduire les degrés d'extension assurés par le rachis lombaire. De manière générale, il est bon de questionner l'implication des autres articulations sur les mouvements demandant de grandes amplitudes en flexion et en extension au rachis lombaire. Une seconde piste de réflexion renvoie aux résultats concernant les postures du rachis lombaire lors d'impacts. Il est essentiel que les entraîneurs soient vigilants à la posture des gymnastes lors des impacts et soient exigeants sur la technique de réalisation du mouvement pour éviter que des gymnastes se réceptionnent avec un rachis très en flexion ou en extension en particulier. Enfin, la dernière recommandation repose sur le fait que la gym+ permette de renforcer les muscles profonds du bassin et de la sangle abdominale. En renforçant ces muscles qui assurent une fonction de maintien du rachis, le système de stabilisation du rachis des gymnastes pourrait être plus efficace, notamment lors des instants des mouvements les plus à risque pour le rachis lombaire. Cela permettrait de limiter les contraintes mécaniques au niveau du rachis lombaire, par un contrôle musculaire plus efficace, lors de mouvements en flexion et en extension de grande amplitude et d'adopter une meilleure posture lors des impacts.

Cependant, les analyses n'ont pas permis de relever d'évolutions significatives entre l'évaluation pré-programme et post-programme concernant l'amplitude en flexion et en extension du rachis lombaire, la posture adoptée lors des impacts ou encore la valeur des forces de réaction au sol lors des impacts. Les résultats n'ont donc pas permis de montrer que les postures adoptées lors des entraînements gym+ et contribuant à la stabilisation du rachis lombaire sont mises en application lors de la pratique gymnique. Il n'est cependant pas possible de dire qu'il n'y a pas d'impact sur la pratique gymnique à l'issue des 15 semaines de pratique, il est simplement possible de conclure que la mé-

thodologie adoptée ne permet pas de le mettre en évidence. Il est également possible que plus de 15 semaines soient nécessaires pour permettre aux gymnastes d'intégrer dans leur pratique gymnique les postures travaillées dans le cadre d'entraînements gym+. Ce dernier point est l'occasion de souligner qu'il est essentiel que les coachs gym+, lors des séances de préparations physiques, fassent le lien avec la pratique gymnique pour aider les gymnastes à assimiler les consignes de la gym+ et à les appliquer lors de la réalisation de mouvements gymniques. Pour cela le coach peut faire travailler les gymnastes, en statique puis en dynamique sur des positions puis des mouvements se rapprochant de plus en plus de leur discipline gymnique. Par ailleurs, intégrer la gym+ dès le plus jeune âge, en parallèle de l'apprentissage des bases gymniques, permettrait de ne pas avoir à modifier un schéma moteur déjà ancré par la répétition d'acrobaties complexes.

À RETENIR

Les analyses transversales menées semblent montrer que le **niveau de réponse** d'un sujet au **programme gym+** pouvait dépendre :

- de sa pratique sportive.
- de son équilibre spino-pelvien initial (inclinaison de la pente sacrée et niveau de lordose lombaire en particulier).

Ces observations soulignent l'importance d'analyser les résultats au **niveau individuel**.

L'**effet de la gym+** sur le complexe spino-pelvien vis-à-vis de la lombalgie a été discuté dans le cas de la **population générale** (section 8.1.2) et de **gymnastes** (section 8.2.2).

Chapitre 9

Limites et perspectives du protocole de recherche

Contenu

8.1	Cas de la population générale	224
8.1.1	Analyse croisée des résultats cliniques, stéréoradiographiques et cinématiques .	224
8.1.2	Discussion	226
8.2	Cas des gymnastes compétiteurs	228
8.2.1	Analyse croisée des résultats cliniques et stéréoradiographiques	228
8.2.2	Discussion	229

Ce chapitre s'attarde sur la méthode et l'approche adoptées dans cette thèse. Dans un premier temps, il soulève les limites inhérentes au protocole expérimental et à l'analyse des données ainsi que les limites et difficultés rencontrées au cours des travaux de thèse (section 9.1). Dans un second temps, des perspectives sont proposées (section 9.2).

9.1 Limites du protocole de recherche

9.1.1 Protocole expérimental

L'aspect longitudinal de cette étude - bien que limité dans le temps (*i.e.* trois mois) - représentait une difficulté majeure qui a eu pour conséquence une des limites principales de cette étude : le nombre de gymnastes ayant réalisé à la fois l'évaluation pré-programme et post-programme. En effet, alors que 40 gymnastes ont réalisé l'évaluation pré-programme, seuls 21 ont réalisé la totalité du protocole de recherche (évaluation pré-programme, pratique de la gym+ et évaluation post-programme). Certains gymnastes (19) ne sont donc pas allés jusqu'au bout de l'étude pour les raisons suivantes :

- non réalisation des séances de pratiques gym+ (5 personnes)
- impossibilité de pratiquer en raison de la Covid 19 (11 personnes)
- blessure ou maladie le jour de l'évaluation finale (3 personnes)

Proportionnellement, plus de participants loisir sont allés jusqu'au bout du protocole de recherche, (33 pour 36 inclusions), les causes d'abandons étant :

- blessure empêchant de réaliser les séances d'entraînement (1 personne)
- difficulté à être assidu à deux séances gym+ par semaine (2 personnes)

L'objectif initial était de faire passer 50 gymnastes et 50 sujets loisir. Cet objectif, ambitieux, n'a donc pas été atteint en raison des abandons mais aussi de la difficulté à recruter des clubs volontaires, dans le cas des gymnastes, et des structures volontaires, dans le cas des loisirs, pour participer au programme de recherche. Il est à noter que dans le cas des gymnastes, un certain nombre de clubs et de pôles de gymnastique avaient déjà mis en place le programme gym+ auprès de leurs athlètes, persuadé de son intérêt, empêchant ainsi l'inclusion de ces gymnastes dans le protocole de recherche.

Une autre limite résidait dans l'absence de groupe contrôle. Bien que cette démarche aurait été pertinente dans le cas de la population de gymnastes et dans le cas de la population loisir, ce n'était pas envisageable d'un point de vue éthique. En particulier, ce n'était pas éthiquement acceptable

de demander à des sujets (gymnastes ou loisirs) de venir deux fois au laboratoire pour réaliser des stéréoradiographies sans le bénéfice de pratiquer pendant 15 semaines la gym+. Néanmoins, un groupe contrôle n'était pas indispensable dans cette étude dans la mesure où, étant donné la spécificité des paramètres étudiés, il semblait correct de faire l'hypothèse qu'une modification de ces paramètres était nécessairement en lien avec la pratique de la gym+ et non en lien avec l'entraînement gymnique habituel, d'autant plus qu'il s'agissait de gymnastes très entraînés. Si ce niveau d'entraînement était un avantage pour limiter les biais liés à l'absence de groupe contrôle, il pouvait par ailleurs limiter la capacité de la gym+ à induire des modifications statistiquement significatives sur une durée aussi courte que 15 semaines. En effet, les résultats des analyses cliniques et stéréoradiographiques ont montré que les gains étaient probablement plus marginaux chez les gymnastes que chez les loisirs, soulignant l'intérêt potentiel d'un temps de pratique plus long en particulier chez les gymnastes. Mais compte tenu de la difficulté à trouver des structures volontaires pour s'engager dans ce programme de recherche durant quatre mois, de la difficulté à contrôler la bonne adhésion au programme et de l'occurrence de blessures, plus de 15 semaines de pratique de la gym+ aurait également constitué un risque au regard du nombre de gymnastes perdus de vue entre les évaluations initiales et finales. Il est également à souligner que chez des populations de gymnastes jeunes, l'impact de la croissance sur les résultats était un risque important, renforçant l'intérêt de limiter la durée entre les évaluations.

Par ailleurs, les mouvements évalués dans le cadre de l'identification des mouvements les plus à risque pour le rachis lombaire en GAM, en GAF et en GR, représentaient seulement une petite proportion de tous les mouvements réalisables dans ces disciplines. Cependant, les mouvements étudiés étaient des mouvements de base de la discipline et étaient diversifiés en termes de contraintes (mouvement en avant et en arrière, avec ou sans course d'élan, avec des impacts sur les mains ou non), permettant d'extrapoler certaines conclusions à d'autres mouvements. Par ailleurs, il aurait été intéressant d'étudier des mouvements de GAM et de GAF réalisés sur d'autre agrès que le sol mais mesurer les forces de réaction sur des agrès est un défi notable comme l'a relevé l'étude de la portée (section 1.2).

Bien que les réponses aux auto-questionnaires aient permis d'identifier les sujets lombalgiques, au sein de la population générale et de la population de gymnastes, et ceux pour qui la gym+ permettait de diminuer les douleurs, il est essentiel de souligner que les réponses pouvaient relever d'une part de subjectivité. Le lecteur est donc invité à interpréter les résultats avec le recul nécessaire. Cependant, les

réponses relatives au questionnaire « nordique » (population générale) et au questionnaire de dépistage des symptômes musculosquelettiques chez les adolescents (gymnastes) qui sont des questionnaires validés, laissaient moins place à la subjectivité que celles questionnant l'intérêt de la gym+, bien que ces dernières aient été écrites avec la formulation qui semblait la plus neutre possible. Par ailleurs, seules trois à cinq questions de chaque questionnaire ont pu être exploitées dans le temps imparti pour cette thèse.

Enfin, comme cela a été discuté plus haut, la durée limitée (15 semaines) de pratique du programme gym+ est discutable. En effet, plus de quinze semaines étaient probablement nécessaires pour observer des différences significatives, en particulier au cours du mouvement, que ce soit pour les populations de gymnastes ou la population loisir. Cependant, au vu des difficultés exposées plus haut concernant les gymnastes et du retour d'expérience des loisirs soulignant la difficulté à rester assidu pendant 15 semaines, cette durée semble être un bon compromis.

9.1.2 Traitement et analyses des données

Tout d'abord, les résultats des analyses cliniques ont soulevé une limite importante : l'effet potentiel de l'opérateur, en l'occurrence du médecin, sur les résultats des examens cliniques (en particulier sur les mesures des amplitudes articulaires et des forces maximales). Il serait donc pertinent de faire des tests de reproductibilité inter-opérateurs pour valider cet examen clinique, comme cela avait été fait dans une précédente étude concernant le tennis de table [174]. Cependant, pour limiter ce biais, les médecins opérateurs étaient formés à cet examen clinique spécifique par le médecin principal de cette étude. Similairement, les reconstructions EOS ne sont pas dépourvues d'incertitudes ; la précision des mesures basées sur les images EOS ait été évaluée entre 3° et 6° pour les calculs de lordose et de cyphose et entre 1° et 3° pour les paramètres de l'équilibre pelvien [175, 176]. Pour minimiser l'effet de l'opérateur, un process de vérification des données a été mis en place. L'objectif était que toutes les reconstructions soient *a minima* relues par un médecin formé à la reconstruction EOS avec le logiciel IdefX (logiciel propre à l'IBHGC) afin d'éviter les erreurs de reconstruction et de limiter la variabilité inter-opérateurs. Mais en raison du temps que cette tâche demandait, seule une partie des reconstructions ont été effectuées ou relues par un médecin (48% des reconstructions corps complet, soit 35 reconstructions, et 12% des reconstructions relatives aux cinq positions évaluées dans le cadre des analyses stéréoradiographiques, soit 35 reconstructions). Cependant, la comparaison

des paramètres pelviens et rachidiens entre positions et entre l'évaluation pré-programme et post-programme permettait de détecter et de corriger les plus grosses erreurs de reconstruction. En effet, ces dernières conduisaient à des écarts aberrants entre positions ou entre les deux évaluations pour un même paramètre et un même sujet.

Par ailleurs, en raison du temps nécessaire pour pré-traiter les données de capture du mouvement (processus de labélisation) et les données stéréoradiographiques (reconstructions), du nombre important de sujets et du nombre de situations évaluées en statique et en dynamique, il n'a pas été possible de pré-traiter l'ensemble des données dans le temps imparti pour la thèse, limitant ainsi les données exploitables. En effet, bien que des développements stratégiques aient été faits pour faciliter le pré-traitement des données (mise en place d'un processus de reconstruction rapide et d'algorithmes de vérification de la labélisation), certains choix ont dû être faits pour limiter le nombre de données à pré-traiter et permettre d'obtenir des résultats dans le temps imparti. Ainsi, dix sujets loisirs n'ont pas pu être considérés pour les analyses stéréoradiographiques et les analyses du mouvement pré-programme *versus* post-programme. Le nombre de sujets inclus pour les analyses stéréoradiographiques et cinématiques était également limité par l'exclusion des sujets ayant une vertèbre surnuméraire au niveau du rachis lombaire (cas de trois sujets). En effet, le processus de reconstruction du rachis, le processus de personnalisation du modèle cinématique et le modèle cinématique du rachis ne permettaient pas de prendre en compte cette spécificité. De plus, seule une répétition de chaque mouvement a été analysée pour les mouvements de gymnastique, ce qui est discutable en dépit de la répétabilité des résultats constatés.

Concernant l'analyse du mouvement, la question du choix des essais à exploiter s'est posée et prête également à discussion. Le choix a été fait de ne pas considérer les essais mal exécutés. Mais il est légitime de se demander si, au contraire, il ne serait pas pertinent d'étudier ces mouvements, en particulier en cas de chute, dans la mesure où ils pourraient engendrer des contraintes mécaniques particulières et seraient susceptibles d'endommager les tissus du rachis lombaire.

De plus, concernant l'étude des forces de réaction au sol lors de mouvements gymniques, la définition des efforts antéro-postérieurs est discutable. En effet, la direction des efforts antéro-postérieurs a été définie en fonction de l'axe des plateformes de force qui se trouvait dans la direction du mouvement. Il s'agissait d'une première approximation car le résultat dépendait donc de si les gymnastes réalisaient leur mouvement parfaitement dans l'axe des plateformes de force ou non.

Par ailleurs, le calcul de la courbure lombaire reposait sur un modèle cinématique et les résultats dépendaient donc de la précision du modèle et de la validité des hypothèses sous-jacentes. En particulier, trois degrés de liberté (flexion-extension, déviation latérale et rotation axiale) ont été conférés à chaque articulation intervertébrale alors qu'elles sont en réalité dotées de six degrés de libertés (trois rotations et trois translations) dont l'amplitude varie en fonction du type de mouvement et du chargement de l'articulation [29]. Par ailleurs, les centres des articulations intervertébrales étaient placés aux centres géométriques des disques intervertébraux comme dans le modèle de Bruno [103]. Il s'agissait d'une première approximation puisque la position des centres articulaires intervertébraux varie en réalité avec le mouvement et le chargement des articulations intervertébrales [29]. Enfin, la cinématique intervertébrale était indépendante du chargement de l'articulation et la répartition des courbures dans le rachis thoraco-lombaire dépendait des contraintes cinématiques implémentées. Cependant, malgré les approximations soulignées, l'évaluation de la chaîne cinématique par comparaison à l'imagerie EOS a montré que les résultats étaient satisfaisants au regard de la position des centres articulaires pour la région lombaire (Annexe C.3, page 374).

De surcroît, le modèle cinématique, dans la posture statique (neutre et debout), a été personnalisé en termes de géométrie et de position des centres articulaires du rachis thoraco-lombaire et du pelvis pour chaque participant à partir de radiographies EOS. Ce processus permettait d'améliorer la précision du modèle, en particulier au niveau du rachis lombaire qui était plus particulièrement étudié. Toutefois, le processus de personnalisation était en lui-même source d'approximations. En effet, la taille du complexe spino-pelvien mis à l'échelle pouvait ne pas être exacte et ainsi l'insertion des géométries du complexe spino-pelvien reconstruites dans le modèle générique mis à l'échelle pouvait entraîner des problèmes de position des centres articulaires des articulations à la frontière entre les segments personnalisés ou non. C'était en particulier le cas au niveau des hanches.

Enfin, concernant les analyses du mouvement, les pics de flexion et d'extension, les amplitudes maximales de mouvement en flexion/extension, les forces de réaction au sol (en distinguant la composante verticale et antéro-postérieure) ainsi que les courbures lombaires lors d'impacts ont été étudiés. Bien que les résultats actuels ne permettaient pas d'évaluer lesquelles de ces situations engendraient le plus de contraintes mécaniques dans les tissus du rachis lombaire, ces analyses ont permis d'identifier, au regard de chacun de ces critères d'évaluation, les situations augmentant le plus les contraintes mécaniques au niveau du rachis lombaire.

9.2 Perspectives

Une perspective à court terme est d'exploiter l'ensemble des données acquises lors des campagnes expérimentales. En particulier, l'exploitation des données post-programme stéréoradiographiques et de capture du mouvement des dix sujets loisirs non considérées dans le cadre de la thèse permettront d'augmenter la taille de la cohorte loisir pour les analyses stéréoradiographiques et cinématiques pré-programme *versus* post-programme. Par ailleurs, il serait pertinent d'adapter le processus de reconstruction, le processus de personnalisation du modèle cinématique et la cinématique rachidienne pour permettre de prendre en compte les sujets disposant d'une vertèbre surnuméraire au niveau du rachis lombaire ; d'autant plus que ces sujets sont des cas d'étude intéressants.

Concernant l'identification des cas de lombalgie dans les populations étudiées, les réponses incohérentes de certains sujets amènent à penser qu'il serait pertinent que, lors de l'entretien clinique, le médecin revienne spécifiquement sur les réponses aux questions concernant la lombalgie pour déterminer si le sujet est lombalgique ou non. Néanmoins, l'exploitation de l'entièreté du questionnaire et en particulier du questionnaire de Dallas, devrait permettre de préciser la répercussion de la lombalgie sur la vie des participants avant et après la pratique de la gym+.

Afin d'améliorer la cinématique du rachis du modèle squelettique, les travaux futurs pourront s'attacher à préciser la position des centres articulaires en optant dans un premier temps pour une position moyenne plus physiologique et dans un second temps pour une position évoluant avec les mouvements du rachis. De plus, afin de rendre plus physiologique la répartition de courbures dans le rachis thoraco-lombaire, il pourrait être envisagé de personnaliser les répartitions de courbures en se basant sur les radiographies EOS. En particulier, les stéréoradiographies en hyper-flexion et en hyper-extension pourraient permettre de définir les coefficients de couplage cinématique en flexion/extension, voire d'ajuster également la position des centres articulaires intervertébraux. La flexion-extension étant la direction du mouvement étudiée et le premier angle de la séquence cinématique, les coefficients de couplage en flexion/extension sont ceux qu'il est le plus essentiel de préciser. Cependant, des radiographies supplémentaires seraient nécessaires pour définir les coefficients de couplage dans les deux autres directions. Mais avant de réaliser ces travaux visant à améliorer le modèle cinématique, il pourrait être pertinent de commencer par réaliser une étude de sensibilité pour déterminer quels paramètres sont essentiels à préciser et lesquels impactent moins la cinématique voire rajoutent trop

de temps de calcul relativement à la précision gagnée.

Par ailleurs, pour améliorer le processus de personnalisation, l'objectif serait d'améliorer la continuité entre le modèle générique mis à l'échelle et les géométries personnalisées (rachis thoraco-lombaire et bassin). Pour cela, plusieurs méthodes peuvent être proposées. Une première méthode serait de personnaliser également les membres inférieurs de manière similaire au processus de personnalisation du rachis et du bassin et comme cela a déjà été fait dans de précédents projets [140]. Bien que plus rapide que la reconstruction du rachis et du pelvis, cette tâche demande d'allouer un temps non négligeable aux reconstructions compte tenu du nombre total de clichés (environ 130). Une seconde méthode serait de corriger la mise à l'échelle des fémurs lors du processus de personnalisation.

Enfin, il serait intéressant d'évaluer lesquelles des situations évaluées d'un point de vue cinématique et dynamique (pics de flexion et d'extension, amplitudes de mouvement en flexion/extension, composantes verticale et antéro-postérieure des forces de réaction au sol et courbures lombaires lors d'impacts) engendrent le plus de contraintes mécaniques dans les tissus du rachis lombaire. Pour apporter de premiers éléments de réponse à cette question, l'objectif est d'estimer les efforts intervertébraux au cours des mouvements étudiés. A ces fins, un modèle inertiel a été développé et des algorithmes permettant de personnaliser les paramètres inertiels et précédemment développés dans le cadre de la thèse de Thibault Marsan ont été réutilisés (Marsan 2021). De plus, des codes de calculs de la dynamique inverse ont été développés avec Matlab mais les résultats n'étaient pas assez aboutis pour être présentés dans ce manuscrit. Après l'obtention des efforts intervertébraux, l'objectif serait de développer un modèle musculaire afin d'estimer les efforts musculaires par le biais d'un algorithme d'optimisation approprié. Mais ce dernier objectif s'accompagne de challenges méthodologiques, d'autant plus dans une population de gymnastes où la prise en compte de la pression abdominale semble essentielle [114].

À RETENIR

Les principales **limites** et **difficultés** du **protocole de recherche** soulevées sont :

- Le faible nombre de gymnastes étudié dans chacune des disciplines, en lien avec les 53% gymnastes n'étant pas allés jusqu'à l'évaluation finale.
- La durée limitée (15 semaines) de pratique du programme gym+.
- Les incertitudes de mesure, en lien avec l'effet de l'opérateur concernant les examens cliniques et les reconstructions EOS.
- La précision du modèle cinématique dont dépendent les résultats concernant l'estimation de la courbure lombaire au cours du mouvement.

Les principales **perspectives** du **protocole de recherche** sont les suivantes :

- Croiser les réponses aux auto-questionnaires avec un entretien clinique spécifique en vue de déterminer si le sujet est lombalgique ou non.
- L'amélioration de la cinématique du rachis après avoir réalisé une étude de sensibilité.
- L'amélioration de la continuité entre le modèle générique et le modèle personnalisé du pelvis et du rachis.
- Le calcul des moments résultants intervertébraux pour déterminer la nature des situations augmentant le plus les contraintes mécaniques au niveau du rachis lombaire.
- A plus long terme, le développement d'un modèle musculaire pour estimer les efforts musculaires et les efforts dans les disques intervertébraux.

Conclusion générale

L'objectif de la thèse était de quantifier l'effet du programme gym+ sur des paramètres posturaux et du mouvement considérés comme des facteurs de risque de lombalgies, et ceci aussi bien dans la population générale que chez des gymnastes. L'objectif était également de mieux comprendre les mécanismes sous-jacents de ce programme en prenant en compte les spécificités individuelles.

L'état de l'art a souligné que la lombalgie touchait massivement la population générale, en lien avec la sédentarisation de nos modes de vie qui participe à rendre les muscles stabilisateurs du rachis moins forts et plus fatigables. Il a également été mis en évidence que les gymnastes étaient particulièrement sujets à la lombalgie en raison des contraintes mécaniques engendrées au niveau du rachis lombaire lors de la réalisation de mouvements gymniques. L'étude de la portée de la littérature sur la biomécanique de la gymnastique a ensuite souligné la nécessité de développer une méthodologie permettant d'obtenir avec précision la cinématique articulaire et en particulier la cinématique relative des vertèbres pour mieux répondre aux enjeux de santé associés à la pratique gymnique. Puis, l'étude de la littérature relative aux modèles musculosquelettiques a montré l'intérêt de coupler des données de capture du mouvement à un modèle musculosquelettique en vue d'obtenir la cinématique et la dynamique du rachis lombaire au cours du mouvement.

Un protocole de recherche a été mis en place pour quantifier en pré et post-programme des paramètres posturaux et du mouvement considérés, au regard de la littérature, comme des facteurs de risque de lombalgie. Ce protocole devait également permettre de mieux comprendre l'effet des consignes de la gym+ (auto-grandissement, contraction du périnée et expiration forcée) sur le complexe spino-pelvien et de prendre en compte les spécificités individuelles. Ainsi, les paramètres positionnels du bassin et les courbures rachidiennes ont été quantifiés en pré et post-programme lors de la réalisation de postures mettant en application les consignes de la gym+. Au-delà d'identifier l'impact des consignes de la gym+ sur la rétroversion du bassin et le niveau de lordose lombaire et de cyphose thoracique, cette analyse a permis d'évaluer la capacité des sujets à réaliser une extension axiale active du tronc. En complément des analyses en condition statique, l'amplitude de mouvement du rachis lombaire en flexion-extension a été analysée en pré-programme et post-programme, au cours de mouvements du quotidien et gymniques, en vue d'identifier si la pratique de la gym+ conduisait à un meilleur maintien du rachis lombaire. De plus, la quantification des pics de flexion et d'extension du rachis lombaire, de la force des impacts au sol et des postures du rachis lombaire lors d'impacts au cours de mouvements gymniques a permis d'identifier les mouvements les plus à risque pour le rachis lombaire. Par

ailleurs, les examens cliniques ont mis en évidence les spécificités de chacune des populations étudiées en termes de force et de souplesse du complexe spino-pelvien, apportant un éclairage supplémentaire pour l'analyse des bilans stéréo-radiographiques et les analyses du mouvement. En vue d'évaluer le niveau d'efficacité du programme gym+ sur la lombalgie, des questionnaires ont permis d'identifier les sujets considérés comme lombalgiques et d'évaluer leur ressenti à l'issue de 15 semaines de pratique de la gym+. L'originalité de ce protocole vient de la diversité et de la complémentarité des données recueillies qui ont finalement permis d'investiguer pourquoi certains sujets semblaient mieux répondre au programme gym+ que d'autres.

Des campagnes expérimentales comprenant un auto-questionnaire, un examen clinique, des acquisitions stéréoradiographiques et une séance de capture du mouvement ont été réalisées et ont permis de recueillir les données pré-programme de 40 gymnastes et de 36 sujets loisirs, ainsi que les données pré et post-programme de 21 gymnastes et de 33 sujets loisirs. Les résultats ont permis d'identifier les mouvements de GAM, de GAF et de GR les plus susceptibles d'augmenter les contraintes mécaniques au niveau du rachis lombaire. Au-delà d'aider les entraîneurs à construire des entraînements plus respectueux du rachis lombaire, ces résultats montrent les phases des mouvements gymniques pour lesquelles la gym+ devrait permettre l'adoption d'une posture ou d'une gestuelle plus protectrice du rachis lombaire. Par ailleurs, les résultats ont souligné l'importance de combiner une consigne d'auto-grandissement à des consignes de contraction du périnée et d'expiration forcée pour permettre à un maximum d'individus d'accomplir les objectifs de posture du programme gym+ (rétroversion du bassin, diminution de la lordose lombaire et de la cyphose thoracique). Les résultats ont également montré qu'à l'issue de 15 semaines de pratique du programme gym+, les sujets gymnastes et loisirs rétroversaient davantage leur bassin et que plus de sujets loisirs parvenaient à réaliser une extension axiale active du rachis lombaire. Ces évolutions, très certainement imputables à un meilleur engagement des muscles profonds du bassin et de la sangle abdominale renforcés à travers le programme gym+, seraient en faveur d'un système de stabilisation du rachis plus efficace. De plus, la majorité des sujets loisirs réalisaient un mouvement de flexion-extension de moindre amplitude pour passer de la position assise à la position debout en post-programme mais les méthodes d'évaluation ne permettaient pas à ce jour de mettre en évidence d'éventuels changements cinématiques et dynamiques chez les gymnastes. Cependant, au-delà de permettre ou non une diminution de l'amplitude de mouvement du rachis lombaire en flexion-extension, le renforcement des muscles profonds de la sangle abdominale

et du bassin ainsi que des muscles paraspinaux devrait permettre un meilleur contrôle des amplitudes de mouvement au niveau de chaque étage du rachis et donc contribuer à préserver l'intégrité du rachis. Cependant, les méthodes d'évaluation mises en place dans le cadre de la thèse ne permettaient pas d'évaluer de manière directe l'activation de ces muscles.

Les perspectives de ce protocole de recherche ont été identifiées. En particulier, les moments résultants intervertébraux au cours des mouvements du quotidien et gymniques doivent être calculés en vue de déterminer la nature des situations augmentant le plus les contraintes mécaniques au niveau du rachis lombaire. Par ailleurs, les corrélations entre les résultats des évaluations biomécaniques et les diagnostics cliniques de lombalgie doivent être davantage investiguées.

La publication d'un article et la participation à des congrès médicaux, de biomécanique ou de sciences du sport ont permis de faire bénéficier aux communautés scientifiques de ce qui a été appris au cours de ce projet de recherche, que ce soit en termes de résultats ou de retours d'expérience. Cependant, ces communications ne peuvent suffirent au transfert des résultats vers le terrain : en particulier vers les entraîneurs et l'encadrement médical des gymnastes d'une part et vers les coachs gym+ et le corps médical d'autre part. En effet, un des objectifs à l'issue de ces recherches est que les pratiques évoluent, que les entraîneurs intègrent la gym+ dans la préparation physique des gymnastes et que la population générale et les médecins prennent conscience de l'intérêt que peut présenter un programme fédéral « sport santé ».

Pour ce faire, des communications à destination du grand public, des entraîneurs et des gymnastes ont été réalisées avec la FFGym au cours de la thèse en vue de faire prendre conscience des enjeux de ces recherches. Ainsi, les avancées et le contenu des recherches étaient vulgarisés et communiqués aux licenciés, en particulier une vidéo a été réalisée au laboratoire lors d'une séance de prise de mesures avec des gymnastes en vue d'expliquer l'intérêt et les modalités et finalités des travaux de recherche. Par ailleurs, des webinaires à destination des clubs, des entraîneurs et des coachs gym+ ont été réalisés. L'objectif était de faire prendre conscience aux entraîneurs, de l'intérêt de recherches scientifiques pour aider à préserver l'intégrité physique des gymnastes et donc pour accompagner la recherche de performance. L'objectif était également, de leur faire prendre conscience qu'ils disposent de leviers sur lesquels ils peuvent agir pour élaborer des entraînements plus respectueux du rachis lombaire. Enfin, la participation à l'émission Sport Santé et Technologie de la chaîne télévisée Sport en France a été l'occasion de présenter au grand public l'intérêt de faire des recherches pour accompagner

la performance sportive et l'élaboration d'une pratique sport santé. La participation des clubs de gymnastique au projet de recherche contribue également au transfert de résultats vers le terrain dans la mesure où cette participation est l'occasion pour certains entraîneurs de se former à la gym+ et de faire évoluer leur pratique en intégrant la gym+ dans la préparation physique de leurs gymnastes.

Par ailleurs, à l'issue de ces travaux de recherche, un plan de communication est en cours d'élaboration avec la FFGym pour identifier les résultats scientifiques à transmettre et les décliner en des messages adaptés pour les cibles visées. Le moyen utilisé pour communiquer les différents messages fait également l'objet de réflexions. A titre d'exemple, les résultats concernant la quantification des contraintes mécaniques lors de mouvements gymniques vont être intégrés aux contenus de formation des entraîneurs. L'objectif est qu'une réflexion sur les niveaux de contraintes associés à chaque mouvement soit menée lors de la planification individuelle des entraînements. Par ailleurs, les résultats concernant l'effet de chacune des trois consignes élémentaires de la gym+ et l'intérêt de combiner les trois consignes seront déclinés en contenus de formation à destination des coachs gym+ et des futurs entraîneurs préparant leur diplôme d'état (DE).

Enfin, les méthodes développées dans le cadre de cette thèse s'intègrent dans le projet de recherche global du laboratoire. Après les thèses de Maxime Bourgain sur le golf et de Thibault Marsan sur le tennis de table, cette thèse était l'occasion d'adapter à l'étude de la gymnastique le modèle musculosquelettique et les algorithmes existants, ainsi que de contribuer au développement du processus d'analyse cinématique et dynamique. Un effort particulier a été fait afin que les développements réalisés dans le cadre de la thèse puissent bénéficier à d'autres projets de recherche, qu'ils soient sur la gymnastique ou d'autres sports, sur le rachis ou d'autres articulations.

Bibliographie

- [1] L'Assurance Maladie, "Lombalgie ou mal de dos, de quoi parle-t-on?" 2022. [En ligne]. Disponible : <https://www.ameli.fr/assure/sante/themes/lombalgie-aigue/comprendre-lombalgie>
- [2] Craig Liebenson, "Part I. Overview," dans *Rehabilitation of the spine. A Practitioner's Manual*, 2^e éd., L. W. . Wilkins, édit., 2007, p. 1–90.
- [3] J. Hartvigsen, M. J. Hancock, A. Kongsted, Q. Louw, M. L. Ferreira, S. Genevay, D. Hoy, J. Karppinen, G. Pransky, J. Sieper, R. J. Smeets, M. Underwood, R. Buchbinder, D. Cherkin, N. E. Foster, C. G. Maher, M. van Tulder, J. R. Anema, R. Chou, S. P. Cohen, L. Menezes Costa, P. Croft, P. H. Ferreira, J. M. Fritz, D. P. Gross, B. W. Koes, B. Öberg, W. C. Peul, M. Schoene, J. A. Turner et A. Woolf, "What low back pain is and why we need to pay attention," *The Lancet*, vol. 391, n^o. 10137, p. 2356–2367, 2018.
- [4] lombalgie.fr, "Causes de la lombalgie : Sédentarité." [En ligne]. Disponible : <https://www.lombalgie.fr/causes/sedentarite/>
- [5] J. H. van Dieën, T. Luger et J. van der Eb, "Effects of fatigue on trunk stability in elite gymnasts." *European journal of applied physiology*, vol. 112, n^o. 4, p. 1307–1313, 4 2012.
- [6] INRS Santé et sécurité au travail, "LOMBALGIE, Facteurs de risques," 2018. [En ligne]. Disponible : <https://www.inrs.fr/risques/lombalgies/facteurs-risques.html>
- [7] lombalgie.fr, "Quelques chiffres sur la lombalgie." [En ligne]. Disponible : <https://www.lombalgie.fr/comprendre/quelques-chiffres/>
- [8] L'assurance Maladie, "Campagne de prévention contre le mal de dos au travail," 2018. [En ligne]. Disponible : <https://assurance-maladie.ameli.fr/presse/2018-11-06-dp-campagne-mal-de-dos>

- [9] N. E. Foster, J. R. Anema, D. Cherkin, R. Chou, S. P. Cohen, D. P. Gross, P. H. Ferreira, J. M. Fritz, B. W. Koes, W. Peul, J. A. Turner, C. G. Maher, R. Buchbinder, J. Hartvigsen, M. Underwood, M. van Tulder, L. Menezes Costa, P. Croft, M. Ferreira, S. Genevay, M. J. Hancock, D. Hoy, J. Karppinen, A. Kongsted, Q. Louw, B. Öberg, G. Pransky, M. Schoene, J. Sieper, R. J. Smeets et A. Woolf, “Prevention and treatment of low back pain : evidence, challenges, and promising directions,” *The Lancet*, vol. 391, n^o. 10137, p. 2368–2383, 2018.
- [10] L’Assurance Maladie, “Mal de dos : le bon traitement, c’est le mouvement !” 2022.
- [11] —, “Activ’Dos, l’appli pour prévenir votre mal de dos,” 2022. [En ligne]. Disponible : <https://www.ameli.fr/assure/sante/themes/lombalgie-aigue/application-activ-dos>
- [12] Sport-ordonnance.fr, “Éligibilité & remboursement du sport sur ordonnance.” [En ligne]. Disponible : <https://sport-ordonnance.fr/decret-sport-sur-ordonnance/>
- [13] ffgym.fr, “Histoire de la FFGym.” [En ligne]. Disponible : https://www.ffgym.fr/La_FFGYM/La_federation/Histoire
- [14] —, “Nos Disciplines.” [En ligne]. Disponible : https://www.ffgym.fr/La_FFGYM/Les_disciplines
- [15] D. Kruse et B. Lemmen, “Spine injuries in the sport of gymnastics,” *Current Sports Medicine Reports*, vol. 8, n^o. 1, p. 20–28, 2009.
- [16] D. Caine et L. Nassar, “Gymnastics injuries,” *Medicine and Sport Science*, vol. 48, p. 18–58, 2005.
- [17] A. Kapandji, “Chapter 1 : A Global View of the Spinal Column,” dans *The Physiology of the Joints Volume 3 The Spinal Column, Pelvic Girdle and Head*, 2008, p. 2–44.
- [18] M. A. Adams, “Chapter 2 : Intervertebral Disc Tissues.” dans *Mechanical properties of Aging Soft Tissues*, emp éd., 2015, p. 7–35.
- [19] J. P. G. Urban et S. Roberts, “Degeneration of the intervertebral disc,” *Arthritis Research & Therapy*, vol. 5, n^o. 3, 2003.

- [20] A. Faundez, “Analyse de l’équilibre sagittal du rachis,” *Orthopédie*, vol. 322, n^o. 46, p. 2470–2474, 2011.
- [21] J. C. Le Huec, R. Saddiki, J. Franke, J. Rigal et S. Aunoble, “Equilibrium of the human body and the gravity line : the basics.” *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, vol. 20 Suppl 5, p. 558–563, 2011.
- [22] A. I. Kapandji, “Chapter 2 : The Pelvic Girdle,” dans *The Physiology of the Joints Volume 3 The Spinal Column, Pelvic Girdle and Head*, 2008, ch. The Pelvic, p. 46–82.
- [23] R. Vialle, N. Levassor, L. Rillardon, A. Templier, W. Skalli et P. Guigui, “Radiographic Analysis of the Sagittal Alignment and Balance of the Spine in Asymptomatic Subjects,” *The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*, vol. 87, n^o. 2, p. 260–267, 2005.
- [24] P. Roussouly, S. Gollogly, E. Berthonnaud et J. Dimnet, “Classification of the normal variation in the sagittal alignment of the human lumbar spine and pelvis in the standing position,” *Spine*, vol. 30, n^o. 3, p. 346–353, 2005.
- [25] J. C. Le Huec, W. Thompson, Y. Mohsinaly, C. Barrey et A. Faundez, “Sagittal balance of the spine,” *European Spine Journal*, vol. 28, n^o. 9, p. 1889–1905, 2019.
- [26] J. C. Le Huec, S. Aunoble, L. Philippe et P. Nicolas, “Pelvic parameters : origin and significance.” *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, vol. 20 Suppl 5, p. 564–571, 2011.
- [27] T. R. Oxland, “Fundamental biomechanics of the spine-What we have learned in the past 25 years and future directions,” *Journal of Biomechanics*, vol. 49, n^o. 6, p. 817–832, 2016.
- [28] J. Legaye, G. Duval-Beaupère, J. Hecquet et C. Marty, “Pelvic incidence : A fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves,” *European Spine Journal*, vol. 7, n^o. 2, p. 99–103, 1998.
- [29] G. Wu, P. Allard, C. Kirtley, A. Leardini, D. Rosenbaum, M. Whittle, D. D. D’Lima, L. Cristofolini, H. Witte, O. Schmid et I. Stokes, “ISB recommendation on definitions of joint coordinate

- system of various joints for the reporting of human joint motion—part I : ankle, hip, and spine,” *Journal of Biomechanics*, vol. 35, n^o. 3, p. 543–548, 2002.
- [30] M. J. Pearcy et N. Bogduk, “Instantaneous Axes of Rotation of the Lumbar Intervertebral Joints,” *Spine*, vol. 13, n^o. 9, p. 1033–1041, 1988.
- [31] P. A. D’Hemecourt et A. Luke, “Sport-Specific Biomechanics of Spinal Injuries in Aesthetic Athletes (Dancers, Gymnasts, and Figure Skaters),” *Clinics in Sports Medicine*, vol. 31, n^o. 3, p. 397–408, 2012.
- [32] S. Sangwan, S. Sangwan et N. F. Taylor, “Characteristics of stabilizer muscles : A systematic review,” *Physiotherapy Canada*, vol. 66, n^o. 4, p. 348–358, 2014.
- [33] C. Liebenson, “Spinal stabilization training : the transverse abdominus,” *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, vol. 2, n^o. 4, p. 218–223, 1998.
- [34] J. E. Macintosh, F. Valencia, N. Bogduk et R. R. Munro, “The morphology of the human lumbar multifidus,” *Clinical Biomechanics*, vol. 1, n^o. 4, p. 196–204, 1986.
- [35] X. Bi, J. Zhao, L. Zhao, Z. Liu, J. Zhang, D. Sun, L. Song et Y. Xia, “Pelvic floor muscle exercise for chronic low back pain,” *Journal of International Medical Research*, vol. 41, n^o. 1, p. 146–152, 2013.
- [36] C. Tardieu, N. Bonneau, J. Hecquet, C. Boulay, C. Marty, J. Legaye et G. Duval-Beaupère, “How is sagittal balance acquired during bipedal gait acquisition ? Comparison of neonatal and adult pelvis in three dimensions. Evolutionary implications,” *Journal of Human Evolution*, vol. 65, n^o. 2, p. 209–222, 2013.
- [37] P. Thiriet - Université Lyon1, “La mobilité du bassin : les mouvements du sacrum,” 2018. [En ligne]. Disponible : <https://anatomie3d.univ-lyon1.fr/#ressources>
- [38] B. M. Pereira, M. P. de Castro, C. G. Sanchotene, C. Ruschel et G. M. Santos, “Muscle activation in pelvic anteversion and retroversion,” *Fisioterapia em Movimento*, vol. 34, p. 1–8, 2021.
- [39] S. Takaki, K. Kaneoka, Y. Okubo, S. Otsuka, M. Tatsumara, I. Shiina et S. Miyakawa, “Analysis of muscle activity during active pelvic tilting in sagittal plane,” *Physical Therapy Research*, vol. 19, n^o. 1, p. 50–57, 2016.

- [40] H. C. De Vet, M. W. Heymans, K. M. Dunn, D. P. Pope, A. J. Van der Beek, G. J. Macfarlane, L. M. Bouter et P. R. Croft, “Episodes of low back pain : A proposal for uniform definitions to be used in research,” *Spine*, vol. 27, n^o. 21, p. 2409–2416, 2002.
- [41] M. A. Adams, “Biomechanics of back pain,” *Acupuncture in Medicine*, vol. 22, n^o. 4, p. 178–188, 2004.
- [42] C. Liebenson, “Chapter five : Lumbar Spine Stability : Mechanism of Injury and Restabilization,” dans *Rehabilitation of the spine. A Practitioner’s Manual*, 2007, p. 93–109.
- [43] J. H. Van Dieën, N. P. Reeves, G. Kawchuk, L. R. V. Dillen et P. W. Hodges, “Analysis of Motor Control in Patients With Low Back Pain : A Key to Personalized Care ?” *Journal of Orthopaedics & Sports Physical Therapy*, vol. 49, n^o. 6, p. 380–388, 2019.
- [44] F. Moissenet, S. Armand et S. Genevay, “Measurement properties of 72 movement biomarkers aiming to discriminate non-specific chronic low back pain patients from an asymptomatic population,” *Scientific reports*, vol. 13, n^o. 6483, 2023.
- [45] S. Achar et J. Yamanaka, “Back Pain in Children and Adolescents,” *American family physician*, vol. 102, n^o. 1, p. 19–28, 2020.
- [46] M. M. Husky, F. Ferdous Farin, P. Compagnone, C. Fermanian et V. Kovess-Masfety, “Chronic back pain and its association with quality of life in a large French population survey,” *Health and quality of life outcomes*, vol. 16, n^o. 1, p. 195, 2018.
- [47] L. D. C. Menezes Costa, C. G. Maher, M. J. Hancock, J. H. McAuley, R. D. Herbert et L. O. Costa, “The prognosis of acute and persistent low-back pain : A meta-analysis,” *CMAJ. Canadian Medical Association Journal*, vol. 184, n^o. 11, 2012.
- [48] T. D. Silva, K. Mills, B. T. Brown, R. D. Herbert, C. D. Herbert, C. G. Maher et M. J. Hancock, “Risk of recurrence of low back pain : a systematic review,” *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, vol. 47, n^o. 5, p. 305–313, 2017.
- [49] M. C. De Jonge et J. Kramer, “Spine and sport,” *Seminars in Musculoskeletal Radiology*, vol. 18, n^o. 3, p. 246–264, 2014.

- [50] F. Wilson, C. L. Ardern, J. Hartvigsen, K. Dane, K. Trompeter, L. Trease, A. Vinther, C. Gissane, S. J. McDonnell, J. P. Caneiro, C. Newlands, K. Wilkie, D. Mockler et J. S. Thornton, "Prevalence and risk factors for back pain in sports : A systematic review with meta-Analysis," *British Journal of Sports Medicine*, vol. 55, n^o. 11, p. 601–607, 2021.
- [51] O. Paxinos, L. Mitrogiannis, A. Papavasiliou, E. Manolarakis, A. Siempenou, V. Alexelis et A. Karavasili, "Musculoskeletal injuries among elite artistic and rhythmic Greek gymnasts : A ten-year study of 156 elite athletes," *Acta Orthopaedica Belgica*, vol. 85, n^o. 2, p. 145–149, 2019.
- [52] N. Maffulli, U. G. Longo, N. Gougoulas, M. Loppini et V. Denaro, "Long-term health outcomes of youth sports injuries." *British journal of sports medicine*, vol. 44, n^o. 1, p. 21–25, 1 2010.
- [53] S. Charpy, P. Billard, P. E. Dandrieux, J. Chapon, J. Tondut et P. Edouard, "Injuries in French High-Level and National-Level Women Artistic Gymnastics : One-Year Prevalence and Associated Factors," *Applied Sciences (Switzerland)*, vol. 13, n^o. 19, 2023.
- [54] N. B. A. Goulart, M. Lunardi, J. F. Waltrick, A. Link, L. Garcias, M. d. O. Melo, J. C. Oliva et M. A. Vaz, "Injuries prevalence in elite male artistic gymnasts," *Revista Brasileira de Educação Física e Esporte*, vol. 30, n^o. 1, p. 79–85, 2016.
- [55] S. J. Hall, "Mechanical contribution to lumbar stress injuries in female gymnasts," *Medicien and science in sports and exercise*, vol. 18, n^o. 6, p. 599–602, 1986.
- [56] L. Purcell et L. Micheli, "Low back pain in young athletes," *Sports Health*, vol. 1, n^o. 3, p. 212–222, 2009.
- [57] M. A. Adams et P. Dolan, "Spine biomechanics," *Journal of Biomechanics*, vol. 38, n^o. 10, p. 1972–1983, 2005.
- [58] M. Wade, A. Campbell, A. Smith, J. Norcott et P. O'Sullivan, "Investigation of spinal posture signatures and ground reaction forces during landing in elite female gymnasts," *Journal of Applied Biomechanics*, vol. 28, n^o. 6, p. 677–686, 2012.
- [59] L. Sonvico, S. M. Spencer, L. Fawcett, J. Bucke, N. R. Heneghan et A. Rushton, "Investigation of Optimal Lumbar Spine Posture During a Simulated Landing Task in Elite Gymnasts," *International Journal of Sports Physical Therapy*, vol. 14, n^o. 1, p. 65–73, 2019.

- [60] J. Tavakoli et John J. Costi, “New Insights into the Viscoelastic and Failure Mechanical Properties of the Elastic Fiber Network of the Inter-lamellar Matrix in the Annulus Fibrosus of the Disc,” *Acta Biomaterialia*, vol. 77, p. 292–300, 2019.
- [61] L. Bellido-Fernández, J. J. Jiménez-Rejano, R. Chillón-Martínez, M. A. Gómez-Benítez, M. De-La-Casa-Almeida et M. Rebollo-Salas, “Effectiveness of Massage Therapy and Abdominal Hypopressive Gymnastics in Nonspecific Chronic Low Back Pain : A Randomized Controlled Pilot Study,” *Evidence-based Complementary and Alternative Medicine*, vol. 2018, 2018.
- [62] L. Stüpp, A. P. M. Resende, C. D. Petricelli, M. U. Nakamura, S. M. Alexandre et M. R. D. Zanetti, “Pelvic Floor Muscle and Transversus Abdominis Activation in Abdominal Hypopressive Technique Through Surface Electromyography,” *Neurourol Urodyn.*, vol. 30, n^o. April, p. 1518–1521, 2013.
- [63] K. Bø, S. Mørkved, H. Frawley et M. Sherburn, “Evidence for Benefit of Transversus Abdominis Training Alone or in Combination With Pelvic Floor Muscle Training to Treat Female Urinary Incontinence : A Systematic Review,” *Neurourol Urodyn.*, vol. 28, n^o. April, p. 368–373, 2009.
- [64] Dr Bernadette de Gasquet, “Les abdominaux : fonctionnement et dysfonctionnement,” dans *Abdominaux : arrêtez le massacre !*, 2009, p. 20–54.
- [65] D. Levac, H. Colquhoun et K. K. O’Brien, “Scoping studies : Advancing the methodology,” *Implementation Science*, vol. 5, n^o. 1, p. 1–9, 2010.
- [66] J. P. Ambegaonkar, A. M. Caswell, K. L. Kenworthy, N. Cortes et S. V. Caswell, “Lumbar lordosis in female collegiate dancers and gymnasts.” *Medical problems of performing artists*, vol. 29, n^o. 4, p. 189–192, 12 2014.
- [67] J. M. Sanz-Mengibar, P. Sainz-De-Baranda et F. Santonja-Medina, “Training intensity and sagittal curvature of the spine in male and female artistic gymnasts,” *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, vol. 58, n^o. 4, p. 465–471, 2018.
- [68] L. M. Gannon et H. A. Bird, “The quantification of joint laxity in dancers and gymnasts.” *Journal of sports sciences*, vol. 17, n^o. 9, p. 743–750, 9 1999.

- [69] E. Barakatt, G. L. Smidt, J. D. Dawson, S. H. Wei et D. G. Heiss, “Interinnominate motion and symmetry : comparison between gymnasts and nongymnasts.” *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, vol. 23, n^o. 5, p. 309–319, 5 1996.
- [70] D. A. Vacari, D. d. V. Ricieri, L. Ulbricht, E. B. Neves et E. F. R. Romaneli, “Evaluation of pelvis slope and flattening on children gymnasts by Biophotogrammetry technique.” *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference*, vol. 2012, p. 1948–1951, 2012.
- [71] M. J. L. Alexander, “The physiological characteristics of elite rhythmic sportive gymnasts,” *Journal of Human Movement Studies*, vol. 17, n^o. 2, p. 49–69, 1989.
- [72] R. Pimentel, M. N. Potter, J. J. Carollo, D. R. Howell et E. A. Sweeney, “Peak sagittal plane spine kinematics in female gymnasts with and without a history of low back pain.” *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, vol. 76, p. 105019, 6 2020.
- [73] C. J. Durall, B. E. Udermann, D. R. Johansen, B. Gibson, D. M. Reineke et P. Reuteman, “The effects of preseason trunk muscle training on low-back pain occurrence in women collegiate gymnasts,” *Journal of Strength and Conditioning Research*, vol. 23, n^o. 1, p. 86–92, 2009.
- [74] C.-W. Toueg, J.-M. Mac-Thiong, G. Grimard, B. Poitras, S. Parent et H. Labelle, “Spondylolisthesis, Sacro-Pelvic Morphology, and Orientation in Young Gymnasts.” *Journal of spinal disorders & techniques*, vol. 28, n^o. 6, p. 358–64, 7 2015.
- [75] L. Swärd, B. Eriksson et L. Peterson, “Anthropometric characteristics, passive hip flexion, and spinal mobility in relation to back pain in athletes,” *Spine*, vol. 15, n^o. 5, p. 376–382, 5 1990.
- [76] S. Mulhearn et K. George, “Abdominal muscle endurance and its association with posture and low back pain. An initial investigation in male and female elite gymnasts,” *Physiotherapy*, vol. 85, n^o. 4, p. 210–216, 1999.
- [77] M. Letts, T. Smallman, R. Afanasiev et G. Gouw, “Fracture of the pars interarticularis in adolescent athletes : a clinical-biomechanical analysis.” *Journal of pediatric orthopedics*, vol. 6, n^o. 1, p. 40–46, 1986.

- [78] T. Kums, J. Ereline, H. Gapeyeva, M. Pääsuke et A. Vain, “Spinal curvature and trunk muscle tone in rhythmic gymnasts and untrained girls,” *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, vol. 20, n^o. 2-3, p. 87–95, 2007.
- [79] T. Kums, J. Ereline, G. Veldre, H. Gapeyeva, M. Pääsuke et A. Vain, “Markers for monitoring adaptive peculiarity of the musculoskeletal system in rhythmic gymnasts with non-specific low back pain,” *Gazzetta Medica Italiana Archivio per le Scienze Mediche*, vol. 176, n^o. 5, p. 237–246, 2017.
- [80] E. A. Sweeney, A. K. Daoud, M. N. Potter, L. Ritchie et D. R. Howell, “Association between Flexibility and Low Back Pain in Female Adolescent Gymnasts,” *Clinical Journal of Sport Medicine*, vol. 29, n^o. 5, p. 379–383, 2019.
- [81] M. L. Harringe, K. Halvorsen, P. Renström et S. Werner, “Postural control measured as the center of pressure excursion in young female gymnasts with low back pain or lower extremity injury.” *Gait & posture*, vol. 28, n^o. 1, p. 38–45, 7 2008.
- [82] M. J. Alexander, “Biomechanical aspects of lumbar spine injuries in athletes : a review.” *Canadian journal of applied sport sciences. Journal canadien des sciences appliquees au sport*, vol. 10, n^o. 1, p. 1–20, 3 1985.
- [83] M. Begon, P.-B. Wieber et M. R. Yeadon, “Kinematics estimation of straddled movements on high bar from a limited number of skin markers using a chain model.” *Journal of biomechanics*, vol. 41, n^o. 3, p. 581–586, 2008.
- [84] R. A. Campbell, E. J. Bradshaw, N. Ball, A. Hunter et W. Spratford, “Effects of digital filtering on peak acceleration and force measurements for artistic gymnastics skills,” *Journal of Sports Sciences*, n^o. 1, p. 1–10, 2020.
- [85] Y.-H. Kwon, “Experimental simulation of an airborne movement : Applicability of the body segment parameter estimation methods,” *Journal of Applied Biomechanics*, vol. 17, n^o. 3, p. 232–240, 2001.
- [86] C. Simons et E. J. Bradshaw, “Do accelerometers mounted on the back provide a good estimate of impact loads in jumping and landing tasks ?” *Sports biomechanics*, vol. 15, n^o. 1, p. 76–88, 2016.

- [87] C. Meyer, E. Cammarata, T. Haumont, D. Deviterne, G. C. Gauchard, B. Leheup, P. Lascombes et P. P. Perrin, “Why do idiopathic scoliosis patients participate more in gymnastics?” *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, vol. 16, n^o. 4, p. 231–236, 2006.
- [88] J.-G. Qian, Y. Su, Y.-W. Song, Y. Qiang et S. Zhang, “A Comparison of a Multi-body Model and 3D Kinematics and EMG of Double-leg Circle on Pommel Horse.” *Journal of human kinetics*, vol. 31, p. 45–53, 3 2012.
- [89] A. K. Aiyangar, L. Zheng, S. Tashman, W. J. Anderst et X. Zhang, “Capturing three-dimensional in vivo lumbar intervertebral joint kinematics using dynamic stereo-X-ray imaging,” *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 136, n^o. 1, p. 1–10, 2014.
- [90] V. Haughton, “Medical imaging of intervertebral disc degeneration : Current status of imaging,” *Spine*, vol. 29, n^o. 23, p. 2751–2756, 2004.
- [91] H. J. Wilke, P. Neef, M. Caimi, T. Hoogland et L. E. Claes, “New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life,” *Spine*, vol. 24, n^o. 8, p. 755–762, 1999.
- [92] A. J. Lisi, C. W. O’Neill, D. P. Lindsey, R. Cooperstein, E. Cooperstein et J. F. Zucherman, “Measurement of in vivo lumbar intervertebral disc pressure during spinal manipulation : A feasibility study,” *Journal of Applied Biomechanics*, vol. 22, n^o. 3, p. 234–239, 2006.
- [93] A. Cappozzo, U. Della Croce, A. Leardini et L. Chiari, “Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1 : Theoretical background,” *Gait and Posture*, vol. 21, n^o. 2, p. 186–196, 2005.
- [94] A. Rozumalski, M. H. Schwartz, R. Werve, A. Swanson, D. C. Dykes et T. Novacheck, “The in vivo three-dimensional motion of the human lumbar spine during gait,” *Gait and Posture*, vol. 28, n^o. 3, p. 378–384, 2008.
- [95] S. L. Delp, F. C. Anderson, A. S. Arnold, P. Loan, A. Habib, C. T. John, E. Guendelman et D. G. Thelen, “OpenSim : Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 54, n^o. 11, p. 1940–1950, 2007.
- [96] M. Damsgaard, J. Rasmussen, S. T. Christensen, E. Surma et M. de Zee, “Analysis of musculos-

- keletal systems in the AnyBody Modeling System,” *Simulation Modelling Practice and Theory*, vol. 14, n^o. 8, p. 1100–1111, 2006.
- [97] J. B. Langholz, G. Westman et M. Karlsteen, “Musculoskeletal Modelling in Sports-Evaluation of Different Software Tools with Focus on Swimming,” *Procedia Engineering*, vol. 147, p. 281–287, 2016.
- [98] A. Muller, C. Pontonnier, P. Puchaud et G. Dumont, “CusToM : a Matlab toolbox for musculoskeletal simulation,” *Journal of Open Source Software*, vol. 4, n^o. 33, p. 927, 2019.
- [99] T. Lerchl, K. Nispel, T. Baum, J. Bodden, V. Senner et J. S. Kirschke, “Multibody Models of the Thoracolumbar Spine : A Review on Applications, Limitations, and Challenges,” *Bioengineering*, vol. 10, n^o. 2, p. 1–18, 2023.
- [100] M. de Zee, L. Hansen, C. Wong, J. Rasmussen et E. B. Simonsen, “A generic detailed rigid-body lumbar spine model,” *Journal of Biomechanics*, vol. 40, n^o. 6, p. 1219–1227, 2007.
- [101] M. Christophy, N. A. F. Senan, J. C. Lotz et O. M. O’Reilly, “A Musculoskeletal model for the lumbar spine,” *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, vol. 11, n^o. 1-2, p. 19–34, 1 2012.
- [102] K. T. Huynh, I. Gibson, B. N. Jagdish et W. F. Lu, “Development and validation of a discretised multi-body spine model in LifeMOD for biodynamic behaviour simulation,” *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 18, n^o. 2, p. 175–184, 2013.
- [103] A. G. Bruno, M. L. Bouxsein et D. E. Anderson, “Development and validation of a musculoskeletal model of the fully articulated thoracolumbar spine and rib cage,” *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 137, n^o. 8, 8 2015.
- [104] D. Ignasiak, S. Dendorfer et S. J. Ferguson, “Thoracolumbar spine model with articulated ribcage for the prediction of dynamic spinal loading,” *Journal of Biomechanics*, vol. 49, n^o. 6, p. 959–966, 2016.
- [105] T. Khurelbaatar, K. Kim et Y. H. Kim, “A cervico-thoraco-lumbar multibody dynamic model for the estimation of joint loads and muscle forces,” *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 137, n^o. 11, p. 1–8, 2015.

- [106] T. K. Rupp, W. Ehlers, N. Karajan, M. Günther et S. Schmitt, “A forward dynamics simulation of human lumbar spine flexion predicting the load sharing of intervertebral discs, ligaments, and muscles,” *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, vol. 14, n^o. 5, p. 1081–1105, 2015.
- [107] M. Malakoutian, J. Street, H. J. Wilke, I. Stavness, S. Fels et T. Oxland, “A musculoskeletal model of the lumbar spine using ArtiSynth—development and validation,” *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering : Imaging and Visualization*, vol. 6, n^o. 5, p. 483–490, 2018.
- [108] R. Bayoglu, P. E. Galibarov, N. Verdonshot, B. Koopman et J. Homminga, “Twente Spine Model : A thorough investigation of the spinal loads in a complete and coherent musculoskeletal model of the human spine,” *Medical Engineering and Physics*, vol. 68, p. 35–45, 2019.
- [109] J. Dvorak, M. M. Panjabi, J. E. Novotny et J. A. Antinnes, “In vivo flexion/extension of the normal cervical spine,” *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 9, n^o. 6, p. 828–834, 1991.
- [110] C. D. Favier, M. E. Finnegan, R. A. Quest, L. Honeyfield, A. H. McGregor et A. T. Phillips, “An open-source musculoskeletal model of the lumbar spine and lower limbs : a validation for movements of the lumbar spine,” *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 0, n^o. 0, p. 1–16, 2021.
- [111] M. R. Fasser, M. Jokeit, M. Kalthoff, D. A. Gomez Romero, T. Trache, J. G. Snedeker, M. Farshad et J. Widmer, “Subject-Specific Alignment and Mass Distribution in Musculoskeletal Models of the Lumbar Spine,” *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, vol. 9, n^o. August, p. 1–13, 2021.
- [112] J. Widmer, P. Fornaciari, M. Senteler, T. Roth, J. G. Snedeker et M. Farshad, “Kinematics of the Spine Under Healthy and Degenerative Conditions : A Systematic Review,” *Annals of Biomedical Engineering*, 2019.
- [113] T. Lerchl, M. E. Hussein, A. Bayat, A. Sekuboyina, L. Hermann, K. Nispel, T. Baum, M. T. Löffler, V. Senner et J. S. Kirschke, “Validation of a Patient-Specific Musculoskeletal Model for Lumbar Load Estimation Generated by an Automated Pipeline From Whole Body CT,” *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, vol. 10, n^o. July, p. 1–13, 2022.

- [114] J. Guo, W. Guo et G. Ren, “Embodiment of intra-abdominal pressure in a flexible multibody model of the trunk and the spinal unloading effects during static lifting tasks,” *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, vol. 20, n^o. 4, p. 1599–1626, 2021.
- [115] K. W. Wong, K. D. Luk, J. C. Leong, S. F. Wong et K. K. Wong, “Continuous dynamic spinal motion analysis,” *Spine*, vol. 31, n^o. 4, p. 414–419, 2006.
- [116] R. Fujii, H. Sakaura, Y. Mukai, N. Hosono, T. Ishii, M. Iwasaki, H. Yoshikawa et K. Sugamoto, “Kinematics of the lumbar spine in trunk rotation : In vivo three-dimensional analysis using magnetic resonance imaging,” *European Spine Journal*, vol. 16, n^o. 11, p. 1867–1874, 2007.
- [117] M. E. Raabe et A. M. Chaudhari, “An investigation of jogging biomechanics using the full-body lumbar spine model : Model development and validation,” *Journal of Biomechanics*, vol. 49, n^o. 7, p. 1238–1243, 5 2016.
- [118] M. Senteler, B. Weisse, D. A. Rothenfluh et J. G. Snedeker, “Intervertebral reaction force prediction using an enhanced assembly of OpenSim models,” *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 19, n^o. 5, p. 538–548, 2016.
- [119] A. A. White et M. M. Panjabi, “The basic kinematics of the human spine,” *Spine*, vol. 3, n^o. 1, 1978.
- [120] T. Fujimori, M. Iwasaki, Y. Nagamoto, T. Ishii, M. Kashii, T. Murase, T. Sugiura, Y. Matsuo, K. Sugamoto et H. Yoshikawa, “Kinematics of the thoracic spine in trunk rotation : In vivo 3-dimensional analysis,” *Spine*, vol. 37, n^o. 21, 2012.
- [121] M. M. Alemi, K. A. Burkhart, A. C. Lynch, B. T. Allaire, S. J. Mousavi, C. Zhang, M. L. Bouxsein et D. E. Anderson, “The Influence of Kinematic Constraints on Model Performance During Inverse Kinematics Analysis of the Thoracolumbar Spine,” *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, vol. 9, 2021.
- [122] N. Arjmand et A. Shirazi-Adl, “Model and in vivo studies on human trunk load partitioning and stability in isometric forward flexions,” *Journal of Biomechanics*, vol. 39, n^o. 3, p. 510–521, 2006.

- [123] D. J. Pearsall, J. G. Reid et L. A. Livingston, "Segmental inertial parameters of the human trunk as determined from computed tomography," *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 24, n^o. 2, p. 198–210, 1996.
- [124] S. L. Winter, S. M. Forrest, J. Wallace et J. H. Challis, "A dual X-ray absorptiometry validated geometric model for the calculation of body segment inertial parameters of young females," *Journal of Applied Biomechanics*, vol. 34, n^o. 2, p. 89–95, 2018.
- [125] D. A. Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement : Fourth Edition*, 2009.
- [126] P. d. Leva, "Adjustement to Zatsiorsky seluyanov's segment inertia parameters," *Journal of Biomechanics*, vol. 29, n^o. 9, p. 1223–1230, 1996.
- [127] V. M. Zatsiosky, V. N. Seluyanov et L. G. Chugunova, "Methods of determining mass-inertial characteristics of human body segments." *Contemporary Problems of Biomechanics*, p. 272–291, 1990.
- [128] R. Dumas, R. Aissaoui, D. Mitton, W. Skalli et Jacques A. de Guise, "Personalized Body Segment Parameters from biplanar Low-dose Radiography," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 52, n^o. 10, p. 1756–1763, 2005.
- [129] C. Hansen, N. Rezzoug, P. Gorce, B. Isableu et G. Venture, "Center of pressure based segment inertial parameters validation," *PLoS ONE*, vol. 12, n^o. 6, p. 1–14, 2017.
- [130] M. R. Yeadon, "The simulation of aerial movement-II. A mathematical inertia model of the human body," *Journal of Biomechanics*, vol. 23, n^o. 1, p. 67–74, 1990.
- [131] C. K. Cheng, H. H. Chen, C. S. Chen, C. L. Lee et C. Y. Chen, "Segment inertial properties of Chinese adults determined from magnetic resonance imaging," *Clinical Biomechanics*, vol. 15, n^o. 8, p. 559–566, 2000.
- [132] H. Pillet, X. Bonnet, F. Lavaste et W. Skalli, "Evaluation of force plate-less estimation of the trajectory of the centre of pressure during gait. Comparison of two anthropometric models," *Gait and Posture*, vol. 31, n^o. 2, p. 147–152, 2010.

- [133] J. Jovic, A. Escande, K. Ayusawa, E. Yoshida, J. Jovic, A. Escande, K. Ayusawa, E. Yoshida et A. Kheddar, “Humanoid and Human Inertia Parameter Identification Using Hierarchical Optimization To cite this version : HAL Id : lirmm-01348410 Humanoid and Human Inertia Parameter Identification Using,” *IEEE Transactions on Robotics*, 2020.
- [134] S. Futamura, V. Bonnet, R. Dumas et G. Venture, “A sensitivity analysis method for the body segment inertial parameters based on ground reaction and joint moment regressor matrices,” *Journal of Biomechanics*, vol. 64, p. 85–92, 2017.
- [135] A. Vandenbogert et G. Smith, “of the Ankle Joint Complex : an Optimization Approach,” *Science*, vol. 27, n^o. 12, p. 1477–1488, 1994.
- [136] P. Puchaud, C. Sauret, A. Muller, N. Bideau, G. Dumont, H. Pillet et C. Pontonnier, “Accuracy and kinematics consistency of marker-based scaling approaches on a lower limb model : a comparative study with imagery data,” *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 23, n^o. 3, p. 114–125, 2020.
- [137] L. Meszaros-Beller, M. Hammer, J. M. Riede, P. Pivonka, J. P. Little et S. Schmitt, “Effects of geometric individualisation of a human spine model on load sharing : neuro-musculoskeletal simulation reveals significant differences in ligament and muscle contribution,” *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, vol. 22, n^o. 2, p. 669–694, 2023.
- [138] T. Marsan, P. Thoreux, M. Bourgain, O. Rouillon, P. Rouch et C. Sauret, “Biomechanical analysis of the golf swing : Methodological effect of angular velocity component on the identification of the kinematic sequence,” *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, vol. 21, n^o. 2, p. 115–120, 2019.
- [139] T. Marsan, “Comparison of hip joint mechanical energetics in table tennis forehand and backhand drives : a preliminary study,” *International Journal of Racket Sports Science*, vol. 1, n^o. 2, p. 37–43, 2020.
- [140] —, “Modélisation biomécanique personnalisée des mécanismes lésionnels de la hanche sur les sports de pivot : application au tennis de table .” Thèse de doctorat, HESAM Université, 2021.
- [141] J. P. Charles, B. Grant, K. D’Août et K. T. Bates, “Subject-specific muscle properties from

- diffusion tensor imaging significantly improve the accuracy of musculoskeletal models,” *Journal of Anatomy*, vol. 237, n^o. 5, p. 941–959, 2020.
- [142] R. Akhundov, D. J. Saxby, L. E. Diamond, S. Edwards, P. Clausen, K. Dooley, S. Blyton et S. J. Snodgrass, “Is subject-specific musculoskeletal modelling worth the extra effort or is generic modelling worth the shortcut?” *PLoS ONE*, vol. 17, n^o. 11, p. 1–16, 2022.
- [143] G. Valente, L. Pitto, D. Testi, A. Seth, S. L. Delp, R. Stagni, M. Viceconti et F. Taddei, “Are subject-specific musculoskeletal models robust to the uncertainties in parameter identification?” *PLoS ONE*, vol. 9, n^o. 11, 2014.
- [144] S. Martelli, G. Valente, M. Viceconti et F. Taddei, “Sensitivity of a subject-specific musculoskeletal model to the uncertainties on the joint axes location,” *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 18, n^o. 14, p. 1555–1563, 2015.
- [145] L. Bosmans, G. Valente, M. Wesseling, A. Van Campen, F. De Groote, J. De Schutter et I. Jonkers, “Sensitivity of predicted muscle forces during gait to anatomical variability in musculotendon geometry,” *Journal of Biomechanics*, vol. 48, n^o. 10, p. 2116–2123, 2015.
- [146] L. Gajny, S. Ebrahimi, C. Vergari, E. Angelini et W. Skalli, “Quasi-automatic 3D reconstruction of the full spine from low-dose biplanar X-rays based on statistical inferences and image analysis,” *European Spine Journal*, vol. 28, n^o. 4, p. 658–664, 2019.
- [147] P. Legault, V. Cantin et M. Descarreaux, “Assessment of musculoskeletal symptoms and their impacts in the adolescent population : Adaptation and validation of a questionnaire,” *BMC Pediatrics*, vol. 14, n^o. 1, p. 1–8, 2014.
- [148] Descatha A, Roquelaure Y, Aublet-cuvellier A, Ha C, Touranchet A et Leclerc A, “Le questionnaire de type ”nordique”,” *Documents pour le médecin du travail*, vol. 112, p. 509–517, 2007. [En ligne]. Disponible : <http://www.inrs.fr/media.html?refINRS=TF165>
- [149] M. Marty, F. Blotman, B. Avouac, S. Rozenberg et J. Valat, “Validation of the French version of the Dallas Pain Questionnaire in chronic low back pain patients,” *Revue du rhumatisme (English ed.)*, vol. 65, n^o. 2, p. 126–134, 1998.

- [150] K. Elenskaia, R. Thakar, A. H. Sultan, I. Scheer et A. Beggs, "The effect of pregnancy and childbirth on pelvic floor muscle function," *International Urogynecology Journal*, vol. 22, n^o. 11, p. 1421–1427, 2011.
- [151] H. H. Thyssen, L. Clewin, S. Olesen et G. Lose, "Urinary incontinence in elite female athletes and dancers," *International Urogynecology Journal and Pelvic Floor Dysfunction*, vol. 13, n^o. 1, p. 15–17, 2002.
- [152] M. Laslett, C. N. Aprill, B. McDonald et S. B. Young, "Diagnosis of Sacroiliac Joint Pain : Validity of individual provocation tests and composites of tests," *Manual Therapy*, vol. 10, n^o. 3, p. 207–218, 2005.
- [153] S. Verfaillie, Y. Delarue, S. Demangeon et F. Beuret-Blanquart, "Évaluation À Quatre Ans D'Un Programme De Reconditionnement À L'Effort Pour Lombalgie Chronique," *Annales de Readaptation et de Medecine Physique*, vol. 48, n^o. 2, p. 53–60, 2005.
- [154] S. M. Roach, J. G. San Juan, D. N. Suprak, M. Lyda, A. J. Bies et C. R. Boydston, "Passive hip range of motion is reduced in active subjects with chronic low back pain compared to controls." *International journal of sports physical therapy*, vol. 10, n^o. 1, p. 13–20, 2015.
- [155] V. A. Steele et J. A. White, "Injury prediction in female gymnasts," *British Journal of Sports Medicine*, vol. 20, n^o. 1, p. 31–33, 1986.
- [156] T. Ito, O. Shirado, H. Suzuki, M. Takahashi, K. Kaneda et T. E. Strax, "Lumbar trunk muscle endurance testing : An inexpensive alternative to a machine for evaluation," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 77, n^o. 1, p. 75–79, 1996.
- [157] L. Benouach, "Analyse biomécanique de l'appui sportif : contributions méthodologiques et application au saut en kungfu wushu," Thèse de doctorat, Ecole nationale supérieure d'arts et métiers - ENSAM, 2015.
- [158] G. Wu et P. R. Cavanagh, "ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data," *Journal of Biomechanics*, vol. 28, n^o. 10, p. 1257–1261, 1995.
- [159] C. Vergari, L. Chanteux, R. Pietton, T. Langlais, R. Vialle et W. Skalli, "Shear wave elasto-

- graphy of lumbar annulus fibrosus in adolescent idiopathic scoliosis before and after surgical intervention,” *European Radiology*, vol. 30, n^o. 4, p. 1980–1985, 2020.
- [160] C. Vergari, P. Rouch, G. Dubois, D. Bonneau, J. Dubousset, M. Tanter, J. L. Gennisson et W. Skalli, “Intervertebral disc characterization by shear wave elastography : An in vitro preliminary study,” *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H : Journal of Engineering in Medicine*, vol. 228, n^o. 6, p. 607–615, 2014.
- [161] P. Galinié, W. Skalli, C. Eyssartier, C. Sauret, M. Tordjman, M.-L. Pissonier, R. Carlier et C. Vergari*, “Feasibility and reliability of shear wave elastography of adult lumbar intervertebral disc,” *46th congress of the Société de Biomécanique*, 2021.
- [162] P. Roussouly et J. L. Pinheiro-Franco, “Biomechanical analysis of the spino-pelvic organization and adaptation in pathology.” *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, vol. 20 Suppl 5, p. 609–618, 2011.
- [163] I. Söderkvist et P. Wedin, “Determining the movements of the skeleton using well-configured markers,” *Journal of Biomechanics*, vol. 26, n^o. 12, p. 1473–1477, 1993.
- [164] Y. Poulet, C. Eyssartier, T. Marsan, L. Valdes-Tomayo, M. Robert, P. Billard, P. Rouch, P. Thoreux et C. Sauret, “Lumbar lordosis obtained with and without intervertebral thoracic spine motions during rythmic gymnastics movements : a preliminary study,” *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 23, n^o. sup1, 2020.
- [165] M. Bourgain, “Analyse biomécanique du swing de golf,” Thèse de doctorat, Ecole nationale supérieure d’arts et métiers - ENSAM, 2018.
- [166] K. R. Holzbaur, W. M. Murray et S. L. Delp, “A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control,” *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 33, n^o. 6, p. 829–840, 2005.
- [167] A. H. Vette, T. Yoshida, T. A. Thrasher, K. Masani et M. R. Popovic, “A complete, non-lumped, and verifiable set of upper body segment parameters for three-dimensional dynamic modeling,” *Medical Engineering and Physics*, vol. 33, n^o. 1, p. 70–79, 2011.

- [168] P. Galinié, C. Eyssartier, C. Sauret, M. Tordjman, M. l. Pissonier, R. Carlier, W. Skalli et C. Vergari, “In-vivo characterization of the lumbar annulus fibrosus in adults with ultrasonography and shear wave elastography,” *Medical Engineering and Physics*, vol. 120, n°. July, 2023.
- [169] U. o. Amsterdam, “JASP,” 2018. [En ligne]. Disponible : <https://jasp-stats.org/>
- [170] C. Eyssartier, P. Billard, M. Robert, P. Thoreux et C. Sauret, “Which typical floor movements of men’s artistic gymnastics result in the most extreme lumbar lordosis and ground reaction forces?” *Sports Biomechanics*, p. 1–16, 2022.
- [171] C. Eyssartier, P. Billard, M. Robert, P. Thoreux, I. D. Biomécanique, H. Georges, F. F. D. Gymnastique, D. Recherche et N. Invalides, “Comparison of peak lumbar lordosis between some basic movements of rhythmic gymnastics,” *40th International Society of Biomechanics in Sports Conference, Liverpool, UK*, p. 179–182, 2022.
- [172] C. Eyssartier, Y. Poulet, T. Marsan, L. Valdes-Tamayo, S. El Oujaji, M. Robert, P. Billard, P. Thoreux et C. Sauret, “Contribution of hip extension and lumbar lordosis during back walkover performed by rhythmic and woman artistic gymnasts : a preliminary study,” *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 23, n°. sup1, p. S101–S103, 2020.
- [173] I. Y. Cho, S. Y. Park, J. H. Park, T. K. Kim, T. W. Jung et H. M. Lee, “The effect of standing and different sitting positions on lumbar lordosis : Radiographic study of 30 healthy volunteers,” *Asian Spine Journal*, vol. 9, n°. 5, p. 762–769, 2015.
- [174] C. Goupil, C. Sauret, S. Nguyen, P. Capron, C. Palierne, S. Le Garrec et P. Thoreux, “Valeur prédictive de l’examen clinique pour le dépistage précoce des coxopathies chez les jeunes sportifs de haut niveau : évaluation de l’incertitude de mesure des amplitudes articulaires de hanche,” *12ème Congrès Commun SFMES-SFTS, 19-21 septembre, Reims (France)*, 2019.
- [175] B. Ghostine, C. Sauret, A. Assi, Z. Bakouny, N. Khalil, W. Skalli et I. Ghanem, “Influence of patient axial malpositioning on the trueness and precision of pelvic parameters obtained from 3D reconstructions based on biplanar radiographs,” *European Radiology*, vol. 27, n°. 3, p. 1295–1302, 2017.
- [176] L. Humbert, J. A. De Guise, B. Aubert, B. Godbout et W. Skalli, “3D reconstruction of the spine

from biplanar X-rays using parametric models based on transversal and longitudinal inferences,” *Medical Engineering and Physics*, vol. 31, n^o. 6, p. 681–687, 2009.

- [177] C. Eyssartier, Y. Poulet, G. Prum, M. Robert, P. Billard, P. Thoreux et C. Sauret, “Spine kinematics evaluation in hyperextension of a spine musculoskeletal model for the study of gymnastics movements,” *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 24, n^o. SUPPL 1, p. S19–S20, 2021.

Cinquième partie

Annexes

Annexe A

Tableaux de l'étude de la portée

Les articles retenus pour l'étude de la portée sont présentés dans les sept tableaux suivants. Les six premiers tableaux correspondent à chacune des six grandes catégories définies dans l'étude de la portée, les articles qui n'ont été classés dans aucune catégorie sont répertoriés dans un septième tableau. Au sein de chaque tableau, les articles sont classés par ordre alphabétique en fonction de la clef de citation de chaque article. Cette clef de citation, qui correspond au nom de l'auteur principal auquel est associé l'année de parution de l'article ainsi qu'une lettre ou un chiffre distinctif en cas de doublon, permet d'associer chaque article à sa référence bibliographique. Ainsi, à l'issue des tableaux se trouve la bibliographie complète de cette étude de la portée.

Les abréviations suivantes ont été employés dans les tableaux :

- MI : Membres Inférieurs
- MS : Membres Supérieurs
- CC : Corps Complet
- AQM : Acquisition du Mouvement
- IMU : *Inertial Measurement Unit* en anglais, désigne des centrales inertielles
- COP : *Center of Pressure* en anglais, désigne le centre de pression
- EMG : Électromyographie
- ATR : Appui Tendue Renversé

CARACTÉRISATION BIOMÉCANIQUE D'UNE POPULATION DE GYMNASTE

Identification	Orientation	Athlètes pratiquant un autre sport	Population non athlète	Paramètre d'intérêt	Equilibre - ATR	Rachis lombaire
Ackland2003	Performance			Force Souplesse		
Albano2021	Santé Performance			Force		
Alexander1989	Santé Performance			Force		x
AL- HusseinMajidMohammedAl- Jashmi2019	Performance			Force		
Ali2014	Performance			Force Souplesse Posture		
Amato2001581	Performance	x		Force		
Ambegaonkar2014a	Santé	x		Posture		x
Andersson1988	Performance	x		Force		
Andreeva2021	Performance	x		Posture		
Asseman2004	Performance			Posture	x	
Asseman2005	Performance			Posture	x	
Asseman2005a	Performance			Posture	x	
Asseman2008	Performance	x		Posture		
Aydin2002	Santé			Proprioception		
Aydin2002a	Santé			Proprioception		
Aydog2005	Santé			Force		
Barakatt1996	Santé			Posture		x
Bassa2002	Santé Performance			Force		
Bassa2002a	Santé Performance			Force		
Batista2017a	Performance			Force		
Batista2019	Performance			Force		
Bencke2002	Performance	x		Force		
Bernard2009173	Performance	x		Force		
Boligon2015141	Performance			Souplesse		
Bradshaw2004a	Performance			Force		
Calavalle2008	Performance		x	Posture		

Calmels1995	Santé Performance			Force		
Carrick2007	Santé			Posture		
Ceklic2021	Santé		x	Force		
Centeno-Prada2015	Performance	x		Force		
Cools2007	Performance		x	Force		
Dallas2017	Performance		x	Force		
David2008	Performance	x		Force		
Davlin2004	Performance	x		Posture		
Donti2019	Performance			Force Souplesse		
Dotan2013	Performance		x	Force		
Eric20191361	Performance		x	Force		
Esteban-Garcia2020	Performance			Force		
Estevan2020	Santé Performance	x		Force Souplesse		
Faria1989	Performance			Force Souplesse		
Fotios2013	Performance			Posture		
French2004	Performance			Force		
Frutuoso2016	Santé Performance			Souplesse		
Galli2017	Santé Performance	x		Posture		
Gannon1999	Santé			Souplesse		x
Garcia2011	Performance		x	Posture		
Gatt2013	Santé			Souplesse		
Gautier2008	Performance		x	Posture		
George2013	Performance			Force		
Gomez-Landero2021	Performance			Posture		
Grospretre2016	Performance			Force		
Hahn1999	Performance	x		Souplesse		
Halin2002	Performance		x	Force		
Hansen2019	Performance			Force		
Heinen2018	Performance			Proprioception		
Hoog2021	Performance			Force Souplesse		
Housh1996	Performance			Force		
Ichinose1998	Performance	x		Force		
Ichinose1998a	Performance			Force		
Isableu2017	Performance		x	Posture		
Ito1989	Performance			Force		
Kaur2019	Performance			Force		
Kochanowicz2018a	Performance		x	Force		

Kovalenko2020	Performance			Posture		
Kritikou2017	Performance			Force Souplesse Posture		
Kums2005	Performance		x	Force		
Lamoth2009	Santé			Posture		
LeChevalier2000	Performance	x		Force		
Lephart1996	Santé		x	Force Proprioception		
Marefat2021	Performance			Force Souplesse		
Marin1999	Performance		x	Posture		
Marinsek2020	Performance			Force		
Mayer2001	Santé	x		Souplesse		
Miletic2004	Performance			Force Souplesse		
Miller2020	Santé			Souplesse		
Milosis2018	Performance			Souplesse		
Milosis2020	Performance			Force		
Mkaouer2017a	Performance	x		Posture		
Mkaouer2018	Performance			Force Souplesse		
Moeskops2020	Performance			Force		
Moltubakk2016	Performance		x	Force Souplesse		
Moraes1995	Performance			Force		
Nakatani2021	Performance			Force		
Nelson1983	Performance			Force Souplesse		
Niespodzinski2018	Performance		x	Force Proprioception		
Niespodzinski2021	Performance		x	Force		
Opala-Berdzik2018	Performance		x	Posture		
Opala-Berdzik2021	Performance		x	Posture		
Opala-Berdzik2021a	Performance		x	Posture		
Papia2018	Performance			Souplesse		
Pedotti1989	Performance		x	Force		
Peltonen1997	Performance	x	x	Force		
Pentidis2019	Performance		x	Force		
Pentidis2020	Performance		x	Force		
Pentidis2021	Santé			Force		
Pourmotahari2021	Performance		x	Force		

Puszczaowska-Lizis2019	Performance			Force Posture	x	
Rojas-Barrionuevo2016505	Performance			Force		
Roux2002	Performance		x	Posture		
Russell1995	Santé			Force		
Russo2021	Performance			Force Souplesse Posture		
Sands1995	Performance			Force		
Sands2017a	Performance			Force Souplesse		
Santos2015	Performance			Souplesse		
Sanz-Mengibar2018	Santé			Posture		x
Scharer2019b	Performance			Force		
Scharer2019c	Performance			Force		
Shigaki2013	Performance			Force Posture		
Siatras2004	Performance	x		Force		
So1994	Performance	x		Force		
Sobera2007	Performance			Posture	x	
Sobera2019	Performance			Posture		
Sobera2019a	Performance			Posture	x	
Vacari2012	Santé			Posture		x
VanDieen2012	Santé			Posture		
Vernetta2020	Performance			Souplesse		
Vladimir2013	Performance			Force Posture		
Vuillerme2001	Performance	x		Posture		
Vuillerme2001a	Performance		x	Posture		

ANALYSE DE MOUVEMENTS GYMNIQUES											
Identification	Orientation	Discipline	Agrès	Zone étudiée	Approche	Méthode acquisition	Efforts extérieurs	EMG	Rôle vision	Posture/Equilibre	Centre de pression
Akkari-Ghazouani2020	Performance	GR	-	MI CC	Cinématique Dynamique	Vidéos	x				
Andreyeva2013	Performance	GR	-	CC	Cinématique	Vidéos					
Atikovic2012	Performance	GAF	Saut de cheval	CC	Cinématique Dynamique	Vidéos					
Bakiewicz2019	Santé	GR Accrobatique	-	MI Hanches	Cinématique Dynamique	AQM	x				
Bango2017	Performance	GAM	Anneaux	CC			x				
Bao2014	Performance	GR	-	CC	Cinématique	Vidéos	x				
Barker2020	Santé	trampoline	-	CC	Dynamique	IMU					
Barreto2021	Performance	GAM	Saut de cheval	CC	Cinématique	Vidéos			x		
Baudry2003	Performance	GAM	Cheval d'Arçon	MI MS Tronc	Cinématique	AQM					
Baudry2008	Performance	GAM	Cheval d'Arçon	MI MS Tronc	Cinématique	AQM					
Baudry2009	Performance	GAM	Cheval d'Arçon	MI MS Tronc	Cinématique	AQM					
Bayraktar2021	Performance	GAF GAM	Saut de cheval	CC	Cinématique	AQM					

Begon2008	Santé	GAM	Barre fixe	MI MS CC	Cinématique	AQM					
Begon2009	Performance	GAM	Barre fixe	Hanches	Cinématique	AQM					
Bernasconi2004	Performance	GAM	Anneaux	MS				x			
Bernasconi2009	Performance	GAM	Anneaux	MS				x			
Bian2015	Performance	GAM	Barre fixe	CC	Cinématique	Vidéos					
Bobbert2008	Performance	GAM	Technique	MI	Cinématique	AQM	x	x			
Bober1989	Performance	GAM	Barre fixe	Hanches	Dynamique	Vidéos					
Boucher200389	Performance	GAM	Sol	Tronc	Cinématique Dynamique	AQM	x				
Boykin1980	Performance	GAM	Barre fixe	CC	Dynamique	Vidéos					
Bradshaw2004	Performance	GAF	Saut de cheval	CC	Cinématique	Vidéos			x		
Bradshaw2020	Performance	GAM	Sol	CC	Dynamique	IMU	x				
Brewin2000	Santé	GAM	Anneaux	MS	Dynamique	Vidéos	x				
Brtva2021	Santé Performance	GAF	Sol	MS	Cinématique Dynamique	AQM	x				
Brueggemann1983	Performance	GAF GAM	Sol	CC	Cinématique Dynamique	Simulations uniquement					
Burton2021	Performance	GAM	Barre fixe	CC	Cinématique	AQM					
Busquets2011	Performance	GAM	Barre fixe	MI MS Tronc	Cinématique	Vidéos					
Busquets2013	Performance	GAM	Barre fixe	MI MS Tronc	Cinématique	Vidéos					
Campillo2004	Performance	GAF GAM	Technique	CC	Cinématique	AQM			x		
Cerasela2020	Performance	GAF GAM	Sol	CC	Cinématique	IMU					

Chen2016	Performance	Trampoline	Trampoline	CC	Cinématique Dynamique	Simulations uniquement					
Christoforidou2017	Santé	GAF	Technique	MI	Cinématique	AQM	x				
Comfort2016	Santé	GAF	Technique	MI	Cinématique	Vidéos					
Coppola2020	Performance	GR	-	Tronc	Cinématique	AQM Vidéos	x				
Coventry2006	Performance	GAF	Saut de cheval	MI	Cinématique	AQM					
Croix2010	Performance	GAF	Technique	CC					x	x	
Croix2010a	Performance	GAF GAM	Technique	CC			x		x	x	
Cuk2013	Performance	GAM	Sol	CC	Cinématique Dynamique	Vidéos	x				
Dainis1981	Performance	GAF	Saut de cheval	CC	Cinématique	AQM Vidéos					
Dallas2020	Performance	GAM	Saut de cheval	CC	Cinématique	Vidéos			x		
Danna2019	Performance	Aérobique	Technique	CC	Cinématique	Vidéos					
Davidson2005	Santé	GAF GAM	Sol	MS	Cinématique	Vidéos	x				
Davlin2001	Performance	GAF	Sol	MI Tronc	Cinématique	IMU			x		
Davlin2001a	Performance	GAF	Sol	CC	Cinématique	IMU			x		
Delignieres1998	Performance	GAM	Barres parallèles	CC	Cinématique	AQM					
Dewberry2003	Performance	GAF GAM	Technique	MI Tronc	Cinématique	AQM					
Diener2019	Performance	GAF GAM	Saut de cheval	CC	Cinématique Dynamique	Revue systématique					
Dunlavy2007	Performance	GAM	Anneaux	CC			x				
Dyhre-Poulsen1987	Performance	GR	Sol	MI	Cinématique	Vidéos	x	x			

Dziewiecki2012	Santé	GAM	Technique	MI	Cinématique Dynamique	AQM	x				
Dziewiecki2013	Performance	GAM	Sol	MI	Dynamique	Vidéos	x				
Ede2021	Santé	GAM	Technique	MI	Cinématique Dynamique	AQM	x				
Elizabeth2010	Performance	GAF	Poutre	CC	Cinématique Dynamique	Vidéos	x				
Exell2016	Santé	GAF	Sol	MS	Cinématique Dynamique	AQM	x				
Farana2013	Santé	GAF	Sol	MS	Cinématique Dynamique	AQM	x				
Farana2014	Performance	GAM	Saut de cheval	CC	Cinématique	Vidéos					
Farana2014a	Santé	GAF	Sol	MS	Cinématique Dynamique	AQM	x				
Farana2015	Santé	GAM	Sol	MS	Cinématique Dynamique	AQM	x				
Farana2015a	Performance	GAM	Saut de cheval	CC	Cinématique	Vidéos					
Farana2015b	Santé	GAF	Sol	MS	Cinématique Dynamique	AQM	x				
Farana2017	Santé	GAF	Sol	MS	Cinématique Dynamique	AQM	x				
Farana2017a	Santé	GAF	Sol	MS	Cinématique Dynamique	AQM	x				
Farana2018	Santé	GAF	Sol	MS	Cinématique Dynamique	AQM	x				
Farana2019	Santé	GAF GAM	Sol	MS	Cinématique Dynamique	AQM	x				
Floria2015	Performance	Accrobatique	-	CC	Cinématique						x
Frere2012	Performance	GAM	Barre fixe	MS				x			

Frere2012a	Performance	GAM	Barre fixe	MS Tronc CC	Cinématique Dynamique	AQM		x			
Fujihara2009	Performance	GAM	Cheval d'Arçon	CC	Cinématique	Vidéos	x				
Fujihara2010	Performance	GAM	Cheval d'Arçon	CC	Cinématique	Vidéos	x				
Fujihara2012	Performance	GAM	Cheval d'Arçon	CC	Cinématique	AQM	x				
Fujihara2012a	Santé Performance	GAM	Cheval d'Arçon	CC			x				
Fujihara2012b	Performance	GAM	Cheval d'Arçon	CC	Dynamique	AQM	x				
Fujihara2012c	Performance	GAM	Cheval d'Arçon	CC	Cinématique Dynamique	AQM	x				
Fujihara2019	Performance	GAM	Cheval d'Arçon	CC	Cinématique	AQM					
Gautier2007	Performance	GAM	Technique	CC	Cinématique	AQM			x	x	x
Gervais1994	Performance	GAF GAM	Saut de cheval	CC	Dynamique	AQM Vidéos					
Gervais2003	Performance	GAM	Barres parallèles	MI Tronc CC	Cinématique Dynamique	AQM					
Gittoes2011	Performance	GAF	Poutre	MI CC	Cinématique	AQM					
Gittoes2013	Performance	GAF	Poutre	MI CC	Cinématique	AQM					
Grabowiecki2021	Performance	GAF GAM	Technique	CC	Cinématique	AQM				x	x
Grassi2005	Performance	GAF GAM	Sol	CC	Cinématique	AQM					
Grassi2005a	Performance	GAM	Technique	CC	Cinématique	AQM					
Guler1992	Santé	GAF GAM	Technique	CC	Cinématique Dynamique	Simulations uniquement	x				

Guo2014	Performance	GAM	Barres parallèles	CC	Cinématique Dynamique	Vidéos					
Haering2017	Performance	Accrobatique	-	CC	Cinématique Dynamique	AQM					
Haigis2020	Performance	GAF GAM	Saut de cheval	CC	Cinématique	Vidéos			x		
Hedbavny2015	Performance	GAF	Saut de cheval	CC	Cinématique	Vidéos					
Heinen2011	Performance	GAF	Saut de cheval	CC		Vidéos					
Heinen2011a	Performance	GAF GAM	Sol	CC		Vidéos			x		
Heinen2012	Performance	GAF	Barres asymétriques	CC	Cinématique	Vidéos			x		
Heinen2012a	Performance	GAM	Barre fixe	CC	Cinématique	Vidéos			x		
Heinen2012b	Performance	GAF	Saut de cheval	CC		Vidéos			x		
Heinen2013	Performance	GAF	Saut de cheval	CC		Vidéos			x		
Heinen2017	Performance	GAF	Saut de cheval	CC		Vidéos			x		
Hiley2001	Performance	GAM	Barre fixe	CC	Dynamique	Simulations uniquement					
Hiley2003	Performance	GAM	Barre fixe	CC	Dynamique	Simulations uniquement					
Hiley2003a	Performance	GAM	Barre fixe	CC	Cinématique Dynamique	AQM Simulations					
Hiley2005	Performance	GAF	Barres asymétriques	CC	Dynamique	Simulations uniquement					
Hiley2005a	Performance	GAM	Barre fixe	CC	Cinématique	Simulations uniquement					
Hiley2007	Performance	GAF	Barres asymétriques	CC	Cinématique	AQM Simulations					

Hiley2007a	Performance	GAM	Barre fixe	CC	Cinématique Dynamique	AQM Simulations					
Hiley2008	Performance	GAM	Barre fixe	CC	Cinématique	Simulations uniquement					
Hiley2009	Performance	GAM	Barres parallèles	CC	Cinématique	AQM Simulations					
Hiley2012a	Performance	GAM	Barres parallèles	CC	Cinématique Dynamique	AQM Simulations					
Hiley2012b	Performance	GAM	Barre fixe	CC	Cinématique Dynamique	AQM Simulations					
Hiley2013	Performance	GAF	Barres asymétriques	CC	Cinématique Dynamique	Vidéos Simulations					
Hiley2013a	Performance	GAM	Barre fixe	CC	Cinématique Dynamique	AQM					
Hiley2014	Performance	GAM	Barre fixe	CC	Cinématique	Simulations uniquement					
Hiley2015a	Performance	GAM	Saut de cheval	CC	Cinématique Dynamique	Simulations uniquement					
Hiley2016	Performance	GAM	Barre fixe	CC	Cinématique	Simulations uniquement					
Hiley2016a	Performance	GAM	Barre fixe	CC	Cinématique	Simulations uniquement					
Hiley2016b	Performance	GAM	Barre fixe	CC	Cinématique Dynamique	AQM Simulations					
Holvoet1999	Performance	GAF GAM	Sol	CC		Simulations uniquement					
Holvoet2002	Performance	GAM	Barre fixe	CC	Cinématique	Vidéos Simulations					
Holvoet200226	Performance	GAM	Barre fixe	CC	Dynamique						
Horri2021	Performance	GAM	Sol	MI MS	Cinématique	Vidéos					
Hraski2004	Performance	GAM	Sol	MI MS	Dynamique	Vidéos					

Huang2011	Performance	GAF	Saut de cheval	CC	Cinématique	Vidéos					
Huchez2016	Performance	GAF	Barres asymétriques	CC	Cinématique	AQM					
Igarashi1983	Performance	GAM	Barre fixe	CC	Cinématique	Vidéos					
Irwin2005	Performance	GAM	Barre fixe	MI MS	Cinématique	Vidéos					
Irwin2006	Performance	GAM	Barre fixe	MI MS Tronc	Cinématique Dynamique	Vidéos	x				
Irwin2007	Performance	GAM	Barre fixe	MI MS	Cinématique Dynamique	Vidéos	x				
Irwin2007a	Performance	GAM	Barre fixe	MI MS	Cinématique	Vidéos					
Irwin2009	Performance	GAM	Saut de cheval	MS Hanches CC	Cinématique						
Irwin2014	Performance	GAF	Barres asymétriques	MI MS Tronc	Cinématique Dynamique	Vidéos					
Irwin2017	Performance	GAM	Barre fixe	MI MS Tronc	Cinématique	Vidéos					
Irwin2020	Performance	GAM	Barre fixe	MI MS Tronc	Cinématique	AQM					
Irwin2021	Performance	GAM	Barre fixe	CC	Dynamique	Vidéos					
Jiang2015	Performance	GAM	Barres parallèles	CC	Cinématique	Vidéos					
Kajic2020	Performance	GAF GAM	Saut de cheval	CC	Cinématique	Vidéos					
Kamon2003	Performance	Trampoline	Sol	CC	Cinématique	Simulations uniquement					

Kanemoto2009	Performance	GAM	Barre fixe	CC	Cinématique	Vidéos					
Kerwin1993	Performance	GAM	Saut de cheval	CC	Cinématique	Vidéos					
Kerwin1993a	Performance	GAM	Barre fixe	MI MS	Cinématique	Vidéos					
Kerwin2001	Performance	GAM	Technique	MI MS Hanches	Cinématique Dynamique	Vidéos	x				
Kerwin2010	Performance	GAF	Barres asymétriques	MI MS	Cinématique Dynamique	Vidéos					
King1999	Performance	GAF GAM	Saut de cheval	CC	Cinématique Dynamique	Vidéos					
King2003	Performance	Tumbling	-	CC	Cinématique Dynamique	Vidéos					
King2004	Performance	Tumbling	-	MI MS Tronc	Cinématique Dynamique	Vidéos					
King2005	Performance	GAM	Saut de cheval	CC	Cinématique Dynamique	Vidéos					
Kinolik1980	Performance	GAF	Sol	CC	Cinématique Dynamique	Vidéos					
Kochanowicz2018	Performance	GAF GAM	Technique	MI MS			x	x		x	
Kochanowicz2019	Performance	GAF GAM	Technique	MI MS Tronc				x			
Koh1992	Santé	GAF	Sol	MS	Cinématique		x				
Koh2003	Performance	GAF	Saut de cheval	MI MS Tronc	Cinématique						
Koh2003b	Performance	GAF	Saut de cheval	MI MS Tronc	Dynamique	Vidéos					

Koh2007	Performance	GAF	Saut de cheval	CC	Cinématique	Simulations uniquement					
Kolar2002	Performance	GAM	Barres parallèles	MI MS Tronc	Dynamique	Vidéos					
Kolar2017	Performance	GAM	Barres parallèles	CC	Cinématique	Vidéos					
Kolimechkov2021	Performance	GAM	Anneaux	CC	Cinématique	Vidéos					
Kopp1980	Performance	GAM	Barre fixe	CC			x				
Krol2020	Performance	GAF GAM	Sol	MI MS Tronc	Cinématique	AQM	x	x			
Kyselovicova2020	Performance	GR	Sol	CC	Cinématique	AQM					
LealdelOjo2020	Performance	Accrobatique	-	CC	Cinématique		x				x
Lee1992	Performance	Trampoline	Trampoline	CC					x		
Lightsey1983	Performance	GAF GAM	Sol	CC	Cinématique	Simulations uniquement					
Lim2005	Performance	GAM	Saut de cheval	CC	Cinématique	Vidéos					
Linderman2021	Santé	GAF	Sol	MS	Cinématique Dynamique	AQM	x				
Liu2015	Performance	GAM	Barre fixe	CC	Cinématique	Vidéos					
Lovecchio2013	Performance	GAF GAM	Sol	MI MS Tronc	Cinématique	AQM					
Mack2018	Performance	GAF	Saut de cheval	MI MS Tronc	Cinématique	Vidéos					
Mack2020	Performance	GAF	Sol	MI MS Tronc	Cinématique	Vidéos					

Mack2021	Performance	GAF	Poutre	CC	Cinématique	Vidéos					
Manning2011	Performance	GAF	Barres asymétriques	MS Hanches	Cinématique	Vidéos					
Marinsek2019	Santé Performance	GAM	Sol	CC			x				
Markolf1990	Santé	GAM	Cheval d'Arçon	MS			x				
Mathiyakom2006	Performance	GAF GAM	Sol	MI Tronc	Cinématique Dynamique	Vidéos	x	x			
Mathiyakom2006a	Performance	GAF GAM	Sol	MI Tronc	Cinématique Dynamique	Vidéos	x	x			
McLaren2015	Santé	GAF	Sol	MI MS	Cinématique	Vidéos					
Mcneal2007	Performance	Tumbling	-	MI				x			
McNitt-Gray1989	Performance	GAM	Technique	MI CC	Cinématique Dynamique	Vidéos		x			
McNitt-Gray1993	Performance	GAM	Technique	MI Hanches	Cinématique Dynamique	Vidéos	x	x			
McNitt-Gray2001	Performance	GAM	Sol	MI	Cinématique Dynamique	Vidéos	x	x			
Medved1989	Performance	GAF GAM	Sol	MI			x	x			
Medved1995	Performance	GAM	Sol	MI			x	x			
Mikl2016	Performance	GAF	Sol	CC	Cinématique Dynamique	Simulations uniquement					
Mikl2018	Performance	GAM	Sol	CC	Cinématique Dynamique	Simulations uniquement					
Milcic2019	Performance	GAM	Saut de cheval	CC	Cinématique						
Mills2009	Performance	GAM	Saut de cheval	CC	Dynamique	Simulations uniquement	x				

Mizutori2021	Performance	GAM	Technique	MI MS	Cinématique Dynamique	Vidéos	x				
Mkaouer2012	Performance	GAM	Sol	CC	Cinématique Dynamique	AQM	x				
Mkaouer2013	Performance	GAM	Sol	CC	Cinématique Dynamique	AQM	x				
Mkaouer2014	Performance	GAM	Sol	CC	Cinématique Dynamique	AQM	x				
Mkaouer2017	Performance	GAF GAM	Saut de cheval Sol	CC	Dynamique	Vidéos	x				
Morales2021	Performance	GAF	Sol	MI Hanches	Cinématique	Vidéos					
Motoshima2015	Performance	GAM	Saut de cheval	CC	Cinématique Dynamique	AQM					
Motoshima2015a	Performance	GAF GAM	Saut de cheval	CC	Dynamique	AQM					
Neal1995	Performance	GAM	Barre fixe	MS	Dynamique		x				
NevzatOzguven1988	Santé	GAM	Technique	CC			x				
Nichols-Ketchum1995	Santé	GAM	Barre fixe	MS			x				
Nouillot2004	Performance	GAF GAM	Technique	CC			x			x	
Pajek2016	Santé	GAF	Poutre	MI	Cinématique	Vidéos					
Penitente2015	Santé	GAF	Saut de cheval	MS	Cinématique Dynamique	Vidéos	x				
Pimentel2020	Santé	GAF	Poutre Sol	Lombaires	Cinématique	IMU					
Potop2014	Performance	GAF	Barres asymétriques	CC	Cinématique Dynamique	Vidéos					
Potop2014a	Performance	GAF	Sol	CC	Cinématique Dynamique	Vidéos					

Potop2017	Performance	GAF	Poutre	CC	Cinématique Dynamique	Vidéos					
Potop2017a	Performance	GAF	Poutre	CC	Cinématique Dynamique	Vidéos					
Pozzo1988173	Performance	GAM	Technique	MS CC			x	x		x	x
Pritchard2020	Santé	GAF	Technique	Tête	Cinématique Dynamique	IMU Vidéos					
Qian1989	Performance	GAM	Barre fixe	Hanches	Cinématique	Vidéos					
Rai1989	Performance	GAF	Saut de cheval	CC	Cinématique	Vidéos					
Reid1983	Performance	GAM	Barre fixe	CC			x				
Requejo2004	Santé Performance	GAF	Technique	MS CC	Cinématique Dynamique	Simulations uniquement					
Robertson1981	Santé	GAF	Barres asymétriques	CC			x				
RodríguezGalán2018605	Performance	GR	Sol	Hanches CC	Cinématique	Vidéos					
Rutkowska- Kucharska2018	Santé	GR	Sol	MI	Cinématique	AQM	x	x			
Schack2003	Performance	GAF GAM	Sol	CC	Cinématique	Vidéos					
Scharer2016	Performance	GAF GAM	Saut de cheval	CC	Cinématique Dynamique	AQM					
Scharer2021	Performance	GAF GAM	Saut de cheval	CC	Cinématique Dynamique	AQM					
Seegmiller2003	Santé	GAF	Technique	MI			x				
Seeley2005	Santé	GAF	Saut de cheval	MS			x				
Serafin2008	Santé	GAM	Anneaux	CC	Cinématique Dynamique	AQM					
Serbest2018	Performance	GAM	Barre fixe	MS CC	Dynamique	AQM					

Sevrez2012	Performance	GAM	Barre fixe	MS Hanches CC	Dynamique						
Seyranian2011	Performance	GR	Technique	CC	Cinématique	Simulations uniquement					
Slater2015	Santé	GAF	Sol	MI	Cinématique	AQM	x				
Slobounov1996	Performance	GAM	Technique	CC	Cinématique					x	x
Sonvico2019	Santé	GAF GAM	Technique	Lombaires	Cinématique	IMU					
Spencer2017	Performance	GAM	Barre fixe	CC	Cinématique	Vidéos					
Sprigings1997	Performance	GAM	Saut de cheval	CC	Cinématique Dynamique	Simulations uniquement					
Sprigings1998	Performance	GAM	Anneaux	CC	Cinématique Dynamique	Simulations uniquement					
Straker2021	Santé	GAF	Technique	MI	Cinématique	AQM	x				
Suchomel2016	Performance	GAM	Technique	CC			x				
Takei1989	Performance	GAM	Barres parallèles	CC	Cinématique	Vidéos					
Takei1995	Performance	GAM	Barres parallèles	CC	Cinématique	Vidéos					
Takei1996	Performance	GAF GAM	Saut de cheval	CC	Cinématique	Vidéos					
Takei1997	Performance	GAF GAM	Barre fixe	CC	Cinématique	Vidéos					
Takei1998	Performance	GAM	Saut de cheval	CC	Cinématique	Vidéos					
Takei2000	Performance	GAM	Saut de cheval	CC	Cinématique	Vidéos					
Takei2000a	Performance	GAM	Saut de cheval	CC	Cinématique Dynamique	Vidéos					
Takei2003	Performance	GAM	Saut de cheval	CC	Cinématique Dynamique	Vidéos					

Takei2007	Performance	GAM	Saut de cheval	CC	Cinématique	Vidéos					
Takei2007a	Performance	GAM	Saut de cheval	CC	Cinématique	Vidéos					
Tant1989	Santé	GAF	Technique	Tronc CC	Cinématique	Vidéos	x				
Vaughan1980	Santé	Trampoline	Trampoline	MI	Cinématique Dynamique	Simulations uniquement	x				
Vicinanza2018	Performance	GAM	Barre fixe	CC	Cinématique	AQM					
Vladimir2012	Performance	GAF	Saut de cheval	CC	Cinématique Dynamique	Vidéos					
Vladimir2013a	Performance	GAF	Sol	CC	Cinématique Dynamique	Vidéos					
Vladimir2014	Performance	GAF	Poutre	CC	Cinématique Dynamique	Vidéos					
Vladimir2014a	Performance	GAF	Barres asymétriques	CC	Cinématique Dynamique	Vidéos					
Vladimir2015a	Performance	GAF	Poutre	CC	Cinématique Dynamique	Vidéos					
VonLaßberg2013	Performance	GAM	Barre fixe	MI CC	Cinématique Dynamique	Vidéos		x			
VonLaßberg2014	Performance	GAF GAM	Sol	CC	Cinématique	AQM		x	x		
VonLaßberg2014a	Performance	GAM	Barre fixe Barres parallèles	CC	Cinématique Dynamique	Vidéos		x			
VonLaßberg2015	Performance	GAM	Barre fixe Barres parallèles Anneaux Trampoline	CC	Dynamique			x			
Wade2012	Santé	GAF	Sol	Lombaires	Cinématique	AQM	x				

Williams2012	Performance	GAM	Barre fixe	MI MS CC	Dynamique	AQM					
Williams2015	Performance	GAM	Barre fixe	MI MS CC	Cinématique Dynamique	AQM					
Williams2015a	Performance	GAM	Barre fixe	MI Hanches CC	Cinématique Dynamique	AQM					
Williams2016	Performance	GAM	Barre fixe	MS Hanches	Cinématique	AQM					
Witten1996	Performance	GAF	Barres asymétriques	CC	Cinématique Dynamique						
Wu2019	Performance	GAM	Sol	MI MS CC	Cinématique Dynamique	AQM	x				
Wu2019a	Santé	GAM	Sol	MI CC	Cinématique Dynamique	AQM	x	x			
Yamada2019	Performance	GAM	Cheval d'Arçon Saut de cheval	CC	Dynamique	Vidéos	x				
Yamasaki2006	Performance	GAM	Barre fixe	CC	Cinématique						
Yamasaki2008	Performance	GAM	Barre fixe	CC	Cinématique						
Yamasaki2010	Performance	GAM	Barre fixe	CC	Cinématique						
Yeadon1996	Performance	GAM	Sol	CC	Cinématique Dynamique	Simulations uniquement					
Yeadon1998	Performance	GAM	Saut de cheval	CC	Cinématique	Vidéos					
Yeadon1999	Performance	GAF	Sol	CC	Cinématique Dynamique	Vidéos					
Yeadon2000	Performance	GAM	Barre fixe	CC	Cinématique Dynamique	Vidéos					

Yeadon2003	Performance	GAM	Anneaux	CC	Cinématique Dynamique	Vidéos	x				
Yeadon2003a	Performance	GAM	Technique	MI MS CC	Cinématique Dynamique	Vidéos					
Yeadon2014	Performance	GAM	Sol	CC	Cinématique Dynamique	Simulations uniquement					
Yeadon2014a	Performance	GAM	Saut de cheval	CC	Cinématique Dynamique	Vidéos					
Yeadon2017	Performance	Trampoline	Trampoline	CC	Cinématique	Simulations uniquement					
Yeadon2018	Performance	GAF GAM	Sol	CC	Dynamique	Simulations uniquement					
Zhicheng1989	Performance	GAM	Barres parallèles	CC	Cinématique	Vidéos					

ANALYSE DE L'INTÉRACTION ENTRE LE GYMNASTE ET SON ENVIRONNEMENT

Identification	Orientation	Environnement	Paramètre étudié
Arampatzis1998	Performance	Barre fixe	Transfert Energie
Arampatzis1999	Performance	Barre fixe/barres asymétriques	Transfert Energie
Arampatzis2001	Performance	Barre fixe/barres asymétriques	Transfert Energie
Arampatzis2002	Santé Performance	Sol (réception)	Effet Praticable
Arampatzis2003	Santé Performance	Sol (réception)	Effet hauteur saut
Arampatzis2004	Santé Performance	Sol (réception)	Effet praticable
Arampatzis2005	Santé Performance	Sol (réception)	Effet praticable
Arnista2020	Performance	Sol (équilibre)	Effet praticable
Brewin2000	Santé	Anneaux	Effet agrès
Cian2015	Performance	Sol (équilibre)	Effet équipement
Gatto1992	Santé	Sol (réception)	Effet praticable
Guler1992	Santé	Sol (réception)	Effet praticable
Halilaj2018	Santé	Tous les agrès	Interaction avec surface agrès
Hiley2011	Santé	Système de sécurité	-
Irwin2006	Performance	Barre fixe	Transfert Energie
Irwin2009	Performance	Saut de cheval	Effet agrès
Jackson2010	Performance	Saut de cheval	Interaction avec surface agrès
Jackson2011	Performance	Saut de cheval	Interaction avec surface agrès
Junior2021	Santé Performance	Barre fixe	Interaction avec surface agrès
Loose2007	Performance	Sol (réception)	Effet praticable
Mills2006	Santé Performance	Tapis atterrissage	-
Mills2010	Performance	Tapis atterrissage	-
Pain2005	Santé Performance	Tapis atterrissage	-
Paulino2021232.e1	Performance	Sol (réception)	Effet praticable
Perez-Soriano2010	Santé Performance	Sol (réception)	Effet praticable
Rojas-Barrionuevo2017	Santé Performance	Sol (rebond)	Effet praticable
Sands2014	Performance	Sol (réception)	Effet Praticable
Sands2019	Santé	Trampoline	Système de sécurité
Sands2019a	Performance	Trampoline	Effet agrès
Sevrez2009	Performance	Barre fixe	Transfert Energie
Vinken2015	Performance	Sol (rebond)	Effet équipement
Wilson1989	Performance	Sol (réception)	Effet praticable
Yang2017	Santé	Sol (réception)	Effet équipement

ANALYSE DE L'EFFET D'UN ENTRAÎNEMENT						
Identification	Orientatio n	Zone étudiée	Entraînemen t souplesse	Renforcemen t musculaire	Technique d'apprentissag e	Autre
Baudry2006	Performance	CC				Retour vidéo
Bernasconi2006	Performance	MS		x		
Bogdanis2019	Performance	MI	x			
Bordalo2015	Performance	MS Lombaire s	x			
Colclough2018	Santé	MI				Entraînement sauts
Dallas2014	Performance	MI				Vibrations
Dallas2021	Performance	MI CC	x			
Deley2011	Performance	MI				Electromyostimulatio n
Despina2014	Performance	MI CC				Vibrations
DiCagno2010	Performance	CC	x			
Dominik2021	Performance	Hanches	x			
Donti2014	Performance	Hanches	x			Entraînement sauts
Donti2018	Performance	Hanches	x			
Donti2020	Performance	Hanches	x			
Donti2021	Performance	Hanches	x			
Douda2007	Performance	MI MS Hanches CC				Entraînement de gymnastique
Durall2009	Santé	Lombaire s		x		
Ferri-Caruana2020	Performance	Hanches CC	x			
George2019	Performance	CC				Activation musculaire
Gyulai2013	Performance	MS CC				Vibrations
Hall2016	Performance	MI CC		x		
Hiley2019	Performance	MS Hanches CC			x	
Hutchinson1998	Performance	CC				Amélioration condition physique
Janin2009	Santé	MI				Electromyostimulatio n
Johnson2019	Performance	CC	Avec vibrations			
Karakollukcu2015	Performance	CC				Amélioration condition physique
Kashuba2012	Performance	CC			x	
Kinser2008	Performance	CC	Avec vibrations			

Kochanowicz2019a	Performance	MS				Amélioration condition physique
Lee2019	Santé	Lombaire Hanches				Manipulations rachis lombaire
Lima2019	Performance	MI Hanches	x			
Louder2019	Performance	CC				Entraînement sauts
Marina2014	Performance	CC		x		
McNeal2003	Performance	MI	x			
McNeal2011	Performance	MI CC	Avec vibrations			
Mehrtash2015	Performance	CC				Entraînement de gymnastique
Melocchi2021	Performance	CC	x			
Michel2014	Performance	CC		x		
Mikheev2008	Performance	CC				Vibrations
Moeskops2018	Performance	MI Tronc CC		x		
Montalvo2019	Performance	CC	x			
Moore1980	Performance	MI Hanches	x			
Piazza2014	Performance	MI Hanches		x		
Rhea2008	Performance	MI		x		
Rohleder2018	Performance	MS Hanches			x	
Rohleder2019	Performance	CC			x	
Saeed2019	Performance	CC				Rouleau de massage
Sands2006	Performance	MI CC	Avec vibrations			
Sands2008	Performance	MI CC	Avec vibrations			
Scharer2021a	Performance	CC			x	
Secomb2017	Performance	MI Tronc CC				Entraînement de gymnastique
Siatras2003	Performance	CC	x			
Siatras2014	Performance	CC	x			
Tabakovic2016	Performance	MI		x		
Tsaklis2008	Performance	CC		x		
Vladimir2015	Performance	CC			x	
Zivcic-Markovic2012	Performance	CC			x	

ASPECTS MÉCANIQUES DES BLESSURES					
Identification	Objectif	Corps complet	Membres inférieurs	Membres supérieurs	Rachis
Alexander1985	Prevention				Review
Beyranvand2017	Prevention			Stabilité fonctionnelle	
Bradshaw2012	Prevention	Review			
Brueggemann2013	Prevention	Livre			
Dallas2016	Post blessure		Posture/Equilibre		
DHemecourt2012	Prevention				Review
Gittoes2012	Prevention	Review			
Hall1986	Prevention				Cinématique Efforts extérieurs
Harringe2008	Post blessure		Posture/Equilibre		Posture
Hume2013	Prevention	Review			
Kums2007	Prevention				Lordose lombaire/Cyphose thoracique Force/endurance musculaire
Kums2017	Prevention				Lordose lombaire/Cyphose thoracique Force/endurance musculaire
Letts1986	Post blessure				Force/endurance musculaire
Ling2020	Prevention				Souplesse Force/endurance musculaire
Maffulli1997	Post blessure		Force/endurance musculaire		
Momma2019	Prevention		Contraintes articulaires		
Momma2020	Prevention		Contraintes articulaires		
Mulhearn1999	Prevention				Posture Force/endurance musculaire
Ohlen1989	Prevention				Lordose lombaire/Cyphose thoracique Amplitude de mouvement
Oliver2010	Prevention		Force/endurance musculaire		
Perry1983	Prevention			Review	
Pimentel2020	Prevention				Cinématique
Sands2016	Prevention				Review
Sward1990	Prevention				Amplitude de mouvement
Sweeney2019	Prevention				Souplesse
Toueg2015	Prevention				Paramètres pelviens

Tsai1993	Post blessure				Lordose lombaire/Cyphose thoracique Amplitude de mouvement
Vain2002	Prevention	Efforts au sol Force/endurance musculaire			
Vanneuville199633	Prevention				Lordose lombaire/Cyphose thoracique Force/endurance musculaire
Wojtys2000	Prevention				Lordose lombaire/Cyphose thoracique
Wright1998	Prevention	Souplesse Force/endurance musculaire			

ARTICLES DE MÉTHODES ET D'ANALYSES

Identification	Analyse du mouvement	Efforts au sol	Simulation du mouvement	Reconnaissance de mouvements	Caractérisation population de gymnastes	Autres
Barreto2021a	IMU					
Begon2008	AQM					
Blajer2001			x			
Blenkinsop2016	EMG					
Cagran2010		AQM				
Campbell2020	Filtrage					
Campbell2021		IMU				
Cassel2006	Vidéos					
Chen2014	Vidéos					
Chen2021	IMU					
Davidson2009					x	
Dyas2021					x	
Eager2019	IMU					
Ferger2019		FP				
Fronk1986		FP				
Furjan-Mandic2018						x
Han2011			x			
Hiley2003a			x			
x			x			
Hiley2015			x			
Hiley2021			x			
Huchez2015			x			
Jia2009			x			
Kerwin2006		Vidéos				
King2002			x			
Koh2003a			x			
Krizaj2015	IMU					
Kwon1996	Etude de sensibilité					
Kwon2001	AQM					
Leboeuf2006			x			
Leboeuf2012			x			
Lehmann2020			x			
Lehmann2021	Vidéos					
Linge2006			x			
Linge2011			x			
Liu2013		FP				
Marinsek2014					x	
McDonald2011	Vidéos					
Mills2008			x			
Mombaur2012			x			
Pendrill2015			x			

Perin2012					x	
Qian2012			x			
Reily2017				x		
Requejo2002			x			
Ringhof2018					x	
SainzdeBaranda2014					x	
Salinic2011			x			
Sano2007		Vidéos				
Sasaki2018				x		
Sato2015	Vidéos					
Scharer2019a				x		
Sheets2006				x		
Sheets2008			x			
Sheets2009			x			
Shin2008				x		
Siatras2010					x	
Siatras2011				x		
Simons2016		IMU				
Venture2009	AQM					
Venture2010				x		
Ye2021	IMU					
Yeadon1990			x			
Yeadon1990a			x			
Yeadon1990b	Vidéos					
Yeadon1990c			x			
Yeadon1999a	Vidéos					
Yeadon2002			x			
Zernicke1982	Vidéos					
Zhao2021				x		

AUTRES	
Identification	Thématique
BinIsmail2018	Illustration livre
Jemni2017	Chapitre de livre
Jemni2017a	Chapitre de livre
Multon2007	Simulation en réalité virtuelle
Natrup2020	Direction regard trampoline
Natrup2021	Direction regard trampoline
Nyman201927	Chapitre de livre
Omorczyk2015	Aide arbitrage
Prassas2006	Revue sur biomécanique GA
Rosamond2009	Aide apprentissage
Sands2013	Chapitre de livre
Sands2017	Chapitre de livre
Shierman1982	Paramètres d'intérêt pour coach
Velickovic2016	Détection erreurs techniques pour aider à apprentissage

Références de l'étude de la portée

- Ackland, Timothy, Elliott, Bruce, & Richards, Joanne. 2003. Growth in body size affects rotational performance in women's gymnastics. *Sports biomechanics*, **2**(2), 163–176.
- Akkari-Ghazouani, H, Mkaouer, B, Amara, S, & Chtara, M. 2020. Kinetic and kinematic analysis of three different execution modes of stag leap with and without throw-catch ball in rhythmic gymnastics. *Science of Gymnastics Journal*, **12**(3), 255–264.
- AL-Hussein Majid Mohammed Al-Jashmi, A, Ali, H N, & Khedair, G K. 2019. Muscular balance of the upper limb and trunk and its relation to the performance of certain skills in gymnastic. *Annals of Tropical Medicine and Public Health*, **22**(Special Issue 5).
- Albano, D, D'Anna, C, & Vastola, R. 2021. Push up, explosive push up and free fall tests to evaluate the upper body power : A preliminary study in aerobic gymnastics. *Journal of Human Sport and Exercise*, **16**(Proc3), S973–S979.
- Alexander, M J. 1985. Biomechanical aspects of lumbar spine injuries in athletes : a review. *Canadian journal of applied sport sciences. Journal canadien des sciences appliquees au sport*, **10**(1), 1–20.
- Alexander, M J L. 1989. The physiological characteristics of elite rhythmic sportive gymnasts. *Journal of Human Movement Studies*, **17**(2), 49–69.
- Ali, D K, & Ardeshtir, Z. 2014. Comparison of physical fitness features in country's elite male gymnasts and trampoliners. *Advances in Environmental Biology*, **8**(17), 355–359.
- Amato, M, Lemoine, F, Gonzales, J, Schmidt, C, Afriat, P, & Bernard, P L. 2001. Influence of age and physical activity on isokinetic characteristics of hamstring and quadriceps muscles of gymnasts and soccer young players [Influence de l'âge et de l'activité sportive sur le profil isocinétique des muscles quadriceps et ischio-jambier. *Annales de Readaptation et de Medecine Physique*, **44**(9), 581–590.
- Ambegaonkar, Jatin P, Caswell, Amanda M, Kenworthy, Kristen L, Cortes, Nelson, & Caswell, Shane V. 2014. Lumbar lordosis in female collegiate dancers and gymnasts. *Medical problems of performing artists*, **29**(4), 189–192.
- Andersson, E, Swärd, L, & Thorstensson, A. 1988. Trunk muscle strength in athletes. *Medicine and science in sports and exercise*, **20**(6), 587–593.
- Andreeva, Albina, Melnikov, Andrey, Skvortsov, Dmitry, Akhmerova, Kadriya, Vavaev, Alexander, Golov, Andrey, Draugelitte, Viktorya, Nikolaev, Roman, Chechelnickaia, Serafima, Zhuk, Daria, Bayerbakh, Alexandra, Nikulin, Vladislav, & Zemková, Erika. 2021. Postural stability in athletes : The role of sport direction. *Gait & posture*, **89**(9), 120–125.
- Andreyeva, N O. 2013. Key elements of sports techniques of ball throwing and catching by those engaged in rhythmic gymnastics at the stage of preliminary basic preparation. *Journal of Physical Education and Sport*, **13**(1), 46–52.
- Arampatzis, A, & Brüggemann, G P. 1998. A mathematical high bar-human body model for analysing and interpreting mechanical-energetic processes on the high bar. *Journal of biomechanics*, **31**(12), 1083–1092.
- Arampatzis, A, & Brüggemann, G P. 1999. Mechanical energetic processes during the giant swing exercise before dismounts and flight elements on the high bar and the uneven parallel bars. *Journal of biomechanics*, **32**(8), 811–820.
- Arampatzis, A, & Brüggemann, G P. 2001. Mechanical energetic processes during the giant swing before the Tkatchev exercise. *Journal of biomechanics*, **34**(4), 505–512.
- Arampatzis, A, Stafildis, S, Morey-Klapsing, G, & Brüggemann, G.-P. 2004. Interaction of the Human Body and Surfaces of Different Stiffness during Drop Jumps. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, **36**(3), 451–459.
- Arampatzis, Adamantios, Brüggemann, Gert-Peter, & Klapsing, Gaspar Morey. 2002. A three-dimensional shank-foot model to determine the foot motion during landings. *Medicine and science in sports and exercise*, **34**(1), 130–138.

- Arampatzis, Adamantios, Morey-Klapsing, Gaspar, & Brüggemann, Gert-Peter. 2003. The effect of falling height on muscle activity and foot motion during landings. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, **13**(6), 533–544.
- Arampatzis, Adamantios, Morey-Klapsing, Gaspar, & Brüggemann, Gert-Peter. 2005. Orthotic effect of a stabilising mechanism in the surface of gymnastic mats on foot motion during landings. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, **15**(5), 507–515.
- Arnista, P, Biegajło, M, Mastalerz, A, & Niżnikowski, T. 2020. Effects of surface type on balance control strategies in handstand. *Polish Journal of Sport and Tourism*, **27**(4), 3–6.
- Asseman, F, & Gahéry, Y. 2005. Effect of head position and visual condition on balance control in inverted stance. *Neuroscience letters*, **375**(2), 134–137.
- Asseman, F, Caron, O, & Crémieux, J. 2004. Is there a transfer of postural ability from specific to unspecific postures in elite gymnasts? *Neuroscience letters*, **358**(2), 83–86.
- Asseman, F, Caron, O, & Crémieux, J. 2005. Effects of the removal of vision on body sway during different postures in elite gymnasts. *International journal of sports medicine*, **26**(2), 116–119.
- Asseman, François B, Caron, Olivier, & Crémieux, Jacques. 2008. Are there specific conditions for which expertise in gymnastics could have an effect on postural control and performance? *Gait & posture*, **27**(1), 76–81.
- Atiković, Almir. 2012. New Regression Models to Evaluate the Relationship between Biomechanics of Gymnastic Vault and Initial Vault Difficulty Values. *Journal of human kinetics*, **35**(12), 119–126.
- Aydin, T, Yildiz, Y, Yildiz, C, & Kalyon, T A. 2002a. Effects of extensive training on female teenage gymnasts' active and passive ankle-joint position sense. *Journal of Sport Rehabilitation*, **11**(1), 1–10.
- Aydin, Taner, Yildiz, Yavuz, Yildiz, Cemil, Atesalp, Sabri, & Kalyon, Tunç Alp. 2002b. Proprioception of the ankle : a comparison between female teenaged gymnasts and controls. *Foot & ankle international*, **23**(2), 123–129.
- Aydog, S T, Ozçakar, L, Tetik, O, Demirel, H A, Hasçelik, Z, & Doral, M N. 2005. Relation between foot arch index and ankle strength in elite gymnasts : a preliminary study. *British journal of sports medicine*, **39**(3), e13.
- Bąkiewicz, M, Kpczyński, A, & Wit, A. 2019. Comparative Analysis of Kinetics Parameters during Different Landing after Split Front Leaps. *Polish Journal of Sport and Tourism*, **26**(2), 3–6.
- Bango, B, Navandar, A, Grande, I, & Sillero-Quintana, M. 2017. Evaluation of isometric force production in L-sit cross in still rings among elite male artistic gymnasts. *Journal of Human Sport and Exercise*, **12**(2), 257–266.
- Bao, R. 2014. Stereoscopic image-based analytical dance sport rotary motion analysis technology. *Journal of Chemical and Pharmaceutical Research*, **6**(1), 159–165.
- Barakatt, E, Smidt, G L, Dawson, J D, Wei, S H, & Heiss, D G. 1996. Interinnominate motion and symmetry : comparison between gymnasts and nongymnasts. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, **23**(5), 309–319.
- Barker, L, Burnstein, B, & Mercer, J. 2020. Acceleration profile of an acrobatic act during training and shows using wearable technology. *Sports Biomechanics*, **19**(2), 201–211.
- Barreto, J, Peixoto, C, Cabral, S, Williams, A M, Casanova, F, Pedro, B, & Veloso, A P. 2021a. Concurrent validation of 3d joint angles during gymnastics techniques using inertial measurement units. *Electronics (Switzerland)*, **10**(11).
- Barreto, Joana, Casanova, Filipe, Peixoto, César, Fawver, Bradley, & Williams, Andrew Mark. 2021b. How Task Constraints Influence the Gaze and Motor Behaviours of Elite-Level Gymnasts. *International journal of environmental research and public health*, **18**(13).
- Bassa, H, Kotzamanidis, C, Siatras, T, Mameletzi, D, & Skoufas, D. 2002a. Coactivation of knee muscles during isokinetic concentric and eccentric knee extensions and flexions in prepubertal gymnasts. *Isokinetics and Exercise Science*, **10**(3), 137–144.
- Bassa, H, Michailidis, H, Kotzamanidis, C, Siatras, Th., & Chatzikotoulas, K. 2002b. Concentric and eccentric isokinetic knee torque in pre-pubescent male gymnasts. *Journal of Human Movement Studies*, **42**(3), 213–227.
- Batista, A, Garganta, R, & Ávila-Carvalho, L. 2017. Strength in young rhythmic gymnasts. *Journal of Human Sport and Exercise*, **12**(4), 1162–1175.

Références de l'étude de la portée

- Batista, A, Garganta, R, & Ávila-Carvalho, L. 2019. Strength in Portuguese rhythmic gymnasts of different competition levels. *Journal of Physical Education and Sport*, **19**(2), 1213–1221.
- Baudry, L, Leroy, D, & Chollet, D. 2003. Spatio-temporal variables of the circle on a pommel horse according to the level of expertise of the gymnast. *Journal of Human Movement Studies*, **44**(3), 195–208.
- Baudry, L, Leroy, D, & Chollet, D. 2006. The effect of combined self- and expert-modelling on the performance of the double leg circle on the pommel horse. *Journal of Sports Sciences*, **24**(10), 1055–1063.
- Baudry, L, Seifert, L, & Leroy, D. 2008. Spatial consistency of circle on the pedagogic pommel horse : Influence of expertise. *Journal of Strength and Conditioning Research*, **22**(2), 608–613.
- Baudry, L, Sforza, C, Leroy, D, Lovecchio, N, Gautier, G, & Thouvarecq, R. 2009. Amplitude variables of circle on the pedagogic pommel horse in gymnastics. *Journal of Strength and Conditioning Research*, **23**(3), 705–711.
- Bayraktar, I, Örs, B S, Bağcı, E, Altunsoy, M, & Pekel, H A. 2021. The investigation of approach run in terms of age, gender, bio-motor and technical components on vaulting table. *Science of Gymnastics Journal*, **13**(2), 275–285.
- Begon, Mickaël, Wieber, Pierre-Brice, & Yeadon, Maurice Raymond. 2008. Kinematics estimation of straddled movements on high bar from a limited number of skin markers using a chain model. *Journal of biomechanics*, **41**(3), 581–586.
- Begon, Mickaël, Hiley, Michael J, & Yeadon, Maurice R. 2009. Effect of hip flexibility on optimal staldler performances on high bar. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, **12**(5), 575–583.
- Bencke, J, Damsgaard, R, Saekmose, A, Jørgensen, P, Jørgensen, K, & Klausen, K. 2002. Anaerobic power and muscle strength characteristics of 11 years old elite and non-elite boys and girls from gymnastics, team handball, tennis and swimming. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, **12**(3), 171–178.
- Bernard, P.-L., & Amato, M. 2009. Influence of sport discipline and age on balance of the knee joint muscles [Influence de la pratique sportive et de l'âge sur les adaptations musculaires du genou : application au football et à la gymnastique]. *Science and Sports*, **24**(3-4), 173–177.
- Bernasconi, S, Tordi, N, Parratte, B, Rouillon, J D D, & Monnier, G. 2004. Surface electromyography of nine shoulder muscles in two iron cross conditions in gymnastics. *The Journal of sports medicine and physical fitness*, **44**(3), 240–245.
- Bernasconi, Sylvain M, Tordi, Nicolas R, Parratte, Bernard M, Rouillon, Jean-Denis R, & Monnier, Guy G. 2006. Effects of two devices on the surface electromyography responses of eleven shoulder muscles during Azarian in gymnastics. *Journal of strength and conditioning research*, **20**(1), 53–57.
- Bernasconi, Sylvain M, Tordi, Nicolas R, Parratte, Bernard M, & Rouillon, Jean-Denis R. 2009. Can shoulder muscle coordination during the support scale at ring height be replicated during training exercises in gymnastics? *Journal of strength and conditioning research*, **23**(8), 2381–2388.
- Beyranvand, R, Mirnasouri, R, Mollahoseini, S, & Mostofi, S. 2017. The functional stability of the upper limbs in healthy and rounded shoulder gymnasts. *Science of Gymnastics Journal*, **9**(3), 279–290.
- Bian, X L, Zhou, J H, & Gao, Z L. 2015. Kinematics analysis of tkatchev stretched action of gymnastics horizontal bar champion Kai Zou in the 12th national games. *Pages 987–990 of : Information, Computer and Application Engineering - Proceedings of the International Conference on Information Technology and Computer Application Engineering, ITCAE 2014*.
- Bin Ismail, M S R, Soon, W S, & Kong, P W. 2018. Centre of mass position in gymnastics balances – Are the textbook illustrations correct? *Journal of Physical Education and Sport*, **18**(4), 2292–2297.
- Blajer, W, & Czaplicki, A. 2001. Modeling and inverse simulation of somersaults on the trampoline. *Journal of Biomechanics*, **34**(12), 1619–1629.
- Blenkinsop, Glen M, Pain, Matthew T G, & Hiley, Michael J. 2016. Evaluating feedback time delay during perturbed and unperturbed balance in handstand. *Human movement science*, **48**(8), 112–120.
- Bobbert, Maarten F, Casius, L J Richard, Sijpkens, Igor W T, & Jaspers, Richard T. 2008. Humans adjust control to initial squat depth in vertical squat jumping. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, **105**(5), 1428–1440.
- Bober, Tadeusz, Kornecki, Stefan, Serafin, Ryszard, & Siemienski, Adam. 1989. Influence of eccentric-concentric muscular contraction upon the kip-up maneuver in skilled and unskilled gymnasts. *Journal of Biomechanics*, **22**(10), 989.

Références de l'étude de la portée

- Bogdanis, Gregory C, Donti, Olyvia, Tsolakis, Charilaos, Smilios, Ilias, & Bishop, David J. 2019. Intermittent but Not Continuous Static Stretching Improves Subsequent Vertical Jump Performance in Flexibility-Trained Athletes. *Journal of strength and conditioning research*, **33**(1), 203–210.
- Boligon, L, Deprá, P P, & Rinaldi, I P B. 2015. Influence of flexibility in the execution of movements in rhythmic gymnastics [Influência da flexibilidade na execução de movimentos da ginástica rítmica]. *Acta Scientiarum - Health Sciences*, **37**(2), 141–145.
- Bordalo, M F, De Nazaré Portal, M, Cader, S, Perrotta, N V, Dias Neto, J M, & Dantas, E. 2015. Comparison of the effect of two sports training methods on the flexibility of rhythmic gymnasts at different levels of biological maturation. *The Journal of sports medicine and physical fitness*, **55**(5), 457–463.
- Boucher, M, Decatoire, A, & Jeddi, R. 2003. Mechanical description of the straightening's proprioceptive control during a backward somersault [Description mécanique de la gestion proprioceptive du dégrouper lors d'un salto arrière]. *Staps*, **62**(3), 89–106.
- Bradshaw, E J. 2017. Advanced applied example of motor control 1. *Pages 253–254 of : The Science of Gymnastics : Advanced Concepts : Second Edition*.
- Bradshaw, Elizabeth. 2004. Target-directed running in gymnastics : a preliminary exploration of vaulting. *Sports biomechanics*, **3**(1), 125–144.
- Bradshaw, Elizabeth J, & Hume, Patria A. 2012. Biomechanical approaches to identify and quantify injury mechanisms and risk factors in women's artistic gymnastics. *Sports biomechanics*, **11**(3), 324–341.
- Bradshaw, Elizabeth J, & Le Rossignol, Peter. 2004. Anthropometric and biomechanical field measures of floor and vault ability in 8 to 14 year old talent-selected gymnasts. *Sports biomechanics*, **3**(2), 249–262.
- Bradshaw, Elizabeth J, Grech, Karen, Joseph, Corey W J, Calton, Mark, & Hume, Patria A. 2020. Agreement between force and deceleration measures during backward somersault landings. *Sports biomechanics*, **4**, 1–9.
- Brewin, M A, Yeadon, M R, & Kerwin, D G. 2000. Minimising peak forces at the shoulders during backward longswings on rings. *Human Movement Science*, **19**(5), 717–736.
- Brtva, Pavel, Irwin, Gareth, & Farana, Roman. 2021. The effect of changes in fundamental skill complexity on upper limb loading and biomechanical characteristics of performance in female gymnastics. *Sports biomechanics*, **3**, 1–15.
- Brueggemann, G.-P., & Hume, P A. 2013. Biomechanics Related to Injury. *Pages 61–74 of : Gymnastics*.
- Brueggemann, Peter. 1983. KINEMATICS AND KINETICS OF THE BACKWARD SOMERSAULT TAKE-OFF FROM THE FLOOR. *Pages 793–800 of : International Series on Biomechanics*, vol. 4 B.
- Burton, Sophie, Vicinanza, Domenico, Exell, Timothy, Newell, Karl M, Irwin, Gareth, & Williams, Genevieve K R. 2021. Attractor dynamics of elite performance : the high bar longswing. *Sports biomechanics*, **7**, 1–14.
- Busquets, Albert, Marina, Michel, Iruiria, Alfredo, Ranz, Daniel, & Angulo-Barroso, Rosa M. 2011. High bar swing performance in novice adults : effects of practice and talent. *Research quarterly for exercise and sport*, **82**(1), 9–20.
- Busquets, Albert, Marina, Michel, Iruiria, Alfredo, & Angulo-Barroso, Rosa M. 2013. Coordination Analysis Reveals Differences in Motor Strategies for the High Bar Longswing among Novice Adults. *PloS one*, **8**(6), e67491.
- Cagran, C, Huber, P, & Müller, W. 2010. Dynamic force measurements for a high bar using 3D motion capturing. *Journal of biomechanics*, **43**(4), 767–770.
- Calavalle, A R, Sisti, D, Rocchi, M B L, Panebianco, R, Del Sal, M, & Stocchi, V. 2008. Postural trials : expertise in rhythmic gymnastics increases control in lateral directions. *European journal of applied physiology*, **104**(4), 643–649.
- Calmels, P, Domenach, M, Minaire, P, Van Den Borne, I, Nellen, M, & Drost, M. 1995. A pilot study of knee isokinetic strength in young, highly trained, female gymnasts. *Isokinetics and Exercise Science*, **5**(2), 69–74.
- Campbell, R A, Bradshaw, E J, Ball, N, Hunter, A, & Spratford, W. 2021. Inertial measurement units are 'all g' : Inter-trial reliability when assessing upper and lower body impact loading in artistic gymnastics. *International Journal of Sports Science and Coaching*, **16**(2), 380–390.
- Campbell, Rhiannon A., Bradshaw, Elizabeth J., Ball, Nick, Hunter, Adam, & Spratford, Wayne. 2020. Effects of digital filtering on peak acceleration and force measurements for artistic gymnastics skills. *Journal of Sports Sciences*, **00**(00), 1–10.
- Campillo, P, Asseman, F, & Thevenon, A. 2004. Anticipatory postural adjustments regarding balance in a hand-stand (eyes open and eyes shut). *Journal of Human Movement Studies*, **46**(1), 1–20.

- Carrick, Frederick R, Oggero, Elena, Pagnacco, Guido, Brock, J Brandon, & Arikan, Tina. 2007. Posturographic testing and motor learning predictability in gymnasts. *Disability and rehabilitation*, **29**(24), 1881–1889.
- Cassel, R, Collet, C, & Gherbi, R. 2006. *Real-time acrobatic gesture analysis*.
- Čeklić, Urška, & Šarabon, Nejc. 2021. Comparison between gymnasts and non-gymnasts in isometric strength of the lower limbs. *European journal of translational myology*, **31**(1).
- Centeno-Prada, R A, López, C, & Naranjo-Orellana, J. 2015. Jump percentile : a proposal for evaluation of high level sportsmen. *The Journal of sports medicine and physical fitness*, **55**(5), 464–470.
- Cerasela, D S, Andrei, D, Nicoleta, M S, Petru, D M, Silviu, B I, Adrian, N, & Veronica, A. 2020. Kinematic quantification of knee joint asymmetry during preparatory phase of a standing backward tucked salto. *Pages 49–54 of : SISY 2020 - IEEE 18th International Symposium on Intelligent Systems and Informatics, Proceedings*.
- Chen, B, Kuang, L, & He, W. 2021. Simulation of gymnastics performance based on MEMS sensor. *Eurasip Journal on Advances in Signal Processing*, **2021**(1).
- Chen, J, Guo, H, Gao, Z, An, M, Wang, X, & Chen, W. 2016. Optimal kicking of a trampolinist. *Human Movement Science*, **48**, 54–61.
- Chen, Y. 2014. Human body tracking system application in gymnastics rhythmic player technical movement rotating posture analysis. *BioTechnology : An Indian Journal*, **10**(7), 2063–2071.
- Christoforidou, , Patikas, D A, Bassa, E, Paraschos, I, Lazaridis, S, Christoforidis, C, & Kotzamanidis, C. 2017. Landing from different heights : Biomechanical and neuromuscular strategies in trained gymnasts and untrained prepubescent girls. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, **32**, 1–8.
- Cian, C, Gianocca, V, Barraud, P A, Guerraz, M, & Bresciani, J P. 2015. Bioceramic fabrics improve quiet standing posture and handstand stability in expert gymnasts. *Gait & posture*, **42**(4), 419–423.
- Colclough, A, Munro, A G, Herrington, L C, McMahon, J J, & Comfort, P. 2018. The effects of a four week jump-training program on frontal plane projection angle in female gymnasts. *Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, **30**(3), 29–33.
- Comfort, P, Colclough, A, & Herrington, L. 2016. Comparison of frontal plane projection angle across landing tasks in female gymnasts. *International Journal of Athletic Therapy and Training*, **21**(5), 42–47.
- Cools, Ann M, Geeroms, Ellen, Van den Berghe, Dorien F M, Cambier, Dirk C, & Witvrouw, Erik E. 2007. Isokinetic scapular muscle performance in young elite gymnasts. *Journal of athletic training*, **42**(4), 458–463.
- Coppola, S, Albano, D, Sivoccia, I, & Vastola, R. 2020. Biomechanical analysis of a rhythmic gymnastics jump performed using two run-up techniques. *Journal of Physical Education and Sport*, **20**(1), 37–42.
- Coventry, Evan, Sands, William A, & Smith, Sarah L. 2006. Hitting the vault board : implications for vaulting take-off—a preliminary investigation. *Sports biomechanics*, **5**(1), 63–75.
- Croix, G, Lejeune, L, Anderson, D I, & Thouwarecq, R. 2010a. Light fingertip contact on thigh facilitates handstand balance in gymnasts. *Psychology of Sport and Exercise*, **11**(4), 330–333.
- Croix, Gaëlle, Chollet, Didier, & Thouwarecq, Régis. 2010b. Effect of expertise level on the perceptual characteristics of gymnasts. *Journal of strength and conditioning research*, **24**(6), 1458–1463.
- Čuk, I, Marinšek, M, Cuk, I, & Marinšek, M. 2013. Landing quality in artistic gymnastics is related to landing symmetry. *Biology of Sport*, **30**(1), 29–33.
- Dainis, A. 1981. A model for gymnastics vaulting. *Medicine and science in sports and exercise*, **13**(1), 34–43.
- Dallas, G, & Dallas, K. 2016. Effects of ankle joint injuries on balance in male and female gymnasts. *Science of Gymnastics Journal*, **8**(2), 149–156.
- Dallas, G, Kirialanis, P, & Mellos, V. 2014. The acute effect of whole body vibration training on flexibility and explosive strength of young gymnasts. *Biology of sport*, **31**(3), 233–237.
- Dallas, G, Pappas, P, Dallas, C, & Paradisis, G. 2021. Acute effects of dynamic and pnf stretching on leg and vertical stiffness on female gymnasts. *Science of Gymnastics Journal*, **13**(2), 263–274.
- Dallas, G C, Kirialanis, P, Dallas, C G, & Mellos, V. 2017. The effect of training in maximal isometric strength in young artistic gymnasts. *Science of Gymnastics Journal*, **9**(1), 71–81.

Références de l'étude de la portée

- Dallas, George, & Theodorou, Apostolos S. 2020. The influence of a hurdle target point on the kinematics of the handspring vault approach run during training. *Sports biomechanics*, **19**(4), 467–482.
- David, Pascal, Mora, Isabelle, & Pérot, Chantal. 2008. Neuromuscular efficiency of the rectus abdominis differs with gender and sport practice. *Journal of strength and conditioning research*, **22**(6), 1855–1861.
- Davidson, Peter L, Mahar, Brendan, Chalmers, David J, & Wilson, Bary D. 2005. Impact modeling of gymnastic back-handsprings and dive-rolls in children. *Journal of applied biomechanics*, **21**(2), 115–128.
- Davidson, Peter L, Wilson, Suzanne J, Wilson, Barry D, & Chalmers, David J. 2009. An approach to modeling impact energy absorption by surfaces. *Journal of applied biomechanics*, **25**(4), 351–359.
- Davlin, C D, Sands, W A, & Shultz, B B. 2001a. Peripheral vision and back tuck somersaults. *Perceptual and motor skills*, **93**(2), 465–471.
- Davlin, C D, Sands, W A, & Shultz, B B. 2001b. The role of vision in control of orientation in a back tuck somersault. *Motor control*, **5**(4), 337–346.
- Davlin, Christina D. 2004. Dynamic balance in high level athletes. *Perceptual and motor skills*, **98**(3 Pt 2), 1171–1176.
- del Ojo, P, Floría, Pablo, Harrison, Andrew J, Gómez-Landero, Luis Arturo, Leal Del Ojo, Pureza, Floría, Pablo, Harrison, Andrew J, & Gómez-Landero, Luis Arturo. 2020. Effects of task difficulty on centre of pressure excursion and its inter-trial variability in acrobatic gymnastics pyramid performance. *Sports Biomechanics*, 6, 1–16.
- Deley, Gaëlle, Cometti, Carole, Fatnassi, Anaïs, Paizis, Christos, & Babault, Nicolas. 2011. Effects of combined electro-myostimulation and gymnastics training in prepubertal girls. *Journal of strength and conditioning research*, **25**(2), 520–526.
- Delignières, D, Nourrit, D, Sioud, R, Leroyer, P, Zattara, M, & Micallef, J.-P. 1998. Preferred coordination modes in the first steps of the learning of a complex gymnastics skill. *Human Movement Science*, **17**(2), 221–241.
- Despina, Tsopani, George, Dallas, George, Tsiganos, Sotiris, Papouliakos, Alessandra, Di Cagno, George, Korres, Maria, Riga, & Stavros, Korres. 2014. Short-term effect of whole-body vibration training on balance, flexibility and lower limb explosive strength in elite rhythmic gymnasts. *Human movement science*, **33**(2), 149–158.
- Dewberry, Michael J, Bohannon, Richard W, Tiberio, David, Murray, Richard, & Zannotti, Chad M. 2003. Pelvic and femoral contributions to bilateral hip flexion by subjects suspended from a bar. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, **18**(6), 494–499.
- d'Hemecourt, Pierre A, & Luke, Anthony. 2012. Sport-specific biomechanics of spinal injuries in aesthetic athletes (dancers, gymnasts, and figure skaters). *Clinics in sports medicine*, **31**(3), 397–408.
- Di Cagno, A, Baldari, C, Battaglia, C, Gallotta, M C, Videira, M, Piazza, M, & Guidetti, L. 2010. Preexercise static stretching effect on leaping performance in elite rhythmic gymnasts. *Journal of Strength and Conditioning Research*, **24**(8), 1995–2000.
- Diener, L, & Aedo-Muñoz, E. 2019. Systematic review of yurchenko vault kinetic and kinematic indicators. *Science of Gymnastics Journal*, **11**(1), 115–123.
- Dominik, H, Manfred, G, Arnold, B, & Peter, D. 2021. The flexibility trainer : Feasibility analysis, prototype- And test station development for a sports device for hip-joint flexibility and strength enhancement. *Pages 22–29 of : icSPORTS 2020 - Proceedings of the 8th International Conference on Sport Sciences Research and Technology Support*.
- Donti, O, Papia, K, Toubekis, A, Donti, A, Sands, W A, & Bogdanis, G C. 2021. Acute and long-term effects of two different static stretching training protocols on range of motion and vertical jump in preadolescent athletes. *Biology of Sport*, **38**(4), 579–586.
- Donti, Olyvia, Tsolakis, Charilaos, & Bogdanis, Gregory C. 2014. Effects of baseline levels of flexibility and vertical jump ability on performance following different volumes of static stretching and potentiating exercises in elite gymnasts. *Journal of sports science & medicine*, **13**(1), 105–113.
- Donti, Olyvia, Panidis, Ioli, Terzis, Gerasimos, & Bogdanis, Gregory C. 2019. Gastrocnemius Medialis Architectural Properties at Rest and During Stretching in Female Athletes with Different Flexibility Training Background. *Sports (Basel, Switzerland)*, **7**(2).
- Donti, Olyvia, Gaspari, Vasiliki, Papia, Kostantina, Panidi, Ioli, Donti, Anastasia, & Bogdanis, Gregory C. 2020. Acute Effects of Intermittent and Continuous Static Stretching on Hip Flexion Angle in Athletes with Varying Flexibility Training Background. *Sports (Basel, Switzerland)*, **8**(3).

- Donti, Iyvia, Papia, Konstantina, Toubekis, Argyris, Donti, Anastasia, Sands, William A, & Bogdanis, Gregory C. 2018. Flexibility training in preadolescent female athletes : Acute and long-term effects of intermittent and continuous static stretching. *Journal of sports sciences*, **36**(13), 1453–1460.
- Dotan, Raffy, Mitchell, Cameron J, Cohen, Rotem, Gabriel, David, Klentrou, Panagiota, & Falk, Bareket. 2013. Explosive sport training and torque kinetics in children. *Applied physiology, nutrition, and metabolism = Physiologie appliquée, nutrition et métabolisme*, **38**(7), 740–745.
- Douda, H, Avloniti, A, Kasabalis, A, & Tokmakidis, S P. 2007. Adaptations on physical performance characteristics after a 6-month specific training in rhythmic gymnasts. *Medical Problems of Performing Artists*, **22**(1), 10–17.
- Dunlavy, Jennifer K, Sands, William A, McNeal, Jeni R, Stone, Michael H, Smith, Sarah L, Jemni, Monem, & Haff, G Gregory. 2007. Strength Performance Assessment in a Simulated Men's Gymnastics Still Rings Cross. *Journal of sports science & medicine*, **6**(1), 93–97.
- Durall, C J, Udermann, B E, Johansen, D R, Gibson, B, Reineke, D M, & Reuteman, P. 2009. The effects of pre-season trunk muscle training on low-back pain occurrence in women collegiate gymnasts. *Journal of Strength and Conditioning Research*, **23**(1), 86–92.
- Dyas, N, Green, D, Thomas, K, & Howatson, G. 2021. Reliability and characterisation of the 20-maximum trampoline jump test. *Isokinetics and Exercise Science*, **29**(2), 131–137.
- Dyhre-Poulsen, P. 1987. An analysis of splits leaps and gymnastic skill by physiological recordings. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, **56**(4), 390–397.
- Dziewiecki, K, Mazur, Z, & Blajer, W. 2012. Assessment of muscle forces and joint reactions in lower limbs during the take-off from the springboard. *Acta Mechanica et Automatica*, **6**(4), 11–14.
- Dziewiecki, K, Blajer, W, Mazur, Z, & Czaplick, A. 2013. Contact modeling and inverse dynamics identification of the handspring front somersault in pike position. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part K : Journal of Multi-body Dynamics*, **227**(4), 330–343.
- D'anna, C, Tafuri, D, Forte, P, & Gomez Paloma, F. 2019. Comparison of two pre-jump techniques for equal feet take off jump in aerobic gymnastics : A pilot study. *Journal of Physical Education and Sport*, **19**(2), 1268–1275.
- Eager, D. 2019. Accelerometers used in the measurement of jerk, snap, and crackle. *Pages 300–304 of : Australian Acoustical Society Annual Conference, AAS 2018*.
- Ede, Carlie J, Yeadon, Maurice R, & Hiley, Michael J. 2021. A kinetic and kinematic comparison of the two-footed and step-out back handsprings on the balance beam. *Sports biomechanics*, **1**, 1–13.
- Elizabeth, B, Hume, Patria, Calton, Mark, Aisbett, Brad, Bradshaw, Elizabeth, Hume, Patria, Calton, Mark, & Aisbett, Brad. 2010. Reliability and variability of day-to-day vault training measures in artistic gymnastics. *Sports Biomechanics*, **9**(2), 79–97.
- Eric, M, Yammine, K, Vasic, G, Dejanovic, M, & Karaba Jakovljevic, D. 2019. Prevalence of the palmaris longus and its impact on grip strength in elite gymnasts and non-athletes [Prevalencia del músculo palmar largo y el impacto en la fuerza de agarre en gimnastas de elite y no atletas]. *International Journal of Morphology*, **37**(4), 1361–1369.
- Esteban-García, P, Rubio-Arias, J Á, Abián-Vicen, J, Sánchez-Infante, J, & Jiménez-Díaz, J F. 2020. Core stability and electromyographic activity of the trunk musculature in different woman's sports. *Sustainability (Switzerland)*, **12**(23), 1–13.
- Estevan, Isaac, Monfort-Torres, Gonzalo, Farana, Roman, Zahradnik, David, Jandacka, Daniel, & García-Massó, Xavier. 2020. Children's Single-Leg Landing Movement Capability Analysis According to the Type of Sport Practiced. *International journal of environmental research and public health*, **17**(17).
- Exell, Timothy A, Robinson, Gemma, & Irwin, Gareth. 2016. Asymmetry analysis of the arm segments during forward handspring on floor. *European journal of sport science*, **16**(5), 545–552.
- Farana, R, Jandacka, D, & Irwin, G. 2013. Influence of different hand positions on impact forces and elbow loading during the round off in gymnastics : A case study. *Science of Gymnastics Journal*, **5**(2), 5–14.
- Farana, R, Uchytil, J, Zahradník, D, Jandacka, D, & Vaverka, F. 2014a. Differences in the key kinematic parameters of difficult handspring and tsukahara vaults performed by elite male gymnasts. *Science of Gymnastics Journal*, **6**(2), 53–61.
- Farana, R, Janezckova, P, Uchytil, J, & Irwin, G. 2015a. Effect of different hand positions on elbow loading during the round off in male gymnastics : A case study. *Science of Gymnastics Journal*, **7**(2), 5–13.

- Farana, R., Uchytil, J., Zahradník, D., & Jandačka, D. 2015b. The “Akopian” vault performed by elite male gymnasts : Which biomechanical variables are related to a judge's score? *Acta Gymnica*, **45**(1), 33–40.
- Farana, Roman, Jandacka, Daniel, Uchytil, Jaroslav, Zahradnik, David, & Irwin, Gareth. 2014b. Musculoskeletal loading during the round-off in female gymnastics : the effect of hand position. *Sports biomechanics*, **13**(2), 123–134.
- Farana, Roman, Irwin, Gareth, Jandacka, Daniel, Uchytil, Jaroslav, & Mullineaux, David R. 2015c. Elbow joint variability for different hand positions of the round off in gymnastics. *Human movement science*, **39**(2), 88–100.
- Farana, Roman, Jandacka, Daniel, Uchytil, Jaroslav, Zahradnik, David, & Irwin, Gareth. 2017a. Technique Selection 'the Coaches Challenge' Influencing Injury Risk During the First Contact Hand of the Round off Skill in Female Gymnastics. *Journal of human kinetics*, **56**(2), 51–59.
- Farana, Roman, Jandacka, Daniel, Uchytil, Jaroslav, Zahradnik, David, & Irwin, Gareth. 2017b. The influence of hand positions on biomechanical injury risk factors at the wrist joint during the round-off skills in female gymnastics. *Journal of sports sciences*, **35**(2), 124–129.
- Farana, Roman, Exell, Timothy, Strutzenberger, Gerda, & Irwin, Gareth. 2018. Technique selection in young female gymnasts : Elbow and wrist joint loading during the cartwheel and round-off. *European journal of sport science*, **18**(3), 423–430.
- Farana, Roman, Strutzenberger, Gerda, Exell, Timothy, Skypala, Jiri, Wiltshire, Huw, & Irwin, Gareth. 2019. Sex differences in elbow and wrist joint loading during the cartwheel and round off with different hand positions performed by young gymnasts. *Journal of sports sciences*, **37**(13), 1449–1456.
- Faria, I E, & Faria, E W. 1989. Relationship of the anthropometric and physical characteristics of male junior gymnasts to performance. *The Journal of sports medicine and physical fitness*, **29**(4), 369–378.
- Ferger, K, Hackbarth, M, Mylo, M D, Müller, C, & Zentgraf, K. 2019. Measuring temporal and spatial accuracy in trampolining. *Sports Engineering*, **22**(3-4).
- Ferri-Caruana, A, Roig-Ballester, N, & Romagnoli, M. 2020. Effect of dynamic range of motion and static stretching techniques on flexibility, strength and jump performance in female gymnasts. *Science of Gymnastics Journal*, **12**(1), 87–100.
- Floría, Pablo, Gómez-Landero, Luis Arturo, & Harrison, Andrew J. 2015. Centre of pressure correlates with pyramid performance in acrobatic gymnastics. *Sports biomechanics*, **14**(4), 424–434.
- Fotios, M, Miltiadis, P, Eirini, A, & Andromahi, S. 2013. Dynamic balance in girls practicing recreational rhythmic gymnastics and greek traditional dances. *Science of Gymnastics Journal*, **5**(1), 61–70.
- French, Duncan N, Gómez, Ana L, Volek, Jeff S, Rubin, Martyn R, Ratamess, Nicholas A, Sharman, Matthew J, Gotshalk, Lincoln A, Sebastianelli, Wayne J, Putukian, Margot, Newton, Robert U, Häkkinen, Keijo, Fleck, Steven J, & Kraemer, William J. 2004. Longitudinal tracking of muscular power changes of NCAA Division I collegiate women gymnasts. *Journal of strength and conditioning research*, **18**(1), 101–107.
- Frère, Julien, & Hug, François. 2012. Between-subject variability of muscle synergies during a complex motor skill. *Frontiers in computational neuroscience*, **6**, 99.
- Frère, Julien, Göpfert, Beat, Slawinski, Jean, & Tourny-Chollet, Claire. 2012. Shoulder muscles recruitment during a power backward giant swing on high bar : a wavelet-EMG-analysis. *Human movement science*, **31**(2), 472–485.
- Fronk, D M, Ozguven, H N, & Berme, N. 1986. IMPACT FORCES DURING JUMPING.
- Frutuoso, Anderson Simas, Diefenthaler, Fernando, Vaz, Marco Aurélio, & Freitas, Cintia de la Rocha. 2016. LOWER LIMB ASYMMETRIES IN RHYTHMIC GYMNASTICS ATHLETES. *International journal of sports physical therapy*, **11**(1), 34–43.
- Fujihara, T, & Gervais, P. 2010. Kinematics of side and cross circles on pommel horse. *European Journal of Sport Science*, **10**(1), 21–30.
- Fujihara, T, Gervais, P, & Irwin, G. 2019. Head-toe distance as a simple measure to evaluate amplitude of circles on pommel horse. *Science of Gymnastics Journal*, **11**(2), 189–200.
- Fujihara, Toshiyuki, & Gervais, Pierre. 2012a. Circles on pommel horse with a suspended aid : influence of expertise. *Journal of sports sciences*, **30**(6), 583–589.
- Fujihara, Toshiyuki, & Gervais, Pierre. 2012b. Circles on pommel horse with a suspended aid : mass-centre rotation and hip joint moment. *Journal of sports sciences*, **30**(11), 1097–1106.

Références de l'étude de la portée

- Fujihara, Toshiyuki, & Gervais, Pierre. 2012c. Circles on pommel horse with a suspended aid : spatio-temporal characteristics. *Journal of sports sciences*, **30**(6), 571–581.
- Fujihara, Toshiyuki, & Gervais, Pierre. 2012d. Circles with a suspended aid : reducing pommel reaction forces. *Sports biomechanics*, **11**(1), 34–47.
- Fujihara, Toshiyuki, Fuchimoto, Takafumi, & Gervais, Pierre. 2009. Biomechanical analysis of circles on pommel horse. *Sports biomechanics*, **8**(1), 22–38.
- Furjan-Mandić, G, Radaš, J, Zaletel, P, & Gruić, I. 2018. Factorial analysis of body elements in rhythmic gymnastics. *Pages 170–179 of : icSPORTS 2018 - Proceedings of the 6th International Congress on Sport Sciences Research and Technology Support*.
- Galli, M, Cimolin, V, Rigoldi, C, Moro, M, Loi, A, & Pau, M. 2017. Postural sway in adolescent athletes : A comparison among volleyball, basketball and gymnastics players. *Gazzetta Medica Italiana Archivio per le Scienze Mediche*, **176**(10), 515–520.
- Gannon, L M, & Bird, H A. 1999. The quantification of joint laxity in dancers and gymnasts. *Journal of sports sciences*, **17**(9), 743–750.
- Garcia, Claudia, Barela, José Angelo, Viana, André Rocha, & Barela, Ana Maria Forti. 2011. Influence of gymnastics training on the development of postural control. *Neuroscience letters*, **492**(1), 29–32.
- Gatt, Alfred, Chockalingam, Nachiappan, & Falzon, Owen. 2013. Sagittal plane kinematics of passive dorsiflexion of the foot in adolescent athletes. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, **103**(5), 394–399.
- Gatto, F, Swannell, P, & Neal, R. 1992. A force-indentation relationship for gymnastic mats. *Journal of biomechanical engineering*, **114**(3), 338–345.
- Gautier, G, Thouwarecq, R, & Chollet, D. 2007. Visual and postural control of an arbitrary posture : the handstand. *Journal of sports sciences*, **25**(11), 1271–1278.
- Gautier, Geoffroy, Thouwarecq, Régis, & Vuillerme, Nicolas. 2008. Postural control and perceptive configuration : influence of expertise in gymnastics. *Gait & posture*, **28**(1), 46–51.
- George, D, Elias, Z, & George, P. 2013. Physiological profile of elite Greek gymnasts. *Journal of Physical Education and Sport*, **13**(1), 27–32.
- George, D, Mavvidis, A, Kosmadaki, I, Tsoumani, S, & Dallas, K. 2019. The post activation potentiation effect of two different conditioning stimuli on drop jump parameters on young female artistic gymnasts. *Science of Gymnastics Journal*, **11**(1), 103–114.
- Gervais, P. 1994. A prediction of an optimal performance of the handspring 1 1 2 front salto longhorse vault. *Journal of Biomechanics*, **27**(1), 67–75.
- Gervais, Pierre, & Dunn, John. 2003. The double back salto dismount from the parallel bars. *Sports biomechanics*, **2**(1), 85–101.
- Gittoes, Marianne J R, Irwin, Gareth, Mullineaux, David R, & Kerwin, David G. 2011. Whole-body and multi-joint kinematic control strategy variability during backward rotating dismounts from beam. *Journal of sports sciences*, **29**(10), 1051–1058.
- Gittoes, Marianne J R, Irwin, Gareth, & Kerwin, David G. 2013. Kinematic landing strategy transference in backward rotating gymnastic dismounts. *Journal of applied biomechanics*, **29**(3), 253–260.
- Gittoes, Marianne Jr, & Irwin, Gareth. 2012. Biomechanical approaches to understanding the potentially injurious demands of gymnastic-style impact landings. *Sports medicine, arthroscopy, rehabilitation, therapy & technology : SMARTT*, **4**(1), 4.
- Gómez-Landero, Luis Arturo, Leal Del Ojo, Pureza, Walker, Cherie, & Floría, Pablo. 2021. Static balance performance differs depending on the test, age and specific role played in acrobatic gymnastics. *Gait & posture*, **90**(10), 48–54.
- Grabowiecki, Michal, Rum, Lorenzo, Laudani, Luca, & Vannozzi, Giuseppe. 2021. Biomechanical characteristics of handstand walking initiation. *Gait & posture*, **86**(5), 311–318.
- Grassi, G, Turci, M, Shirai, Y F, Lovecchio, N, Sforza, C, & Ferrario, V F. 2005a. Body movements on the men's competition mushroom : a three dimensional analysis of circular swings. *British journal of sports medicine*, **39**(8), 489–492.

Références de l'étude de la portée

- Grassi, G.-P., Santini, T, Lovecchio, N, Turci, M, Ferrario, V F, & Sforza, C. 2005b. Spatiotemporal consistency of trajectories in gymnastics : A three-dimensional analysis of flic-flac. *International Journal of Sports Medicine*, **26**(2), 134–138.
- Grosprêtre, Sidney, & Lepers, Romuald. 2016. Performance characteristics of Parkour practitioners : Who are the traceurs? *European journal of sport science*, **16**(5), 526–535.
- Guler, H.Cenk, & Ozguven, H.Nevzat. 1992. Dynamic simulation of human impact landing. *Pages 87–94 of : American Society of Mechanical Engineers, Petroleum Division (Publication) PD*, vol. 47.
- Guo, E C, & Zhou, J H. 2014. *Kinematic analysis of basket with 1/2 turn to handstand of haibin teng on parallel bars*.
- Gyulai, G, Rácz, L, Di Giminiani, R, & Tihanyi, József. 2013. Effect of whole body vibration applied on upper extremity muscles. *Acta physiologica Hungarica*, **100**(1), 37–47.
- Haering, Diane, Huchez, Aurore, Barbier, Franck, Holvoët, Patrice, & Begon, Mickaël. 2017. Identification of the contribution of contact and aerial biomechanical parameters in acrobatic performance. *PloS one*, **12**(4), e0172083.
- Hahn, T, Foldspang, A, Vestergaard, E, & Ingemann-Hansen, T. 1999. Active knee joint flexibility and sports activity. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, **9**(2), 74–80.
- Haigis, T, & Schlegel, K. 2020. The regulatory influence of the visual system : An exploratory study in gymnastics vaulting. *Science of Gymnastics Journal*, **12**(1), 61–73.
- Halilaj, B, Madic, D, Murseli, G, & Gllarev, I. 2018. Does the usage of gymnastics chalk have a positive impact on handgrip strength? *Gazzetta Medica Italiana Archivio per le Scienze Mediche*, **177**(7-8), 374–379.
- Halin, Renaud, Germain, Philippe, Buttelli, Olivier, & Kapitaniak, Branislav. 2002. Differences in strength and surface electromyogram characteristics between pre-pubertal gymnasts and untrained boys during brief and maintained maximal isometric voluntary contractions. *European journal of applied physiology*, **87**(4-5), 409–415.
- Hall, Emma, Bishop, Daniel C, & Gee, Thomas I. 2016. Effect of Plyometric Training on Handspring Vault Performance and Functional Power in Youth Female Gymnasts. *PloS one*, **11**(2), e0148790.
- Hall, S J. 1986. Mechanical contribution to lumbar stress injuries in female gymnasts. *Medicine and science in sports and exercise*, **18**(6), 599–602.
- Han, J, & Lu, L P. 2011. *Multi-posture jumps analysis with computational modelling and simulation technology*.
- Hansen, O H, Hvid, L G, Aagaard, P, & Jensen, K. 2019. Mechanical lower limb muscle function and its association with performance in elite team gymnasts. *Science of Gymnastics Journal*, **11**(2), 163–174.
- Harringe, M L, Halvorsen, K, Renström, P, & Werner, S. 2008. Postural control measured as the center of pressure excursion in young female gymnasts with low back pain or lower extremity injury. *Gait & posture*, **28**(1), 38–45.
- Hedbávný, P, & Kalichová, M. 2015. Optimization of velocity characteristics of the yurchenko vault. *Science of Gymnastics Journal*, **7**(1), 37–49.
- Heinen, T, Jeraj, D, Thoeren, M, & Vinken, P M. 2011. Target-directed running in gymnastics : The role of the springboard position as an informational source to regulate handsprings on vault. *Biology of Sport*, **28**(4), 215–221.
- Heinen, T, Velentzas, K, & Vinken, P M. 2012a. Functional relationships between gaze behavior and movement kinematics when performing high bar dismounts - An exploratory study. *Human Movement*, **13**(3), 218–224.
- Heinen, T, Jeraj, D, Vinken, P M, & Velentzas, K. 2012b. Land where you look? - Functional relationships between gaze and movement behaviour in a backward salto. *Biology of Sport*, **29**(3), 177–183.
- Heinen, T, Vinken, P, & Fink, H. 2012c. The effects of directing the learner's gaze on skill acquisition in gymnastics. *Pages 165–181 of : Athletic Insight's Writings in Sport Psychology*.
- Heinen, T, Brinker, A, Mack, M, & Hennig, L. 2017. The role of positional environmental cues in movement regulation of Yurchenko vaults in gymnastics. *Science of Gymnastics Journal*, **9**(2), 113–126.
- Heinen, T, Walter, N, Hennig, L, & Jeraj, D. 2018. Spatial perception of whole-body orientation depends on gymnasts' expertise. *Science of Gymnastics Journal*, **10**(1), 5–16.
- Heinen, Thomas. 2011. Evidence for the spotting hypothesis in gymnasts. *Motor control*, **15**(2), 267–284.
- Heinen, Thomas, Vinken, Pia M, Jeraj, Damian, & Velentzas, Konstantinos. 2013. Movement regulation of handsprings on vault. *Research quarterly for exercise and sport*, **84**(1), 68–78.

Références de l'étude de la portée

- Hiley, M, & Yeadon, M R F. 2015. Optimal technique, variability and control in gymnastics. *Pages 293–304 of : Sports Performance*.
- Hiley, M J. 2012. Incorporating aspects of motor control in the optimisation of human performance. *Movement and Sports Sciences - Science et Motricite*, **75**(1), 49–57.
- Hiley, M J, & Yeadon, M R. 2001. Swinging around the high bar. *Physics Education*, **36**(1), 14–17.
- Hiley, M J, & Yeadon, M R. 2003a. Optimum technique for generating angular momentum in accelerated backward giant circles prior to a dismount. *Journal of Applied Biomechanics*, **19**(2), 119–130.
- Hiley, M J, & Yeadon, M R. 2003b. The margin for error when releasing the high bar for dismounts. *Journal of biomechanics*, **36**(3), 313–319.
- Hiley, M J, Apostolidis, A, & Yeadon, M R. 2011. Loads on a gymnastics safety support system during maximal use. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P : Journal of Sports Engineering and Technology*, **225**(1), 1–7.
- Hiley, Michael J, & Readon, Maurice R. 2005. The margin for error when releasing the asymmetric bars for dismounts. *Journal of applied biomechanics*, **21**(3), 223–235.
- Hiley, Michael J, & Yeadon, Maurice R. 2005. Maximal dismounts from high bar. *Journal of biomechanics*, **38**(11), 2221–2227.
- Hiley, Michael J, & Yeadon, Maurice R. 2007. Optimization of backward giant circle technique on the asymmetric bars. *Journal of applied biomechanics*, **23**(4), 300–308.
- Hiley, Michael J, & Yeadon, Maurice R. 2008. Optimisation of high bar circling technique for consistent performance of a triple piked somersault dismount. *Journal of biomechanics*, **41**(8), 1730–1735.
- Hiley, Michael J, & Yeadon, Maurice R. 2012a. Achieving consistent performance in a complex whole body movement : the Tkatchev on high bar. *Human movement science*, **31**(4), 834–843.
- Hiley, Michael J, & Yeadon, Maurice R. 2012b. The effect of cost function on optimum technique of the undersomersault on parallel bars. *Journal of applied biomechanics*, **28**(1), 10–19.
- Hiley, Michael J, & Yeadon, Maurice R. 2013. Investigating optimal technique in a noisy environment : application to the upstart on uneven bars. *Human movement science*, **32**(1), 181–191.
- Hiley, Michael J, & Yeadon, Maurice R. 2014. Determining the solution space for a coordinated whole body movement in a noisy environment : application to the upstart in gymnastics. *Journal of applied biomechanics*, **30**(4), 508–513.
- Hiley, Michael J, & Yeadon, Maurice R. 2016a. Investigating optimal technique in the presence of motor system noise : application to the double layout somersault dismount on high bar. *Journal of sports sciences*, **34**(5), 440–449.
- Hiley, Michael J, & Yeadon, Maurice R. 2016b. The role of functional variability in a whole body co-ordinated movement - Application to high bar giant circles. *Human movement science*, **49**(10), 95–103.
- Hiley, Michael J, & Yeadon, Maurice R. 2016c. What governs successful performance of a complex whole body movement : The Kovacs release-regrasp on horizontal bar ? *Journal of biomechanics*, **49**(16), 3971–3976.
- Hiley, Michael J, & Yeadon, Maurice R. 2021. Control of a Whole-Body Task with Uncertain Initial Conditions : Application to the Upstart On Bars. *Journal of motor behavior*, **53**(3), 287–295.
- Hiley, Michael J, Yeadon, Maurice R, & Buxton, Emma. 2007. Consistency of performances in the Tkatchev release and re-grasp on high bar. *Sports biomechanics*, **6**(2), 121–130.
- Hiley, Michael J, Wangler, Roger, & Predescu, Gheorghe. 2009. Optimization of the felge on parallel bars. *Sports biomechanics*, **8**(1), 39–51.
- Hiley, Michael J, Zuevsky, Vitaly V, & Yeadon, Maurice R. 2013. Is skilled technique characterized by high or low variability ? An analysis of high bar giant circles. *Human movement science*, **32**(1), 171–180.
- Hiley, Michael J, Jackson, Monique I, & Yeadon, Maurice R. 2015. Optimal technique for maximal forward rotating vaults in men's gymnastics. *Human movement science*, **42**(8), 117–131.
- Hiley, Michael J, Schmid, Nicole, & Yeadon, Maurice R. 2019. How do technique and coordination change during learning of a whole-body task : Application to the upstart in gymnastics. *Journal of sports sciences*, **37**(20), 2374–2380.

Références de l'étude de la portée

- Holvoet, P. 1999. Energetic requirements of three gymnastic takeoff techniques from the floor. *Journal of Human Movement Studies*, **36**(5), 237–251.
- Holvoet, P, Lacouture, P, Duboy, J, Junqua, A, & Bessonnet, G. 2002a. Joint forces and moments involved in giant swings on the high bar [Détermination des efforts articulaires exercés au cours de trois types d'élan en barre fixe]. *Science and Sports*, **17**(1), 26–30.
- Holvoet, P, Lacouture, P, & Duboy, J. 2002b. Practical use of airborne simulation in a release-regrasp skill on the high bar. *Journal of Applied Biomechanics*, **18**(4), 332–344.
- Höög, Stefan, & Andersson, Erik P. 2021. Sex and Age-Group Differences in Strength, Jump, Speed, Flexibility, and Endurance Performances of Swedish Elite Gymnasts Competing in TeamGym. *Frontiers in sports and active living*, **3**, 653503.
- Horri, Z, Lenjannejadian, S, Boroujeni, M R, & Farazin, A. 2021. Kinematics of take-off phase in successful and unsuccessful performances of gymnastic somersault : an experimental study. *Sport Sciences for Health*.
- Housh, T J, Johnson, G O, Housh, D J, Weir, J P, Weir, L L, Eckerson, J M, & Stout, J R. 1996. Age, fat-free weight, and isokinetic peak torque in high school female gymnasts. *Medicine and science in sports and exercise*, **28**(5), 610–613.
- Hraski, Ž, & Mejovšek, M. 2004. Production of angular momentum for backward somersault. *Pages 10–13 of : Proceedings of the Second IASTED International Conference on Biomechanics*.
- Huang, Y, Yue, Z, Wang, L, Gong, M, Wu, J, & Qi, Y. 2011. Kinematics analysis of handspring forward on-stretched salto forward with 11/2turn 540. *Pages 1502–1504 of : Proceedings - 2011 4th International Conference on Biomedical Engineering and Informatics, BMEI 2011*, vol. 3.
- Huchez, A, Haering, D, Holvoet, P, Barbier, F, & Begon, M. 2016. Differences between expert and novice gymnasts performance of a counter movement forward in flight on uneven bars. *Science of Gymnastics Journal*, **8**(1), 31–41.
- Huchez, Aurore, Haering, Diane, Holvoët, Patrice, Barbier, Franck, & Begon, Mickael. 2015. Local versus global optimal sports techniques in a group of athletes. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, **18**(8), 829–838.
- Hume, P A, Bradshaw, E J, & Brueggemann, G. 2013. Biomechanics : Injury Mechanisms and Risk Factors. *Pages 75–84 of : Gymnastics*.
- Hutchinson, M R, Tremain, L, Christiansen, J, & Beitzel, J. 1998. Improving leaping ability in elite rhythmic gymnasts. *Medicine and science in sports and exercise*, **30**(10), 1543–1547.
- Ichinose, Y, Kanehisa, H, Ito, M, Kawakami, Y, & Fukunaga, T. 1998a. Morphological and functional differences in the elbow extensor muscle between highly trained male and female athletes. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, **78**(2), 109–114.
- Ichinose, Y, Kanehisa, H, Ito, M, Kawakami, Y, & Fukunaga, T. 1998b. Relationship between muscle fiber pennation and force generation capability in Olympic athletes. *International journal of sports medicine*, **19**(8), 541–546.
- Igarashi, Hisato. 1983. PREDICTION OF THE QUADRUPLE BACKWARD SOMERSAULT ON THE HORIZONTAL BAR. *Pages 787–792 of : International Series on Biomechanics*, vol. 4 B.
- Irwin, G, & Kerwin, D G. 2006. Musculoskeletal work in the longswing on high bar. *Pages 195–200 of : The Engineering of Sport 6*, vol. 1.
- Irwin, G, Exell, T A, Manning, M L, & Kerwin, D G. 2014. Biomechanical evolution of the Tkachev on uneven bars in female gymnastics. *International Biomechanics*, **1**(1), 21–28.
- Irwin, Gareth, & Kerwin, David G. 2005. Biomechanical similarities of progressions for the longswing on high bar. *Sports biomechanics*, **4**(2), 163–178.
- Irwin, Gareth, & Kerwin, David G. 2007a. Inter-segmental coordination in progressions for the longswing on high bar. *Sports biomechanics*, **6**(2), 131–144.
- Irwin, Gareth, & Kerwin, David G. 2007b. Musculoskeletal demands of progressions for the longswing on high bar. *Sports biomechanics*, **6**(3), 361–374.
- Irwin, Gareth, & Kerwin, David G. 2009. The influence of the vaulting table on the handspring front somersault. *Sports biomechanics*, **8**(2), 114–128.

Références de l'étude de la portée

- Irwin, Gareth, Exell, Timothy A, Manning, Michelle L, & Kerwin, David G. 2017. Functional phases and angular momentum characteristics of Tkatchev and Kovacs. *Journal of sports sciences*, **35**(6), 610–616.
- Irwin, Gareth, Kerwin, David G, Williams, Genevieve, Van Emmerik, Richard E A, Newell, Karl M, & Hamill, Joseph. 2020. Multidimensional joint coupling : a case study visualisation approach to movement coordination and variability. *Sports biomechanics*, **19**(3), 322–332.
- Irwin, Gareth, Williams, Genevieve K R, Kerwin, David G, von Lieres Und Wilkau, Hans, & Newell, Karl M. 2021. Learning the high bar longswing :II. energetics and the emergence of the coordination pattern. *Journal of sports sciences*, **7**, 1–8.
- Isableu, Brice, Hlavackova, Petra, Diot, Bruno, & Vuillerme, Nicolas. 2017. Regularity of Center of Pressure Trajectories in Expert Gymnasts during Bipedal Closed-Eyes Quiet Standing. *Frontiers in human neuroscience*, **11**, 317.
- Ito, Akira, Kaneko, Masahiro, & Saito, Masahisa. 1989. Contribution of counter movement to jumping performance. A comparison of gymnasts versus swimmers. *Journal of Biomechanics*, **22**(10), 1029.
- Jackson, M I, Yeadon, M R, & Hiley, M J. 2010. Modeling friction to incorporate sliding and stiction : Application to the contact phase of gymnastics vaulting. *Pages 236–239 of : IFMBE Proceedings*, vol. 31 IFMBE.
- Jackson, M I, Hiley, M J, & Yeadon, M R. 2011. A comparison of Coulomb and pseudo-Coulomb friction implementations : Application to the table contact phase of gymnastics vaulting. *Journal of biomechanics*, **44**(15), 2706–2711.
- Janin, M, & Dupui, Ph. 2009. The effects of unilateral medial arch support stimulation on plantar pressure and center of pressure adjustment in young gymnasts. *Neuroscience letters*, **461**(3), 245–248.
- Jemni, M. 2017a. Part III : Biomechanics for gymnastics : Learning outcomes, introduction and objectives. *The Science of Gymnastics : Advanced Concepts : Second Edition*, 75–77.
- Jemni, M. 2017b. Part V : Interaction between physiological, biomechanical and psychological aspects of gymnastic performance : Learning outcomes, introduction and objectives. *The Science of Gymnastics : Advanced Concepts : Second Edition*, 206.
- Jia, H. 2009. Application of modeling and simulation in gymnastics jump analysis. *Pages 503–506 of : Proceedings of the 2nd International Conference on Modelling and Simulation, ICMS2009*, vol. 6.
- Jiang, M, & Jiang, W. 2015. Kinematic analysis of the Fr. giant. sw. bwd. dbl salto t. to up. arm hang of elite gymnast Cheng Ran on parallel bars. *Pages 791–794 of : Information, Computer and Application Engineering - Proceedings of the International Conference on Information Technology and Computer Application Engineering, ITCAE 2014*.
- Johnson, A Wayne, Warcup, Caisa N, Seeley, Matthew K, Eggett, Dennis, & Feland, J Brent. 2019. The acute effects of stretching with vibration on dynamic flexibility in young female gymnasts. *The Journal of sports medicine and physical fitness*, **59**(2), 210–216.
- Júnior, J.L.N.S., Passos, R D S, Oliveira, A A, da Silva, J R D, Souza, R S, Passos, R D S, Machado, M, Koch, A J, & Pereira, R. 2021. The influence of hand guards on explosive force and pain and exertion perception in a hang holding task. *Science of Gymnastics Journal*, **13**(1), 107–117.
- Kajić, E, Đuzel, J, & Brničević, M M. 2020. Connection between some kinematic parameters and successful performance of the tsukahare jump. *Sport Science*, **13**(1), 105–109.
- Kamon, M, & Yoshida, K. 2003. Dynamic Analysis of Twisting Somersault Motions. *Nihon Kikai Gakkai Ronbunshu, C Hen/Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, Part C*, **69**(680), 1072–1079.
- Kanemoto, Y, Yamasaki, T, Xin, X, & Gotoh, K. 2009. Redundancy of the giant swing backward movement on the high bar. *Pages 5187–5193 of : ICCAS-SICE 2009 - ICROS-SICE International Joint Conference 2009, Proceedings*.
- Karakollukçu, M, Aslan, C S, Paoli, A, Bianco, A, & Sahin, F N. 2015. Effects of mini trampoline exercise on male gymnasts' physiological parameters : a pilot study. *The Journal of sports medicine and physical fitness*, **55**(7-8), 730–734.
- Kashuba, V, Khmel'nitska, I, & Krupenya, S. 2012. Biomechanical analysis of skilled female gymnasts' technique in round-off, flic-flac type on the vault table. *Journal of Physical Education and Sport*, **12**(4), 431–435.
- Kaur, K, & Koley, S. 2019. Estimation of back strength, hip circumference and buttock knee length and its correlation with explosive power in indian state and national level gymnasts. *International Journal of Advanced Science and Technology*, **28**(8), 343–350.
- Kerwin, D, & Irwin, G. 2006. Predicting high bar forces in the longswing. *Pages 189–194 of : The Engineering of Sport 6*, vol. 1.

- Kerwin, D G, & Trewartha, G. 2001. Strategies for maintaining a handstand in the anterior-posterior direction. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, **33**(7), 1182–1188.
- Kerwin, D G, Harwood, M J, & Yeadon, M R. 1993a. Hand placement techniques in long horse vaulting. *Journal of sports sciences*, **11**(4), 329–335.
- Kerwin, David G, & Irwin, Gareth. 2010. Musculoskeletal work preceding the outward and inward Tkachev on uneven bars in artistic gymnastics. *Sports biomechanics*, **9**(1), 16–28.
- Kerwin, David G, Yeadon, Maurice R, & Harwood, Michael J. 1993b. High Bar Release in Triple Somersault Dismounts. *Journal of applied biomechanics*, **9**(4), 279–286.
- King, M A, & Yeadon, M R. 2002. Determining subject-specific torque parameters for use in a torque-driven simulation model of dynamic jumping. *Journal of Applied Biomechanics*, **18**(3), 207–217.
- King, M A, & Yeadon, M R. 2003. Coping with perturbations to a layout somersault in tumbling. *Journal of biomechanics*, **36**(7), 921–927.
- King, M A, Yeadon, M R, & Kerwin, D G. 1999. A two-segment simulation model of long horse vaulting. *Journal of Sports Sciences*, **17**(4), 313–324.
- King, M A Mark A, & Yeadon, M R Maurice R. 2004. Maximising somersault rotation in tumbling. *Journal of biomechanics*, **37**(4), 471–477.
- King, Mark A, & Yeadon, Maurice R. 2005. Factors influencing performance in the Hecht vault and implications for modelling. *Journal of biomechanics*, **38**(1), 145–151.
- Kinolik, Z, Garhammer, J, & Gregor, R J. 1980. Kinetic and kinematic factors involved in the execution of front aerial somersaults. *Medicine and science in sports and exercise*, **12**(5), 352–356.
- Kinser, Ann M, Ramsey, Michael W, O'Bryant, Harold S, Ayres, Christopher A, Sands, William A, & Stone, Michael H. 2008. Vibration and stretching effects on flexibility and explosive strength in young gymnasts. *Medicine and science in sports and exercise*, **40**(1), 133–140.
- Kochanowicz, Andrzej, Niespodziński, Bartłomiej, Marina, Michel, Mieszkowski, Jan, Biskup, Leon, & Kochanowicz, Kazimierz. 2018a. Relationship between postural control and muscle activity during a handstand in young and adult gymnasts. *Human movement science*, **58**(4), 195–204.
- Kochanowicz, Andrzej, Niespodziński, Bartłomiej, Mieszkowski, Jan, Kochanowicz, Kazimierz, & Sawczyn, Stanisław. 2018b. The effect of gymnastic training on muscle strength and co-activation during isometric elbow and glenohumeral flexion/extension. *The Journal of sports medicine and physical fitness*, **58**(7-8), 966–973.
- Kochanowicz, Andrzej, Niespodziński, Bartłomiej, Mieszkowski, Jan, Marina, Michel, Kochanowicz, Kazimierz, & Zasada, Mariusz. 2019a. Changes in the Muscle Activity of Gymnasts During a Handstand on Various Apparatus. *Journal of strength and conditioning research*, **33**(6), 1609–1618.
- Kochanowicz, Andrzej, Niespodziński, Bartłomiej, Mieszkowski, Jan, Sawczyn, Stanisław, Cieszczyk, Paweł, & Kochanowicz, Kazimierz. 2019b. Neuromuscular and Torque Kinetic Changes After 10 Months of Explosive Sport Training in Prepubertal Gymnasts. *Pediatric exercise science*, **31**(1), 77–84.
- Koh, M, Jennings, L, Elliott, B, & Lloyd, D. 2003a. A predicted optimal performance of the Yurchenko layout vault in women's artistic gymnastics. *Journal of Applied Biomechanics*, **19**(3), 187–204.
- Koh, Michael, & Jennings, Les. 2007. Strategies in preflight for an optimal Yurchenko layout vault. *Journal of biomechanics*, **40**(6), 1256–1261.
- Koh, Michael, Jennings, Les, & Elliott, Bruce. 2003b. Role of joint torques generated in an optimised Yurchenko layout vault. *Sports biomechanics*, **2**(2), 177–190.
- Koh, Michael T H, & Jennings, Leslie S. 2003. Dynamic optimization : inverse analysis for the Yurchenko layout vault in women's artistic gymnastics. *Journal of biomechanics*, **36**(8), 1177–1183.
- Koh, T J, Grabiner, M D, & Weiker, G G. 1992. Technique and ground reaction forces in the back handspring. *The American journal of sports medicine*, **20**(1), 61–66.
- Kolar, E, Kolar, K A, & Štuhec, S. 2002. Gymnastics : Comparative analysis of selected Biomechanic characteristics between a support backward swing and support swing for the 1#fr1/4 straddle-piked forward salto on the parallel bars. *Sports Biomechanics*, **1**(1), 69–78.

Références de l'étude de la portée

- Kolar, E, Piletič, S, Bedenik, K, Samardžija Pavletič, M, Štuhec, S, & Veličković, S. 2017. Kinematic analysis of the new element “Dimic” and its comparison with “Bilozerchev” on parallel bars. *Science of Gymnastics Journal*, **9**(1), 83–96.
- Kolimechikov, S, Yanev, I, Kiuchukov, I, & Petrov, L. 2021. Kinematic analysis of double back straight somersault and double back straight somersault with full twist on rings. *Science of Gymnastics Journal*, **13**(2), 191–202.
- Kopp, P M, & Reid, J G. 1980. A force and torque analysis of gaint swings on the horizontal bar. *Canadian Journal of Applied Sport Sciences*, **5**(2), 98–102.
- Kovalenko, Y, Boloban, V, Goncharenko, I, Borysova, O, Matvieiev, S, Kohut, I, & Marynych, V. 2020. Biomechanical assessment of statnamic stability of rhythmic gymnasts of the stage of specialized basic training. *Journal of Physical Education and Sport*, **20**, 517–521.
- Kritikou, M, Donti, O, Bogdanis, G C, Donti, A, & Theodorakou, K. 2017. Correlates of artistry performance scores in preadolescent rhythmic gymnasts. *Science of Gymnastics Journal*, **9**(2), 165–177.
- Križaj, D, & Čuk, I. 2015. Can miniature accelerometers attached to the gymnastics springboard be used for take-off analysis? *Science of Gymnastics Journal*, **7**(3), 69–80.
- Król, Henryk, Klyszcz-Morciniec, Małgorzata, & Bacik, Bogdan. 2020. The Structure of Selected Basic Acrobatic Jumps. *Journal of human kinetics*, **75**(10), 41–64.
- Kums, T, Ereline, J, Gapeyeva, H, & Pääsuke, M. 2005. Vertical jumping performance in young rhythmic gymnasts. *Biology of Sport*, **22**(3), 237–246.
- Kums, T, Ereline, J, Gapeyeva, H, Pääsuke, M, & Vain, A. 2007. Spinal curvature and trunk muscle tone in rhythmic gymnasts and untrained girls. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, **20**(2-3), 87–95.
- Kums, T, Ereline, J, Veldre, G, Gapeyeva, H, Pääsuke, M, & Vain, A. 2017. Markers for monitoring adaptive peculiarity of the musculoskeletal system in rhythmic gymnasts with non-specific low back pain. *Gazzetta Medica Italiana Archivio per le Scienze Mediche*, **176**(5), 237–246.
- Kwon, Y.-H. 1996. Effects of the method of body segment parameter estimation on airborne angular momentum. *Journal of Applied Biomechanics*, **12**(4), 413–430.
- Kwon, Y.-H. 2001. Experimental simulation of an airborne movement : Applicability of the body segment parameter estimation methods. *Journal of Applied Biomechanics*, **17**(3), 232–240.
- Kyselovičová, O, Selecká, L, Krnáčová, A, & Lamošová, A. 2020. Biomechanical characteristics of stag leap with back bend of the trunk : A case study. *Science of Gymnastics Journal*, **12**(3), 243–253.
- Lamoth, Claudine J C, van Lummel, Rob C, & Beek, Peter J. 2009. Athletic skill level is reflected in body sway : a test case for accelometry in combination with stochastic dynamics. *Gait & posture*, **29**(4), 546–551.
- Le Chevalier, J M, Vandewalle, H, Thépaut-Mathieu, C, Pujo, M, Le Natur, B, & Stein, J F. 2000. Critical power of knee extension exercises does not depend upon maximal strength. *European journal of applied physiology*, **81**(6), 513–516.
- Leboeuf, F, Bessonnet, G, Seguin, P, & Lacouture, P. 2006. Energetic versus sthenic optimality criteria for gymnastic movement synthesis. *Multibody System Dynamics*, **16**(3), 213–236.
- Leboeuf, F, Seguin, P, & Lacouture, P. 2012. Optimal synthesis versus dynamic analysis for an acrobatic aerial movement. *Movement and Sports Sciences - Science et Motricite*, **75**(1), 19–25.
- Lee, D N, Young, D S, & Rewt, D. 1992. How Do Somersaulters Land on Their Feet? *Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance*, **18**(4), 1195–1202.
- Lee, J.-R., Oh, C.-U., Lee, Y.-M., Kim, J.-Y., Song, H, Suh, H.-J., Choi, Y.-L., Kim, J.-H., Kim, R.-W., & Lee, M.-Y. 2019. Effect of lumbar spine manipulation on hip joint range of motion and pain in rhythmic gymnastics athletes. *Asia Life Sciences*, **Supplement**(1), 47–55.
- Lehmann, T, Lorz, A, Schleichardt, A, Naundorf, F, Knoll, K, Eckardt, F, & Witte, K. 2020. A multi-body model of a springboard in gymnastics. *Science of Gymnastics Journal*, **12**(3), 265–275.
- Lehmann, T, Winter, A, Seemann-Sinn, A, & Naundorf, F. 2021. Use of objective methods to determine the holding time of hold elements on still rings. *Science of Gymnastics Journal*, **13**(2), 181–189.

Références de l'étude de la portée

- Lephart, S M, Giraldo, J L, Borsa, P A, & Fu, F H. 1996. Knee joint proprioception : a comparison between female intercollegiate gymnasts and controls. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*, **4**(2), 121–124.
- Letts, M, Smallman, T, Afanasiev, R, & Gouw, G. 1986. Fracture of the pars interarticularis in adolescent athletes : a clinical-biomechanical analysis. *Journal of pediatric orthopedics*, **6**(1), 40–46.
- Lightsey, P A. 1983. An analysis of the rotational stability of the layout back somersault. *American Journal of Physics*, **51**(2), 115–118.
- Lim, K.-C. 2005. Biomechanical evaluation of Lu Yu Fu technique in gymnastic vault event. *Pages 1005–1007 of : Proceedings - 9th Russian-Korean International Symposium on Science and Technology, KORUS-2005*, vol. 1.
- Lima, Camila D, Brown, Lee E, Li, Yimeng, Herat, Nehara, & Behm, David. 2019. Periodized versus Non-periodized Stretch Training on Gymnasts Flexibility and Performance. *International journal of sports medicine*, **40**(12), 779–788.
- Linderman, Shannon E, Scarborough, Donna Moxley, & Oh, Luke S. 2021. The Relationship of Shoulder and Elbow Stresses and Upper Limb Contact Order During a Round-Off Back Handspring. *PM & R : the journal of injury, function, and rehabilitation*, **13**(1), 73–80.
- Ling, D, Sleeper, M, & Casey, E. 2020. Identification of Risk Factors for Injury in Women's Collegiate Gymnastics With the Gymnastics Functional Measurement Tool. *PM and R*, **12**(1), 43–48.
- Linge, S O. 2011. Men's Artistic Gymnastics : A new high bar-gymnast model with sensitivity analysis. *Sports Engineering*, **14**(1), 39–47.
- Linge, Svein, Hallingstad, Oddvar, & Solberg, Flemming. 2006. Modelling the parallel bars in men's artistic gymnastics. *Human movement science*, **25**(2), 221–237.
- Liu, H. 2015. Kinematic analysis on Tkatchev stretched action of elite Chinese male gymnast Chenglong Zhang. *Pages 969–972 of : Information, Computer and Application Engineering - Proceedings of the International Conference on Information Technology and Computer Application Engineering, ITCAE 2014*.
- Liu, L, Zhou, J H, & Gao, Z L. 2013. *Research on computer system collecting the vault techniques*.
- Loose, J K, Ferreira, W G, & Da Silva, J G S. 2007. Dynamic analysis of composite floors subject to human rhythmic activities. In : *Proceedings of the 11th International Conference on Civil, Structural and Environmental Engineering Computing, Civil-Comp 2007*.
- Louder, Talin J, Bressel, Eadric, Nardoni, Clint, & Dolny, Dennis G. 2019. Biomechanical Comparison of Loaded Countermovement Jumps Performed on Land and in Water. *Journal of strength and conditioning research*, **33**(1), 25–35.
- Lovecchio, N, Grassi, G, Shirai, Y F, Galante, D, Grandi, G, Ferrario, V F, & Sforza, C. 2013. Kinematics of key technique variables in the back ward handsprings of elite gymnasts. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, **19**(4), 292–296.
- Mack, M, Hennig, L, & Heinen, T. 2018. Movement prototypes in the performance of the handspring on vault. *Science of Gymnastics Journal*, **10**(2), 245–257.
- Mack, M, Federbusch, S, Ferber, M, & Heinen, T. 2020. Movement prototypes and their relationship in the performance of a gymnastics floor routine. *Journal of Human Sport and Exercise*, **15**(2), 303–318.
- Mack, Melanie, Schmidt, Marcel, & Heinen, Thomas. 2021. The Relationship Between the Perceived Movement Quality and the Kinematic Pattern of Complex Skills in Gymnastics. *Journal of human kinetics*, **77**(1), 5–13.
- Maffulli, N, & Grewal, R. 1997. Avulsion of the tibial tuberosity : muscles too strong for a growth plate. *Clinical journal of sport medicine : official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, **7**(2), 123–129.
- Manning, Michelle L, Irwin, Gareth, Gittoes, Marianne J R, & Kerwin, David G. 2011. Influence of longswing technique on the kinematics and key release parameters of the straddle Tkachev on uneven bars. *Sports biomechanics*, **10**(3), 161–173.
- Marefat, S, Ebrahim, B M, & Mehdi, M. 2021. Muscle flexibility and explosive power in young artistic gymnast boys at different performance level. *Science of Gymnastics Journal*, **13**(2), 253–262.
- Marin, L, Bardy, B G, & Bootsma, R J. 1999. Level of gymnastic skill as an intrinsic constraint on postural coordination. *Journal of sports sciences*, **17**(8), 615–626.

Références de l'étude de la portée

- Marina, M, & Jemni, M. 2014. Plyometric training performance in elite-oriented prepubertal female gymnasts. *Journal of Strength and Conditioning Research*, **28**(4), 1015–1025.
- Marinšek, M, & Čuk, I. 2019. Effects of different leg loadings at take-off on landing characteristics in twisting somersaults. *Science of Gymnastics Journal*, **11**(3), 289–298.
- Marinšek, M, & Pavletič, M S. 2020. Association between muscles' contractile properties and jumping performance in gymnasts. *Science of Gymnastics Journal*, **12**(1), 75–86.
- Marinšek, M, & Slana, U. 2014. Smart phone as a standing balance assessment device. *Science of Gymnastics Journal*, **6**(3), 39–47.
- Markolf, K L, Shapiro, M S, Mandelbaum, B R, & Teurlings, L. 1990. Wrist loading patterns during pommel horse exercises. *Journal of biomechanics*, **23**(10), 1001–1011.
- Mathiyakom, W, McNitt-Gray, J L, & Wilcox, R. 2006a. Lower extremity control and dynamics during backward angular impulse generation in backward translating tasks. *Experimental Brain Research*, **169**(3), 377–388.
- Mathiyakom, W, McNitt-Gray, J L, & Wilcox, R. 2006b. Lower extremity control and dynamics during backward angular impulse generation in forward translating tasks. *Journal of Biomechanics*, **39**(6), 990–1000.
- Mayer, F, Axmann, D, Horstmann, T, Martini, F, Fritz, J, & Dickhuth, H H. 2001. Reciprocal strength ratio in shoulder abduction/adduction in sports and daily living. *Medicine and science in sports and exercise*, **33**(10), 1765–1769.
- McDonald, Dawn A, Delgadillo, James Q, Fredericson, Michael, McConnell, Jennifer, Hodgins, Melissa, & Besier, Thor F. 2011. Reliability and accuracy of a video analysis protocol to assess core ability. *PM & R : the journal of injury, function, and rehabilitation*, **3**(3), 204–211.
- McLaren, Kelli, Byrd, Erin, Herzog, Mackenzie, Polikandriotis, John A, & Willimon, S C. 2015. IMPACT SHOULDER ANGLES CORRELATE WITH IMPACT WRIST ANGLES IN STANDING BACK HANDSPRINGS IN PREADOLESCENT AND ADOLESCENT FEMALE GYMNASTS. *International journal of sports physical therapy*, **10**(3), 341–346.
- McNeal, J R, & Sands, W A. 2003. Acute static stretching reduces lower extremity power in trained children. *Pediatric Exercise Science*, **15**(2), 139–145.
- Mcneal, J R, Sands, W A, & Shultz, B B. 2007. Muscle activation characteristics of tumbling take-offs. *Sports Biomechanics*, **6**(3), 375–390.
- McNeal, J R, Edgerly, S, Sands, W A, & Kawaguchi, J. 2011. Acute effects of vibration-assisted stretching are more evident in the non-dominant limb. *European Journal of Sport Science*, **11**(1), 45–50.
- McNitt-Gray, J L. 1993. Kinetics of the lower extremities during drop landings from three heights. *Journal of biomechanics*, **26**(9), 1037–1046.
- McNitt-Gray, J L, Hester, D M, Mathiyakom, W, & Munkasy, B A. 2001. Mechanical demand and multijoint control during landing depend on orientation of the body segments relative to the reaction force. *Journal of biomechanics*, **34**(11), 1471–1482.
- McNitt-Gray, Jill L. 1989. Influence of impact speed on joint kinematics and impulse characteristics of drop landings. *Journal of Biomechanics*, **22**(10), 1054.
- Medved, V, Tonković, S, & Cifrek, M. 1995. Simple neuro-mechanical measure of the locomotor skill : an example of backward somersault. *Medical progress through technology*, **21**(2), 77–84.
- Medved, Vladimir, & Tonkovic, Stanko. 1989. Some myoelectric and kinetic correlates of gymnastic skill. *Journal of Biomechanics*, **22**(10), 1054.
- Mehrtash, M, Rohani, H, Farzaneh, E, & Nasiri, R. 2015. The effects of 6 months specific aerobic gymnastic training on motor abilities in 10 – 12 years old boys. *Science of Gymnastics Journal*, **7**(1), 51–60.
- Melocchi, Irene, Filipas, Luca, Lovecchio, Nicola, DE Nardi, Massimo, LA Torre, Antonio, & Codella, Roberto. 2021. Effects of different stretching methods on vertical jump ability and range of motion in young female artistic gymnastics athletes. *The Journal of sports medicine and physical fitness*, **61**(4), 527–533.
- Michel, M, Monèm, J, & Ferran, R. 2014. A two-season longitudinal follow-up study of jumps with added weights and counter movement jumps in well-trained pre-pubertal female gymnasts. *The Journal of sports medicine and physical fitness*, **54**(6), 730–741.

Références de l'étude de la portée

- Mikheev, A A, Voronitskiĭ, N E, & Volchkova, O A. 2008. [Stabilometric studies of the effect of dosed vibration on erect posture parameters in athletes]. *Voprosy kurortologii, fizioterapii, i lechebnoi fizicheskoi kultury*, 30–32.
- Mikl, Joanne. 2018. Joint moments required to hold a posture while somersaulting. *Human movement science*, **57**(2), 158–170.
- Mikl, Joanne, & Rye, David C. 2016. Twist within a somersault. *Human movement science*, **45**(2), 23–39.
- Milčić, L, Živčić, K, & Krističević, T. 2019. Differences in vault run-up velocity in elite gymnasts. *Science of Gymnastics Journal*, **11**(2), 201–207.
- Miletić, Durdica, Katić, Ratko, & Males, Boris. 2004. Some anthropologic factors of performance in rhythmic gymnastics novices. *Collegium antropologicum*, **28**(2), 727–737.
- Miller, H, Fawcett, L, & Rushton, A. 2020. Does gender and ankle injury history affect weightbearing dorsiflexion in elite artistic gymnasts? *Physical Therapy in Sport*, **42**, 46–52.
- Mills, Chris, Pain, Matthew T G, & Yeadon, Maurice R. 2006. Modeling a viscoelastic gymnastics landing mat during impact. *Journal of applied biomechanics*, **22**(2), 103–111.
- Mills, Chris, Pain, Matthew T G, & Yeadon, Maurice R. 2008. The influence of simulation model complexity on the estimation of internal loading in gymnastics landings. *Journal of biomechanics*, **41**(3), 620–628.
- Mills, Chris, Pain, Matthew T G, & Yeadon, Maurice R. 2009. Reducing ground reaction forces in gymnastics' landings may increase internal loading. *Journal of biomechanics*, **42**(6), 671–678.
- Mills, Chris, Yeadon, Maurice R, & Pain, Matthew T G. 2010. Modifying landing mat material properties may decrease peak contact forces but increase forefoot forces in gymnastics landings. *Sports biomechanics*, **9**(3), 153–164.
- Milosic, D C, Siatras, T A, Christoulas, K I, & Patikas, D A. 2018. Relative and absolute reliability of isometric and isokinetic shoulder maximal moment and flexion/extension ratios in gymnasts. *Science of Gymnastics Journal*, **10**(2), 227–244.
- Milosic, Dimitrios C, Siatras, Theophanis A, Christoulas, Kosmas I, & Patikas, Dimitrios A. 2020. Construct validity of gymnastics-specific assessment on the neuromuscular function of shoulder flexor and extensor muscles. *Sports biomechanics*, **7**, 1–16.
- Mitchell, C, Cohen, R, Dotan, R, Gabriel, D, Klentrou, P, & Falk, B. 2011. Rate of muscle activation in power and endurance-trained boys. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, **6**(1), 94–105.
- Mizutori, Hisashi, Kashiwagi, Yu, Hakamada, Noriko, Tachibana, Yasunori, & Funato, Kazuo. 2021. Kinematics and joints moments profile during straight arm press to handstand in male gymnasts. *PloS one*, **16**(7), e0253951.
- Mkaouer, B. 2017. Use of body inverse dynamics to evaluate reaction force during vault and floor somersaults in artistic gymnastics. *Pages 127–131 of : The Science of Gymnastics : Advanced Concepts : Second Edition*.
- Mkaouer, B, Jemni, M, Amara, S, Chaabène, H, & Tabka, Z. 2012. Kinematic and kinetic analysis of counter movement jump versus two different types of standing back somersault. *Science of Gymnastics Journal*, **4**(3), 61–71.
- Mkaouer, B, Jemni, M, Hammoudi-Nassib, S, Amara, S, & Chaabène, H. 2017. Kinematic analysis of postural control in gymnasts vs. athletes practicing different sports. *Sport Sciences for Health*, **13**(3), 573–581.
- Mkaouer, Bessem, Jemni, Monèm, Amara, Samiha, Chaabène, Helmi, & Tabka, Zouhair. 2013. Kinematic and kinetic analysis of two gymnastics acrobatic series to performing the backward stretched somersault. *Journal of human kinetics*, **37**, 17–26.
- Mkaouer, Bessem, Jemni, Monèm, Amara, Samiha, Chaabène, Helmi, Padulo, Johnny, & Tabka, Zouhair. 2014. Effect of three technical arms swings on the elevation of the center of mass during a standing back somersault. *Journal of human kinetics*, **40**(3), 37–48.
- Mkaouer, Bessem, Hammoudi-Nassib, Sarra, Amara, Samiha, & Chaabène, Helmi. 2018. Evaluating the physical and basic gymnastics skills assessment for talent identification in men's artistic gymnastics proposed by the International Gymnastics Federation. *Biology of sport*, **35**(4), 383–392.
- Moeskops, Sylvia, Read, Paul J, Oliver, Jon L, & Lloyd, Rhodri S. 2018. Individual Responses to an 8-Week Neuromuscular Training Intervention in Trained Pre-Pubescent Female Artistic Gymnasts. *Sports (Basel, Switzerland)*, **6**(4).

Références de l'étude de la portée

- Moeskops, Sylvia, Oliver, Jon L, Read, Paul J, Cronin, John B, Myer, Gregory D, Haff, G Gregory, & Lloyd, Rhodri S. 2020. The Influence of Biological Maturity and Competitive Level on Isometric Force-Time Curve Variables and Vaulting Performance in Young Female Gymnasts. *Journal of strength and conditioning research*, **34**(8), 2136–2145.
- Moltubakk, M M, Eriksrud, O, Paulsen, G, Seynnes, O R, & Bojsen-Møller, J. 2016. Hamstrings functional properties in athletes with high musculo-skeletal flexibility. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, **26**(6), 659–665.
- Mombaur, K, & Stein, T. 2012. Numerical optimization as a tool for sports science. *Movement and Sports Sciences - Science et Motricite*, **75**(1), 7–18.
- Momma, D, Iwamoto, W, & Iwasaki, N. 2019. Long-term stress distribution patterns across the wrist joint in gymnasts assessed by computed tomography osteoabsorptiometry. *Journal of Hand Surgery : European Volume*, **44**(10), 1098–1100.
- Momma, Daisuke, Iwamoto, Wataru, Endo, Kaori, Sato, Kazuki, & Iwasaki, Norimasa. 2020. Stress Distribution Patterns Across the Shoulder Joint in Gymnasts : A Computed Tomography Osteoabsorptiometry Study. *Orthopaedic journal of sports medicine*, **8**(11), 2325967120962103.
- Montalvo, Samuel, & Dorgo, Sandor. 2019. The effect of different stretching protocols on vertical jump measures in college age gymnasts. *The Journal of sports medicine and physical fitness*, **59**(12), 1956–1962.
- Moore, M A, & Hutton, R S. 1980. Electromyographic investigation of muscle stretching techniques. *Medicine and science in sports and exercise*, **12**(5), 322–329.
- Moraes, A C, Bankoff, A D, Pellegrinotti, L L, Moreira, Z W, & Galdi, E H. 1995. Electromyography analysis of the rectus abdominis and external oblique muscles of children 8 to 10 years old. *Electromyography and clinical neurophysiology*, **35**(7), 425–430.
- Morales, D C N, Palenque, E, & Justiniano, J D. 2021. Take-off hip extension angle influence on the tucked back somersault performance. *Science of Gymnastics Journal*, **13**(2), 203–209.
- Motoshima, J, & Maeda, A. 2015. Kasamatsu versus Tsukahara vault. *Science of Gymnastics Journal*, **7**(2), 15–23.
- Motoshima, Y, Kitagawa, J, & Maeda, A. 2015. The relationship between the mechanical parameters in the take-off of a vault and the drop jump ability. *Science of Gymnastics Journal*, **7**(3), 37–45.
- Mulhearn, S, & George, K. 1999. Abdominal muscle endurance and its association with posture and low back pain. An initial investigation in male and female elite gymnasts. *Physiotherapy*, **85**(4), 210–216.
- Multon, F, Hoyet, L, Komura, T, & Kulpa, R. 2007. Interactive control of physically-valid aerial motion : Application to VR training system for gymnasts. *Pages 77–80 of : Proceedings of the ACM Symposium on Virtual Reality Software and Technology, VRST*.
- Nakatani, Miyuki, Murata, Kensuke, Kanehisa, Hiroaki, & Takai, Yohei. 2021. Force-velocity relationship profile of elbow flexors in male gymnasts. *PeerJ*, **9**, e10907.
- Natrup, J, Bramme, J, de Lussanet, M H E, Boström, K J, Lappe, M, & Wagner, H. 2020. Gaze behavior of trampolene gymnasts during a back tuck somersault. *Human Movement Science*, **70**.
- Natrup, Jens, de Lussanet, Marc H E, Boström, Kim Joris, Lappe, Markus, & Wagner, Heiko. 2021. Gaze, head and eye movements during somersaults with full twists. *Human movement science*, **75**(2), 102740.
- Neal, R J, Kippers, V, Plooy, D, & Forwood, M R. 1995. The influence of hand guards on forces and muscle activity during giant swings on the high bar. *Medicine and science in sports and exercise*, **27**(11), 1550–1556.
- Nelson, J K, Johnson, B L, & Smith, G C. 1983. Physical characteristics, hip flexibility and arm strength of female gymnasts classified by intensity of training across age. *The Journal of sports medicine and physical fitness*, **23**(1), 95–101.
- Nevzat Özgüven, H, Berme, N, Özgüven, H N, & Berme, N. 1988. An experimental and analytical study of impact forces during human jumping. *Journal of Biomechanics*, **21**(12), 1061–1066.
- Nichols-Ketchum, Martha A, & Patterson, P E. 1995. Experimental analysis of joint kinetics in the Tkatchev release move. *Pages 487–488 of : American Society of Mechanical Engineers, Bioengineering Division (Publication) BED*, vol. 29.
- Niespodziński, Bartłomiej, Kochanowicz, Andrzej, Mieszkowski, Jan, Piskorska, Elżbieta, & Żychowska, Małgorzata. 2018. Relationship between Joint Position Sense, Force Sense, and Muscle Strength and the Impact of Gymnastic Training on Proprioception. *BioMed research international*, **2018**, 5353242.

Références de l'étude de la portée

- Niespodziński, Bartłomiej, Grad, Rafał, Kochanowicz, Andrzej, Mieszkowski, Jan, Marina, Michel, Zasada, Mariusz, & Kochanowicz, Kazimierz. 2021. The Neuromuscular Characteristics of Gymnasts' Jumps and Landings at Particular Stages of Sports Training. *Journal of human kinetics*, **78**(3), 15–28.
- Nouillot, Philippe, & Natta, Françoise. 2004. Influence of velocity on the human global postural strategies during the movement leading up to the vertical upside-down position. *Neuroscience letters*, **363**(3), 224–228.
- Nyman E., Jr. 2019. *Biomechanics of gymnastics*.
- Ohlén, G, Wredmark, T, & Spangfort, E. 1989. Spinal sagittal configuration and mobility related to low-back pain in the female gymnast. *Spine*, **14**(8), 847–850.
- Oliver, G D, & Dougherty, C P. 2010. Muscle activation of the uninjured leg during an acute Achilles tendon rupture. *Journal of Strength and Conditioning Research*, **24**(8), 2085–2087.
- Omorczyk, Jarosław, Nosiadek, Leszek, Ambroży, Tadeusz, & Nosiadek, Andrzej. 2015. High-frequency video capture and a computer program with frame-by-frame angle determination functionality as tools that support judging in artistic gymnastics. *Acta of bioengineering and biomechanics*, **17**(3), 85–93.
- Opala-Berdzik, Agnieszka, Głowacka, Magdalena, Wilusz, Krzysztof, Kołacz, Patrycja, Szydło, Krzysztof, & Juras, Grzegorz. 2018. Quiet standing postural sway of 10- to 13-year-old, national-level, female acrobatic gymnasts. *Acta of bioengineering and biomechanics*, **20**(2), 117–123.
- Opala-Berdzik, Agnieszka, Głowacka, Magdalena, & Słomka, Kajetan J. 2021a. Characteristics of Functional Stability in Young Adolescent Female Artistic Gymnasts. *Journal of human kinetics*, **77**(1), 51–59.
- Opala-Berdzik, Agnieszka, Głowacka, Magdalena, & Juras, Grzegorz. 2021b. Postural sway in young female artistic and acrobatic gymnasts according to training experience and anthropometric characteristics. *BMC sports science, medicine & rehabilitation*, **13**(1), 11.
- Pain, Matthew T G, Mills, Chris L, & Yeadon, Maurice R. 2005. Video analysis of the deformation and effective mass of gymnastics landing mats. *Medicine and science in sports and exercise*, **37**(10), 1754–1760.
- Pajek, M B, Hedbávny, P, Kalichová, M, & Čuk, I. 2016. The asymmetry of lower limb load in balance beam routines. *Science of Gymnastics Journal*, **8**(1), 5–13.
- Papia, K, Bogdanis, G C, Toubekis, A, Donti, A, & Donti, O. 2018. Acute effects of prolonged static stretching on jumping performance and range of motion in young female gymnasts. *Science of Gymnastics Journal*, **10**(2), 217–226.
- Paulino, M F, Roseiro, L M, Dias, J P, Neto, M A, & Amaro, A M. 2021. Differences among plantar pressure of acrobatic gymnasts when they jump over two competition floors. Does the presence of mattresses affect the gymnasts' performance? [Influence de deux types de planchers de compétition sur les pressions plantaires de gym. *Science and Sports*, **36**(3), 1–232.
- Pedotti, A, Crenna, P, Deat, A, Frigo, C, & Massion, J. 1989. Postural synergies in axial movements : short and long-term adaptation. *Experimental brain research*, **74**(1), 3–10.
- Peltonen, J E, Taimela, S, Erkintalo, M, Salminen, J J, Oksanen, A, & Kujala, U M. 1997. Back extensor and psoas muscle cross-sectional area, prior physical training, and trunk muscle strength - A longitudinal study in adolescent girls. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, **77**(1-2), 66–71.
- Pendril, A.-M., & Eager, D. 2015. Free fall and harmonic oscillations : Analyzing trampoline jumps. *Physics Education*, **50**(1), 64–70.
- Penitente, Gabriella, & Sands, William A. 2015. Exploratory Investigation of Impact Loads During the Forward Hand-spring Vault. *Journal of human kinetics*, **46**(6), 59–68.
- Pentidis, Nikolaos, Mersmann, Falk, Bohm, Sebastian, Giannakou, Erasmia, Aggelousis, Nickos, & Arampatzis, Adamantios. 2019. Triceps Surae Muscle-Tendon Unit Properties in Preadolescent Children : A Comparison of Artistic Gymnastic Athletes and Non-athletes. *Frontiers in physiology*, **10**, 615.
- Pentidis, Nikolaos, Mersmann, Falk, Bohm, Sebastian, Giannakou, Erasmia, Aggelousis, Nickos, & Arampatzis, Adamantios. 2020. Effects of long-term athletic training on muscle morphology and tendon stiffness in preadolescence : association with jump performance. *European journal of applied physiology*, **120**(12), 2715–2727.
- Pentidis, Nikolaos, Mersmann, Falk, Bohm, Sebastian, Schroll, Arno, Giannakou, Erasmia, Aggelousis, Nickos, & Arampatzis, Adamantios. 2021. Development of Muscle-Tendon Adaptation in Preadolescent Gymnasts and Untrained Peers : A 12-Month Longitudinal Study. *Medicine and science in sports and exercise*, **53**(12), 2565–2576.

- Pérez-Soriano, Pedro, Llana-Belloch, Salvador, Morey-Klapsing, Gaspar, Perez-Turpin, Jose Antonio, Cortell-Tormo, Juan Manuel, & van den Tillaar, Roland. 2010. Effects of mat characteristics on plantar pressure patterns and perceived mat properties during landing in gymnastics. *Sports biomechanics*, **9**(4), 245–257.
- Perin, A, Ulbricht, L, Ricieri, D V, & Neves, E B. 2012. Use of biophotogrammetry for Assessment of trunk flexibility. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, **18**(3), 176–180.
- Perry, J. 1983. Anatomy and biomechanics of the shoulder in throwing, swimming, gymnastics, and tennis. *Clinics in sports medicine*, **2**(2), 247–270.
- Piazza, Marina, Battaglia, Claudia, Fiorilli, Giovanni, Innocenti, Giovanni, Iuliano, Enzo, Aquino, Giovanna, Calcagno, Giuseppe, Giombini, Arrigo, & Di Cagno, Alessandra. 2014. Effects of resistance training on jumping performance in pre-adolescents rhythmic gymnasts : a randomized controlled study. *Italian journal of anatomy and embryology = Archivio italiano di anatomia ed embriologia*, **119**(1), 10–19.
- Pimentel, Ricky, Potter, Morgan N, Carollo, James J, Howell, David R, & Sweeney, Emily A. 2020. Peak sagittal plane spine kinematics in female gymnasts with and without a history of low back pain. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, **76**(6), 105019.
- Potop, V, Timnea, O C, & Ulareanu, M V. 2014a. *Assisted research of the biomechanics characteristics of the complex acrobatic movement*.
- Potop, V, Timnea, O C, Grigore, V, & Ulareanu, M V. 2014b. *Biomechanical characteristics of transfer in the rotational movements on uneven bars*.
- Potop, V, Timnea, O C, & Stanescu, M. 2017a. Comparative analysis of the biomechanical characteristics of sports technique used in dismounts and the performances achieved by junior gymnasts in uneven bars events. *Pages 191–198 of : International Multidisciplinary Scientific GeoConference Surveying Geology and Mining Ecology Management, SGEM*, vol. 17.
- Potop, V, Timnea, O C, & Stanescu, M. 2017b. Correlative analysis of the kinematic and dynamic characteristics of sports technique used in acrobatic elements and performances achieved by junior gymnasts in balance beam events. *Pages 231–238 of : International Multidisciplinary Scientific GeoConference Surveying Geology and Mining Ecology Management, SGEM*, vol. 17.
- Pourmotahari, A, Davarian, S, & Fayazmilani, R. 2021. Maturation-related neuromuscular changes in force production of gymnasts and untrained girls. *Sport Sciences for Health*.
- Pozzo, T, & Clement, G. 1988. Body sway quantification during an upside-down vertical posture [Application de la stabilométrie à l'étude des mécanismes moteurs d'une figure acrobatique : l'appui tendu renversé]. *Science and Sports*, **3**(2), 173–180.
- Prassas, Spiros, Kwon, Young-Hoo, & Sands, William A. 2006. Biomechanical research in artistic gymnastics : a review. *Sports biomechanics*, **5**(2), 261–291.
- Pritchard, N S, Urban, J E, Miller, L E, Lintner, L, & Stitzel, J D. 2020. An analysis of head kinematics in women's artistic gymnastics. *Science of Gymnastics Journal*, **12**(3), 229–242.
- Puszczalowska-Lizis, Ewa, & Omorczyk, Jarosław. 2019. The level of body balance in standing position and handstand in seniors athletes practicing artistic gymnastics. *Acta of bioengineering and biomechanics*, **21**(2), 37–44.
- Qian, Jing-Guang, Su, Yang, Song, Ya-Wei, Qiang, Ye, & Zhang, Songning. 2012. A Comparison of a Multi-body Model and 3D Kinematics and EMG of Double-leg Circle on Pommel Horse. *Journal of human kinetics*, **31**(3), 45–53.
- Qian, Jinggang. 1989. Biomechanical research for the technique of 'swing with whipping movement of legs' on the horizontal bar. *Journal of Biomechanics*, **22**(10), 1071.
- Rai, Ramesh, Bawa, G S, Singh, T, Gulati, N, & Goel, A. 1989. Biomechanical analysis of hand spring vault in Indian female gymnasts. *Journal of Biomechanics*, **22**(10), 1072.
- Reid, J G, & Kopp, P M. 1983. A force-torque analysis of the kip on the horizontal bar. *Canadian journal of applied sport sciences. Journal canadien des sciences appliquees au sport*, **8**(4), 271–275.
- Reily, B, Zhang, H, & Hoff, W. 2017. Real-time gymnast detection and performance analysis with a portable 3D camera. *Computer Vision and Image Understanding*, **159**, 154–163.
- Requejo, Philip S, McNitt-Gray, Jill L, & Flashner, Henryk. 2002. An approach for developing an experimentally based model for simulating flight-phase dynamics. *Biological cybernetics*, **87**(4), 289–300.

Références de l'étude de la portée

- Requejo, Philip S, McNitt-Gray, Jill L, & Flashner, Henryk. 2004. Modification of landing conditions at contact via flight. *Biological cybernetics*, **90**(5), 327–336.
- Rhea, Matthew R, Peterson, Mark D, Oliverson, Jeff R, Ayllón, Fernando Naclerio, & Potenziano, Ben J. 2008. An examination of training on the VertiMax resisted jumping device for improvements in lower body power in highly trained college athletes. *Journal of strength and conditioning research*, **22**(3), 735–740.
- Ringhof, Steffen, & Stein, Thorsten. 2018. Biomechanical assessment of dynamic balance : Specificity of different balance tests. *Human movement science*, **58**(4), 140–147.
- Robertson, E A, Nicol, A C, & Paul, J P. 1981. Forces exerted on gymnasts during hip beat exercises on the asymmetric bars. *Engineering in Medicine*, **10**(4), 203–205.
- Rodríguez Galán, L M, & Gómez-Landero Rodríguez, L A. 2018. Performance variables and technical penalties of the split leap [Variables de rendimiento y penalizaciones técnicas del salto zancada]. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y del Deporte*, **18**(72), 605–619.
- Rohleder, J, & Vogt, T. 2018. Teaching novices the handstand : A practical approach of different sport-specific feedback concepts on movement learning. *Science of Gymnastics Journal*, **10**(1), 29–42.
- Rohleder, J, & Vogt, T. 2019. Efficacy of wrist strategy coaching on handstand performances in novices : Inverting explicit and implicit learning of skill-related motor tasks. *Science of Gymnastics Journal*, **11**(2), 209–222.
- Rojas-Barrionuevo, N, Vernetta-Santana, M, & López-Bedoya, J. 2016. Functional assessment of muscle response in lower limbs of tumbling gymnasts through tensiomyography [Evaluación funcional de la respuesta muscular de miembros inferiores en gimnastas de tumbling mediante tensiomiografía]. *Revista Facultad de Medicina*, **64**(3), 505–512.
- Rojas-Barrionuevo, N A, Vernetta-Santana, M, Alvariñas-Villaverde, M, & López-Bedoya, J. 2017. Acute effect of acrobatic jumps on different elastic platforms in the muscle response evaluated through tensiomyography. *Journal of Human Sport and Exercise*, **12**(3), 728–741.
- Rosamond, E L, & Yeadon, M R. 2009. The biomechanical design of a training aid for a backward handspring in gymnastics. *Sports Engineering*, **11**(4), 187–193.
- Roux, K, Gentil, C, & Schieppati, M. 2002. A linear feedback system unveils the complexity in the posturo-kinetic coordination. Effect of expertise on bending movements in gymnasts and non-gymnasts. *Journal of Human Movement Studies*, **42**(5), 345–366.
- Russell, K W, Quinney, H A, Hazlett, C B, & Hillis, D. 1995. Knee muscle strength in elite male gymnasts. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, **22**(1), 10–17.
- Russo, L, Palermi, S, Dhahbi, W, Kalinski, S D, Bragazzi, N L, & Padulo, J. 2021. Selected components of physical fitness in rhythmic and artistic youth gymnast. *Sport Sciences for Health*, **17**(2), 415–421.
- Rutkowska-Kucharska, Alicja, Szpala, Agnieszka, Jaroszczuk, Sebastian, & Sobera, Małgorzata. 2018. Muscle Coactivation during Stability Exercises in Rhythmic Gymnastics : A Two-Case Study. *Applied bionics and biomechanics*, **2018**, 8260402.
- Saeed, W, Abed-Maleh, F, & Jary, H S. 2019. Effect of sponge cylinder exercises on the rubber of working muscles to perform human wheel skill in technical gymnastics. *Indian Journal of Public Health Research and Development*, **10**(6), 650–655.
- Sainz de Baranda, Pilar, Rodríguez-Iniesta, María, Ayala, Francisco, Santonja, Fernando, & Cejudo, Antonio. 2014. Determination of the criterion-related validity of hip joint angle test for estimating hamstring flexibility using a contemporary statistical approach. *Clinical journal of sport medicine : official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, **24**(4), 320–325.
- Šalinic, S. 2011. Determination of joint reaction forces in a symbolic form in rigid multibody systems. *Mechanism and Machine Theory*, **46**(11), 1796–1810.
- Sands, W A. 2013. Biomechanics for gymnastics : Introduction and objectives. *Pages 55–56 of : The Science of Gymnastics*.
- Sands, W A. 2017a. Fitness model of high level gymnasts. *Pages 45–48 of : The Science of Gymnastics : Advanced Concepts : Second Edition*.
- Sands, W A. 2017b. Fundamental concepts and definitions in motor learning. *Pages 226–227 of : The Science of Gymnastics : Advanced Concepts : Second Edition*.

Références de l'étude de la portée

- Sands, W A, Irvin, R C, & Major, J A. 1995. Women's gymnastics : The time course of fitness acquisition. A 1-year study. *Journal of Strength and Conditioning Research*, **9**(2), 110–115.
- Sands, W A, Alumbaugh, B, McNeal, J R, Murray, S R, & Stone, M H. 2014. Comparison of floor exercise apparatus. *Science of Gymnastics Journal*, **6**(2), 41–51.
- Sands, W A, Varmette, M K, Bogdanis, G C, Donti, O, Murphy, B V, & Taylor, T J. 2019a. Comparison of bounce characteristics on three types of trampolines. *Science of Gymnastics Journal*, **11**(2), 223–237.
- Sands, W A, Kelly, B, Bogdanis, G, Barker, L, Donti, O, McNeal, J R, & Penitente, G. 2019b. Comparison of bungee-aided and free-bouncing accelerations on trampoline. *Science of Gymnastics Journal*, **11**(3), 279–288.
- Sands, William A, McNeal, Jeni R, Stone, Michael H, Russell, Elizabeth M, & Jemni, Monem. 2006. Flexibility enhancement with vibration : Acute and long-term. *Medicine and science in sports and exercise*, **38**(4), 720–725.
- Sands, William A, McNeal, Jeni R, Stone, Michael H, Haff, G Gregory, & Kinser, Ann M. 2008. Effect of vibration on forward split flexibility and pain perception in young male gymnasts. *International journal of sports physiology and performance*, **3**(4), 469–481.
- Sands, William A., McNeal, Jeni R., Penitente, Gabriella, Murray, Steven Ross, Nassar, Lawrence, Jemni, Monèm, Mizuguchi, Satoshi, & Stone, Michael H. 2016. Stretching the Spines of Gymnasts : A Review. *Sports Medicine*, **46**(3), 315–327.
- Sano, Shinya, Ikegami, Yasuo, Nunome, Hiroyuki, Apriantono, Tommy, & Sakurai, Shinji. 2007. The continuous measurement of the springboard reaction force in gymnastic vaulting. *Journal of sports sciences*, **25**(4), 381–391.
- Santos, A B, Lemos, M E, Lebre, E, & Carvalho, L Á. 2015. Active and passive lower limb flexibility in high level rhythmic gymnastics. *Science of Gymnastics Journal*, **7**(2), 55–66.
- Sanz-Mengibar, J M, Sainz-De-Baranda, P, & Santonja-Medina, F. 2018. Training intensity and sagittal curvature of the spine in male and female artistic gymnasts. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, **58**(4), 465–471.
- Sasaki, K, Masui, S, & Tezuka, K. 2018. 3D sensing technology for real-time quantification of athletes' movements. *Fujitsu Scientific and Technical Journal*, **54**(4), 8–16.
- Sato, Y, Torii, S, & Sasaki, M. 2015. Relationship between initiation of gaze stabilisation and angle of head and trunk movement during a jump with full turn. *Pages 165–168 of : icSPORTS 2015 - Proceedings of the 3rd International Congress on Sport Sciences Research and Technology Support*.
- Schack, T. 2003. The relationship between motor representation and biomechanical parameters in complex movements : Towards an integrative perspective of movement science. *European Journal of Sport Science*, **3**(2), 1–13.
- Schärer, C, & Hübner, K. 2016. Prediction of maximum resistance accuracy at five and seven seconds holding times from a three seconds static maximum strength test of the elements iron cross, support scale and swallow on rings using the devices counterweight or additional weight. *Science of Gymnastics Journal*, **8**(2), 125–134.
- Schärer, C, Siebenthal, L, Lomax, I, Gross, M, Taube, W, & Hübner, K. 2019a. Simple assessment of height and length of flight in complex gymnastic skills : Validity and reliability of a two-dimensional video analysis method. *Applied Sciences (Switzerland)*, **9**(19).
- Schärer, C, Gross, M, Lorenzetti, S, & Hübner, K. 2021a. Energy transformation on vault in elite artistic gymnastics : Comparisons between simple and difficult tsukahara and yurchenko vaults. *Applied Sciences (Switzerland)*, **11**(20).
- Schärer, Christoph, Haller, Nils, Taube, Wolfgang, & Hübner, Klaus. 2019b. Physical determinants of vault performance and their age-related differences across male junior and elite top-level gymnasts. *PloS one*, **14**(12), e0225975.
- Schärer, Christoph, Tacchelli, Lisa, Göpfert, Beat, Gross, Micah, Lüthy, Fabian, Taube, Wolfgang, & Hübner, Klaus. 2019c. Specific Eccentric-Isokinetic Cluster Training Improves Static Strength Elements on Rings for Elite Gymnasts. *International journal of environmental research and public health*, **16**(22).
- Schärer, Christoph, Lehmann, Thomas, Naundorf, Falk, Taube, Wolfgang, & Hübner, Klaus. 2019d. The faster, the better? Relationships between run-up speed, the degree of difficulty (D-score), height and length of flight on vault in artistic gymnastics. *PloS one*, **14**(3), e0213310.
- Schärer, Christoph, Huber, Sarina, Bucher, Pascal, Capelli, Claudio, & Hübner, Klaus. 2021b. Maximum Strength Benchmarks for Difficult Static Elements on Rings in Male Elite Gymnastics. *Sports (Basel, Switzerland)*, **9**(6).
- Secomb, J L, Farley, O R, Nimphius, S, Lundgren, L, Tran, T T, & Sheppard, J M. 2017. The training-specific adaptations resulting from resistance training, gymnastics and plyometric training, and non-training in adolescent athletes. *International Journal of Sports Science and Coaching*, **12**(6), 762–773.

Références de l'étude de la portée

- Seegmiller, Jeff G, & McCaw, Steven T. 2003. Ground Reaction Forces Among Gymnasts and Recreational Athletes in Drop Landings. *Journal of athletic training*, **38**(4), 311–314.
- Seeley, Matthew K, & Bressel, Eadric. 2005. A Comparison of Upper-Extremity Reaction Forces between the Yurchenko Vault and Floor Exercise. *Journal of sports science & medicine*, **4**(2), 85–94.
- Serafin, R, Golema, M, & Siemieński, A. 2008. Mechanical loading of the gymnast's motor system during swings on rings. *Biology of Sport*, **25**(4), 351–360.
- Serbest, K, Berisha, M, & Cilli, M. 2018. DYNAMIC ANALYSIS of THREE DIFFERENT HIGH BAR DISMOUNTS in the SIMMECHANICS ENVIRONMENT. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, **18**(3).
- Sevrez, Violaine, Berton, Eric, Rao, Guillaume, & Bootsma, Reinoud J. 2009. Regulation of pendulum length as a control mechanism in performing the backward giant circle in gymnastics. *Human movement science*, **28**(2), 250–262.
- Sevrez, Violaine, Rao, Guillaume, Berton, Eric, & Bootsma, Reinoud J. 2012. On the organizing role of nonmuscular forces during performance of a giant circle in gymnastics. *Journal of applied biomechanics*, **28**(1), 57–62.
- Seyranian, A P, & Belyakov, A O. 2011. How to twirl a hula hoop. *American Journal of Physics*, **79**(7), 712–715.
- Sheets, A L, & Hubbard, M. 2006. Effect of shoulder compliance on peak high bar forces during the giant swing. *Pages 177–182 of : The Engineering of Sport 6*, vol. 1.
- Sheets, Alison L, & Hubbard, Mont. 2008. Evaluation of a subject-specific female gymnast model and simulation of an uneven parallel bar swing. *Journal of biomechanics*, **41**(15), 3139–3144.
- Sheets, Alison L, & Hubbard, Mont. 2009. Influence of optimization constraints in uneven parallel bar dismount swing simulations. *Journal of biomechanics*, **42**(11), 1685–1691.
- Shierman, G. 1982. Interpretation of biomechanical data to a gymnastics coach. *Pages 6–8 of : Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering*, vol. 291.
- Shigaki, L, Rabello, L M, Camargo, M Z, Santos, V B C, Gil, A W O, de Oliveira, M R, da Silva Jr., R A, & Macedo, C S G. 2013. Comparative analysis of one-foot balance in rhythmic gymnastics athletes. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, **19**(2), 104–107.
- Shin, J, & Ozawa, S. 2008. A study on motion analysis of an artistic gymnastics by using dynamic image processing - For a development of automatic scoring system of horizontal bar. *Pages 1037–1042 of : Conference Proceedings - IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*.
- Siatras, T. 2014. Synergist and antagonist muscles static stretching acute effect during a V-sit position on parallel bars. *Science of Gymnastics Journal*, **6**(3), 49–59.
- Siatras, T, Papadopoulos, G, Mameletzi, D, Gerodimos, V, & Kellis, S. 2003. Static and Dynamic Acute Stretching Effect on Gymnasts' Speed in Vaulting. *Pediatric Exercise Science*, **15**(4), 383–391.
- Siatras, T, Mameletzi, D, & Kellis, S. 2004. Knee Flexor :Extensor Isokinetic Ratios in Young Male Gymnasts and Swimmers. *Pediatric Exercise Science*, **16**(1), 37–43.
- Siatras, T A, Douka, I D, & Milosis, D C. 2010. Feasibility and reproducibility of muscular strength measures in gymnastics-specific body positions using hand-held dynamometry. *Isokinetics and Exercise Science*, **18**(4), 223–234.
- Siatras, Theophanis. 2011. Computer-assisted image analysis for measuring body segmental angles during a static strength element on parallel bars : validity and reliability. *Sports biomechanics*, **10**(2), 135–145.
- Simons, Chantal, & Bradshaw, Elizabeth J. 2016. Do accelerometers mounted on the back provide a good estimate of impact loads in jumping and landing tasks? *Sports biomechanics*, **15**(1), 76–88.
- Slater, Allana, Campbell, Amity, Smith, Anne, & Straker, Leon. 2015. Greater lower limb flexion in gymnastic landings is associated with reduced landing force : a repeated measures study. *Sports biomechanics*, **14**(1), 45–56.
- Slobounov, S M, & Newell, K M. 1996. Postural dynamics in upright and inverted stances. *Journal of Applied Biomechanics*, **12**(2), 185–196.
- So, C H, Siu, T O, Chan, K M, Chin, M K, & Li, C T. 1994. Isokinetic profile of dorsiflexors and plantar flexors of the ankle—a comparative study of elite versus untrained subjects. *British journal of sports medicine*, **28**(1), 25–30.
- Sobera, M, & Rutkowska-Kucharska, A. 2019. Postural Control in Female Rhythmic Gymnasts in Selected Balance Exercises : A Study of Two Cases. *Polish Journal of Sport and Tourism*, **26**(1), 3–7.

Annexe B

Eléments complémentaires aux matériels et méthodes

B.1 Auto-questionnaires

Les auto-questionnaires, tels qu'ils étaient donnés aux participants, se trouvent ci-après dans l'ordre suivant :

- auto-questionnaire à destination des participants loisirs lors de l'évaluation initiale.
- auto-questionnaire à destination des participants loisirs lors de l'évaluation finale.
- auto-questionnaire à destination des gymnastes lors de l'évaluation initiale.
- auto-questionnaire à destination des gymnastes lors de l'évaluation finale.

NOM : _____

Prénom : _____

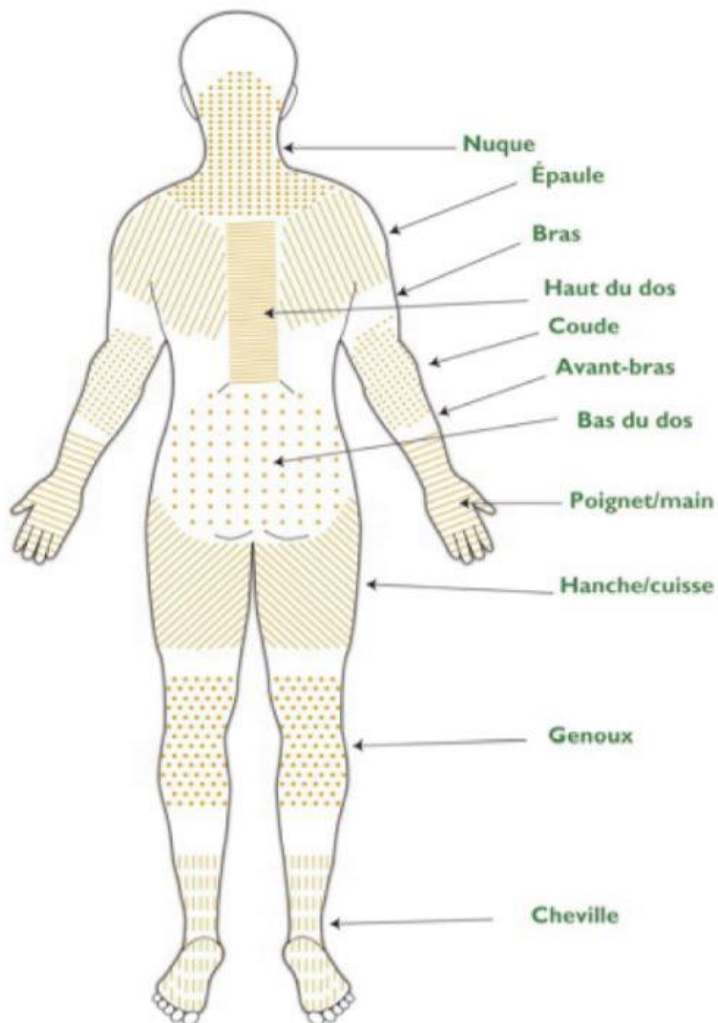
Date : _____

Evaluation clinique n°1 : questionnaire *Loisirs*

CE QUESTIONNAIRE COMPORTE 9 PAGES. VEUILLEZ REPONDRE PERSONNELLEMENT A TOUTE LES QUESTIONS EN COCHANTS OU COMPLETANT VOUS-MEME LES REPONSES.

Première Section : historique des blessures

Veillez répondre aux questions suivantes en considérant les régions illustrées sur cette image.



1. Avez-vous eu au cours des **12 derniers mois** des problèmes (courbatures, douleurs, gênes, engourdissements) au niveau des zones du corps suivantes ?

Pour chacune des zones du corps entourez les bonnes réponses. VEUILLEZ DECLARER EGALEMENT LES SYMPTOMES TRANSITOIRES ET MINEURS.

Nuque/cou	Oui	Non	<i>Si oui</i> : Du côté droit Du côté gauche Des deux côtés
Epaule/bras	Oui	Non	<i>Si oui</i> : Du côté droit Du côté gauche Des deux côtés
Coude/avant-bras	Oui	Non	<i>Si oui</i> : Du côté droit Du côté gauche Des deux côtés
Main/poignet	Oui	Non	<i>Si oui</i> : Du côté droit Du côté gauche Des deux côtés
Doigts	Oui	Non	<i>Si oui</i> : Du côté droit Du côté gauche Des deux côtés
Haut du dos	Oui	Non	<i>Si oui</i> : Du côté droit Du côté gauche Des deux côtés
Bas du dos	Oui	Non	<i>Si oui</i> : Du côté droit Du côté gauche Des deux côtés
Hanche/cuisse	Oui	Non	<i>Si oui</i> : Du côté droit Du côté gauche Des deux côtés
Genou/jambe	Oui	Non	<i>Si oui</i> : Du côté droit Du côté gauche Des deux côtés
Cheville/pied	Oui	Non	<i>Si oui</i> : Du côté droit Du côté gauche Des deux côtés

2. Avez-vous eu au cours des **7 derniers jours** des problèmes (courbatures, douleurs, gênes, engourdissements) au niveau des zones du corps suivantes ?

Pour chacune des zones du corps entourez les bonnes réponses. VEUILLEZ DECLARER EGALEMENT LES SYMPTOMES TRANSITOIRES ET MINEURS.

Nuque/cou	Oui	Non	<i>Si oui</i> : Du côté droit Du côté gauche Des deux côtés
Epaule/bras	Oui	Non	<i>Si oui</i> : Du côté droit Du côté gauche Des deux côtés
Coude/avant-bras	Oui	Non	<i>Si oui</i> : Du côté droit Du côté gauche Des deux côtés
Main/poignet	Oui	Non	<i>Si oui</i> : Du côté droit Du côté gauche Des deux côtés
Doigts	Oui	Non	<i>Si oui</i> : Du côté droit Du côté gauche Des deux côtés
Haut du dos	Oui	Non	<i>Si oui</i> : Du côté droit Du côté gauche Des deux côtés
Bas du dos	Oui	Non	<i>Si oui</i> : Du côté droit Du côté gauche Des deux côtés
Hanche/cuisse	Oui	Non	<i>Si oui</i> : Du côté droit Du côté gauche Des deux côtés
Genou/jambe	Oui	Non	<i>Si oui</i> : Du côté droit Du côté gauche Des deux côtés
Cheville/pied	Oui	Non	<i>Si oui</i> : Du côté droit Du côté gauche Des deux côtés

3. Comment évaluez-vous l'intensité de ces éventuels problèmes au moment où vous remplissez le questionnaire ? Pour chacune des zones du corps cochez la case correspondante sur l'échelle ci-dessous.

	Ni gêne, ni douleur	1	2	3	4	5	6	7	8	9	1 0	1 1	1 2	Gêne ou douleur intolérable
Nuque/cou	Ni gêne, ni douleur	1	2	3	4	5	6	7	8	9	1 0	1 1	1 2	Gêne ou douleur intolérable
Epaule/bras	Ni gêne, ni douleur	1	2	3	4	5	6	7	8	9	1 0	1 1	1 2	Gêne ou douleur intolérable
Coude/avant-bras	Ni gêne, ni douleur	1	2	3	4	5	6	7	8	9	1 0	1 1	1 2	Gêne ou douleur intolérable
Main/poignet	Ni gêne, ni douleur	1	2	3	4	5	6	7	8	9	1 0	1 1	1 2	Gêne ou douleur intolérable
Doigts	Ni gêne, ni douleur	1	2	3	4	5	6	7	8	9	1 0	1 1	1 2	Gêne ou douleur intolérable
Haut du dos	Ni gêne, ni douleur	1	2	3	4	5	6	7	8	9	1 0	1 1	1 2	Gêne ou douleur intolérable
Bas du dos	Ni gêne, ni douleur	1	2	3	4	5	6	7	8	9	1 0	1 1	1 2	Gêne ou douleur intolérable
Hanche/cuisse	Ni gêne, ni douleur	1	2	3	4	5	6	7	8	9	1 0	1 1	1 2	Gêne ou douleur intolérable
Genou/jambe	Ni gêne, ni douleur	1	2	3	4	5	6	7	8	9	1 0	1 1	1 2	Gêne ou douleur intolérable
Cheville/pied	Ni gêne, ni douleur	1	2	3	4	5	6	7	8	9	1 0	1 1	1 2	Gêne ou douleur intolérable

Seconde section : questions spécifiques au mal de dos

NE COMPLETEZ CETTE SECTION QUE SI VOUS AVEZ DECLARE DES PROBLEMES AU HAUT DU DOS OU AU BAS DU DOS DANS LA QUESTION 2 DE LA SECTION 1.

Pour chaque question, cochez en mettant une croix (X) à l'endroit qui correspond le mieux à votre état sur la barre continue (de 0 % à 100 %, chaque extrémité correspondant à une situation extrême).

A. REPERCUSSION SUR LES ACTIVITES QUOTIDIENNES

1. La douleur et son intensité :

Dans quelle mesure avez-vous besoin de traitements contre la douleur au dos pour vous sentir bien ?

<i>pas du tout</i>	<i>parfois</i>	<i>tout le temps</i>
0%		100%

2. Les gestes de la vie quotidienne :

Dans quelle mesure votre douleur au dos perturbe-t-elle les gestes de votre vie quotidienne (sortir du lit, se brosser les dents, s'habiller, etc) ?

<i>pas du tout (pas de douleur)</i>	<i>moyennement</i>	<i>je ne peux pas sortir du lit</i>
0%		100%

3. La possibilité de soulever quelque chose :

Dans quelle mesure êtes-vous limité(e) pour soulever quelque chose à cause de votre mal de dos ?

<i>pas du tout (comme avant)</i>	<i>moyennement</i>	<i>je ne peux rien soulever</i>
0%		100%

4. La marche :

Dans quelle mesure votre douleur au dos limite-elle maintenant votre distance de marche par rapport à celle que vous pouviez parcourir avant votre problème de dos ?

<i>je marche comme avant</i>	<i>presque comme avant</i>	<i>presque plus</i>	<i>plus du tout</i>
0%			100%

5. La position assise :

Dans quelle mesure votre douleur au dos vous gêne-t-elle pour rester assis(e) ?

<i>pas du tout (pas d'aggravation de la douleur)</i>	<i>moyennement</i>	<i>je ne peux pas rester assis(e)</i>
0%		100%

6. La position debout :

Dans quelle mesure votre douleur au dos vous gêne-t-elle pour rester debout de façon prolongée ?

<i>pas du tout (je reste debout comme avant)</i>	<i>moyennement</i>	<i>je ne peux pas rester debout</i>
0%		100%

7. Le sommeil :

Dans quelle mesure votre douleur au dos gêne-t-elle votre sommeil ?

<i>pas du tout (je dors comme avant)</i>	<i>moyennement</i>	<i>je ne peux pas dormir du tout</i>
0%		100%

B. REPERCUSSION SUR LE RAPPORT ACTIVITES PROFESSIONNELLE/LOISIRS

8. La vie sociale

Dans quelle mesure votre douleur au dos perturbe-t-elle votre vie sociale (danses, jeux et divertissements, repas ou soirées entre amis, sorties, etc....)?

<i>pas du tout (ma vie sociale est comme avant)</i>	<i>moyennement</i>	<i>je n'ai plus aucune activité sociale</i>
0%		100%

9. Les déplacements en voiture:

Dans quelle mesure la douleur au dos gêne-t-elle vos déplacements en voiture ?

<i>pas du tout (je me déplace comme avant)</i>	<i>moyennement</i>	<i>je ne peux me déplacer en voiture</i>
0%		100%

10. Les activités professionnelles :

Dans quelle mesure votre douleur au dos perturbe-t-elle votre travail?

<i>pas du tout (elle ne me gêne pas)</i>	<i>moyennement</i>	<i>je ne peux travailler</i>
0%		100%

C. REPERCUSSION SUR LE RAPPORT ANXIETE/DEPRESSION

11. L'anxiété /Le moral:

Dans quelle mesure estimez-vous que vous parvenez à faire face à ce que l'on exige de vous ?

<i>je fais entièrement face (pas de changement)</i>	<i>moyennement</i>	<i>je ne fais pas face</i>
0%		100%

12. La maîtrise de soi :

Dans quelle mesure estimez-vous que vous arrivez à contrôler vos réactions émotionnelles ?

je les contrôle entièrement (pas de changement) *moyennement* *je ne les contrôle pas du tout*

0%	100%
----	------

13. La dépression :

Dans quelle mesure vous sentez-vous déprimé(e) depuis que vous avez mal au dos ?

je ne suis pas déprimé(e) *moyennement* *je suis complètement déprimé(e)*

0%	100%
----	------

D. Répercussion sur la sociabilité

14. Les relations avec les autres :

Dans quelle mesure pensez-vous que votre douleur au dos a changé vos relations avec les autres ?

pas de changement *moyennement* *changement radical*

0%	100%
----	------

15. Le soutien dans la vie de tous les jours :

Dans quelle mesure avez-vous besoin du soutien des autres depuis que vous avez mal au dos (travaux domestiques, préparation des repas, etc..) ?

aucun soutien nécessaire *moyennement* *soutien permanent*

0%	100%
----	------

16. Les réactions défavorables des proches :

Dans quelle mesure estimez-vous que votre douleur provoque, chez vos proches, de l'irritation, de l'agacement, de la colère à votre égard ?

pas du tout *parfois* *tout le temps*

0%	100%
----	------

Troisième section : historique de pratique

Veuillez cocher les bonnes réponses et répondre aux questions suivantes dans l'espace prévu à cet effet.

A. ACTIVITES DE LOISIR

Activités de loisirs de forte intensité

1. Est-ce que vous pratiquez des sports, du fitness ou des activités de loisirs de forte intensité qui nécessitent une augmentation importante de la respiration ou du rythme cardiaque comme courir ou jouer au football pendant au moins dix minutes d'affilée ?

☐ OUI ☐ NON

Si OUI, veuillez énumérer la/les activité(s) que vous pratiquez : _____

Si NON, veuillez aller à la question 4.

2. Habituellement, combien de jours par semaine pratiquez-vous une activité sportive, du fitness ou d'autres activités de loisirs de forte intensité ?

Je pratique de telles activités _____ jours par semaine.

3. Lors d'une journée habituelle, combien de temps y consacrez-vous ?

Lors d'une journée habituelle, j'y consacre _____ heures.

Activités de loisirs d'intensité modérée

4. Est-ce que vous pratiquez des sports, du fitness ou des activités de loisirs d'intensité modérée qui nécessitent une petite augmentation de la respiration ou du rythme cardiaque comme la marche rapide faire du vélo, nager ou jouer au volley pendant au moins dix minutes d'affilée.

☐ OUI ☐ NON

Si OUI, veuillez énumérer la/les activité(s) que vous pratiquez : _____

Si NON, veuillez aller à la question 7.

5. Habituellement, combien de jours par semaine pratiquez-vous une activité sportive, du fitness ou d'autres activités de loisirs d'intensité modérée ?

Je pratique de telles activités _____ jours par semaine.

6. Lors d'une journée habituelle, combien de temps y consacrez-vous ?

Lors d'une journée habituelle, j'y consacre _____ heures.

B. ACTIVITES AU TRAVAIL

Activités au travail de forte intensité

7. Est-ce que votre travail implique des activités physiques de forte intensité qui nécessitent une augmentation conséquente de la respiration ou du rythme cardiaque, comme soulever des charges lourdes, travailler sur un chantier ou effectuer du travail de maçonnerie pendant au moins 10 minutes d'affilée ?

☐ OUI ☐ NON

Si OUI, veuillez énumérer la/les activité(s) physiques que votre travail implique : _____

Si NON, veuillez aller à la question 10.

8. Habituellement, combien de jours par semaine effectuez-vous des activités physiques de forte intensité dans le cadre de votre travail ?

Je pratique de telles activités _____ jours par semaine

9. Lors d'une journée habituelle durant laquelle vous effectuez des activités physiques de forte intensité, combien de temps consacrez-vous à ces activités ?

Lors d'une journée habituelle, j'y consacre _____ heures.

Activités au travail d'intensité modérée

10. Est-ce que votre travail implique des activités physiques d'intensité modérée, comme une marche rapide ou soulever une charge légère durant au moins 10 minutes d'affilée ?

☐ OUI ☐ NON

Si OUI, veuillez énumérer la/les activité(s) physiques que votre travail implique : _____

Si NON, vous avez terminé ce questionnaire.

11. Habituellement, combien de jours par semaine effectuez-vous des activités physiques d'intensité modérée dans le cadre de votre travail ?

Je pratique de telles activités _____ jours par semaine

12. Lors d'une journée habituelle durant laquelle vous effectuez des activités physiques d'intensité modérée, combien de temps consacrez-vous à ces activités ?

Lors d'une journée habituelle, j'y consacre _____ heures.

_____ FIN DU QUESTIONNAIRE _____

NOM : _____
Prénom : _____

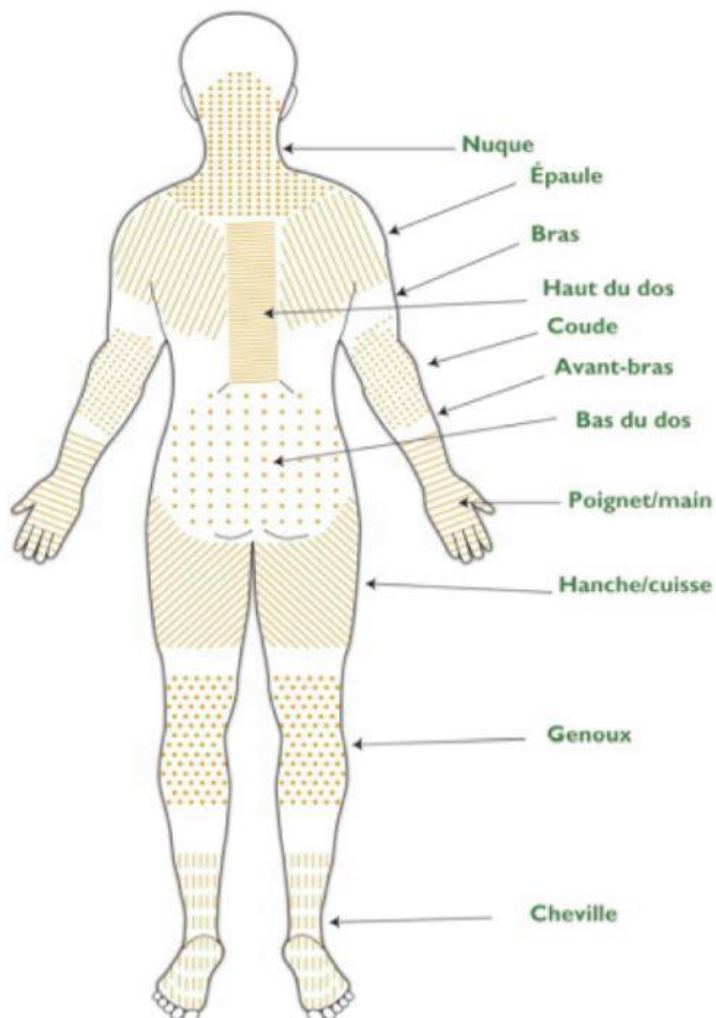
Date : _____

Evaluation clinique n°2 : questionnaire *Loisirs*

CE QUESTIONNAIRE COMPORTE 9 PAGES. VEUILLEZ REPONDRE PERSONNELLEMENT A TOUTES LES QUESTIONS EN COCHANTS OU COMPLETANT VOUS-MEME LES REPONSES.

Première Section : historique des blessures

Veillez répondre aux questions suivantes en considérant les régions illustrées sur cette image.



1. Avez-vous eu au cours des **12 derniers mois** des problèmes (courbatures, douleurs, gênes, engourdissements) au niveau des zones du corps suivantes ? *Pour chacune des zones du corps entourez les bonnes réponses.* VEUILLEZ DECLARER EGALEMENT LES SYMPTOMES TRANSITOIRES ET MINEURS.

Nuque/cou	Oui	Non	<i>Si oui</i> : Du côté droit Du côté gauche Des deux côtés
Epaule/bras	Oui	Non	<i>Si oui</i> : Du côté droit Du côté gauche Des deux côtés
Coude/avant-bras	Oui	Non	<i>Si oui</i> : Du côté droit Du côté gauche Des deux côtés
Main/poignet	Oui	Non	<i>Si oui</i> : Du côté droit Du côté gauche Des deux côtés
Doigts	Oui	Non	<i>Si oui</i> : Du côté droit Du côté gauche Des deux côtés
Haut du dos	Oui	Non	<i>Si oui</i> : Du côté droit Du côté gauche Des deux côtés
Bas du dos	Oui	Non	<i>Si oui</i> : Du côté droit Du côté gauche Des deux côtés
Hanche/cuisse	Oui	Non	<i>Si oui</i> : Du côté droit Du côté gauche Des deux côtés
Genou/jambe	Oui	Non	<i>Si oui</i> : Du côté droit Du côté gauche Des deux côtés
Cheville/pied	Oui	Non	<i>Si oui</i> : Du côté droit Du côté gauche Des deux côtés

2. Avez-vous eu au cours des **7 derniers jours** des problèmes (courbatures, douleurs, gênes, engourdissements) au niveau des zones du corps suivantes ? *Pour chacune des zones du corps entourez les bonnes réponses.* VEUILLEZ DECLARER EGALEMENT LES SYMPTOMES TRANSITOIRES ET MINEURS.

Nuque/cou	Oui	Non	<i>Si oui</i> : Du côté droit Du côté gauche Des deux côtés
Epaule/bras	Oui	Non	<i>Si oui</i> : Du côté droit Du côté gauche Des deux côtés
Coude/avant-bras	Oui	Non	<i>Si oui</i> : Du côté droit Du côté gauche Des deux côtés
Main/poignet	Oui	Non	<i>Si oui</i> : Du côté droit Du côté gauche Des deux côtés
Doigts	Oui	Non	<i>Si oui</i> : Du côté droit Du côté gauche Des deux côtés
Haut du dos	Oui	Non	<i>Si oui</i> : Du côté droit Du côté gauche Des deux côtés
Bas du dos	Oui	Non	<i>Si oui</i> : Du côté droit Du côté gauche Des deux côtés
Hanche/cuisse	Oui	Non	<i>Si oui</i> : Du côté droit Du côté gauche Des deux côtés
Genou/jambe	Oui	Non	<i>Si oui</i> : Du côté droit Du côté gauche Des deux côtés
Cheville/pied	Oui	Non	<i>Si oui</i> : Du côté droit Du côté gauche Des deux côtés

3. Comment évaluez-vous l'intensité de ce problème **au moment où vous remplissez le questionnaire**, sur l'échelle ci-dessous ? *Pour chacune des zones du corps cochez la case correspondante.*

	Ni gêne, ni douleur	1	2	3	4	5	6	7	8	9	1 0	1 1	1 2	Gêne ou douleur intolérable
Nuque/cou	Ni gêne, ni douleur	1	2	3	4	5	6	7	8	9	1 0	1 1	1 2	Gêne ou douleur intolérable
Epaule/bras	Ni gêne, ni douleur	1	2	3	4	5	6	7	8	9	1 0	1 1	1 2	Gêne ou douleur intolérable
Coude/avant- bras	Ni gêne, ni douleur	1	2	3	4	5	6	7	8	9	1 0	1 1	1 2	Gêne ou douleur intolérable
Main/poignet	Ni gêne, ni douleur	1	2	3	4	5	6	7	8	9	1 0	1 1	1 2	Gêne ou douleur intolérable
Doigts	Ni gêne, ni douleur	1	2	3	4	5	6	7	8	9	1 0	1 1	1 2	Gêne ou douleur intolérable
Haut du dos	Ni gêne, ni douleur	1	2	3	4	5	6	7	8	9	1 0	1 1	1 2	Gêne ou douleur intolérable
Bas du dos	Ni gêne, ni douleur	1	2	3	4	5	6	7	8	9	1 0	1 1	1 2	Gêne ou douleur intolérable
Hanche/cuisse	Ni gêne, ni douleur	1	2	3	4	5	6	7	8	9	1 0	1 1	1 2	Gêne ou douleur intolérable
Genou/jambe	Ni gêne, ni douleur	1	2	3	4	5	6	7	8	9	1 0	1 1	1 2	Gêne ou douleur intolérable
Cheville/pied	Ni gêne, ni douleur	1	2	3	4	5	6	7	8	9	1 0	1 1	1 2	Gêne ou douleur intolérable

Seconde section : questions spécifiques au mal de dos

NE COMPLETEZ CETTE SECTION QUE SI VOUS AVEZ DECLARE DES DOULEURS AU BAS OU AU HAUT DU DOS DANS LA SECTION 1 ET QUE LES SYMPTOMES DECLARES SONT TOUJOURS PRESENTS.

Pour chaque question, cochez en mettant une croix (X) à l'endroit qui correspond le mieux à votre état sur la barre continue (de 0 % à 100 %, chaque extrémité correspondant à une situation extrême).

A. REPERCUSSION SUR LES ACTIVITES QUOTIDIENNES

1. La douleur et son intensité :

Dans quelle mesure avez-vous besoin de traitements contre la douleur au dos pour vous sentir bien ?

pas du tout	parfois	tout le temps
0%		100%

2. Les gestes de la vie quotidienne :

Dans quelle mesure votre douleur au dos perturbe-t-elle les gestes de votre vie quotidienne (sortir du lit, se brosser les dents, s'habiller, etc) ?

pas du tout (pas de douleur)	moyennement	je ne peux pas sortir du lit
0%		100%

3. La possibilité de soulever quelque chose:

Dans quelle mesure êtes-vous limité(e) pour soulever quelque chose à cause de votre mal de dos?

pas du tout (comme avant)	moyennement	je ne peux rien soulever
0%		100%

4. La marche :

Dans quelle mesure votre douleur au dos limite-elle maintenant votre distance de marche par rapport à celle que vous pouviez parcourir avant votre problème de dos ?

je marche comme avant	presque comme avant	presque plus	plus du tout
0%			100%

5. La position assise :

Dans quelle mesure votre douleur au dos vous gêne-t-elle pour rester assis(e) ?

pas du tout (pas d'aggravation de la douleur)	moyennement	je ne peux pas rester assis(e)
0%		100%

6. La position debout :

Dans quelle mesure votre douleur au dos vous gêne-t-elle pour rester debout de façon prolongée ?

pas du tout (je reste debout comme avant)	moyennement	je ne peux pas rester debout
0%		100%

7. Le sommeil :

Dans quelle mesure votre douleur au dos gêne-t-elle votre sommeil ? pas du tout moyennement je ne peux pas dormir du tout (je dors comme avant)

pas du tout (je dors comme avant)	moyennement	je ne peux pas dormir du tout
0%		100%

B. REPERCUSSION SUR LE RAPPORT ACTIVITES PROFESSIONNELLE/LOISIRS

8. La vie sociale

Dans quelle mesure votre douleur au dos perturbe-t-elle votre vie sociale (danses, jeux et divertissements, repas ou soirées entre amis, sorties, etc....)?

pas du tout (ma vie sociale est comme avant)	moyennement	je n'ai plus aucune activité sociale
0%		100%

9. Les déplacements en voiture:

Dans quelle mesure la douleur au dos gêne-t-elle vos déplacements en voiture ?

pas du tout (je me déplace comme avant)	moyennement	je ne peux me déplacer en voiture
0%		100%

10. Les activités professionnelles :

Dans quelle mesure votre douleur au dos perturbe-t-elle votre travail?

pas du tout (elle ne me gêne pas)	moyennement	je ne peux travailler
0%		100%

C. REPERCUSSION SUR LE RAPPORT ANXIETE/DEPRESSION

11. L'anxiété /Le moral:

Dans quelle mesure estimez-vous que vous parvenez à faire face à ce que l'on exige de vous ?

je fais entièrement face (pas de changement)	moyennement	je ne fais pas face
0%		100%

12. La maîtrise de soi :

Dans quelle mesure estimez-vous que vous arrivez à contrôler vos réactions émotionnelles ?

Je les contrôle entièrement (pas de changement) moyennement je ne les contrôle pas du tout

0%	100%
----	------

13. La dépression :

Dans quelle mesure vous sentez-vous déprimé(e) depuis que vous avez mal au dos ?

je ne suis pas déprimé(e) moyennement je suis complètement déprimé(e)

0%	100%
----	------

D. Répercussion sur la sociabilité

14. Les relations avec les autres :

Dans quelle mesure pensez-vous que votre douleur au dos a changé vos relations avec les autres ?

pas de changement moyennement changement radical

0%	100%
----	------

15. Le soutien dans la vie de tous les jours :

Dans quelle mesure avez-vous besoin du soutien des autres depuis que vous avez mal au dos (travaux domestiques, préparation des repas, etc..) ?

Aucun soutien nécessaire moyennement soutien permanent

0%	100%
----	------

16. Les réactions défavorables des proches :

Dans quelle mesure estimez-vous que votre douleur provoque, chez vos proches, de l'irritation, de l'agacement, de la colère à votre égard ?

pas du tout parfois tout le temps

0%	100%
----	------

Troisième section : questions spécifiques au programme LombalGym

POUR CHAQUE QUESTION, COCHEZ EN METTANT UNE CROIX (X) DANS LA CASE QUI EXPRIME LE MIEUX VOTRE ACCORD OU VOTRE DESACCORD PAR RAPPORT A L’AFFIRMATION QUI SE TROUVE DANS LA PREMIERE COLONNE DU TABLEAU CI-DESSOUS.

Ces questions visent à comparer votre situation actuelle par rapport à votre situation avant de commencer le programme LombalGym. Pour ce faire, évaluer les affirmations suivantes au regard des **4 dernières semaines**.

	Pas du tout d'accord			Tout à fait d'accord	
	1	2	3	4	5
Je réalise avec plus de facilité les exercices du programme					
Je sens que j'ai une meilleure posture sur les différents exercices du programme.					
Je comprends mieux les consignes de la coach					
Je conscientise mieux les différentes parties de mon corps					
Le nombre d'heure que je passe en position assise par jour a diminué de 1h au moins.					
J'ai moins mal au dos lorsque je maintiens une position debout prolongée					
J'ai moins mal au dos lorsque je maintiens une position assise prolongée					
J'ai moins mal au dos lorsque je marche					
J'ai moins mal au dos lorsque je suis au travail					
J'ai moins mal au dos lorsque je pratique une activité physique					
Je sens que j'ai une meilleure posture dans la vie de tous les jours					
Je me tiens plus droit(e) au quotidien (par exemple quand je suis assis(e) à un bureau pour travailler)					

_____ FIN DU QUESTIONNAIRE _____

NOM : _____

Prénom : _____

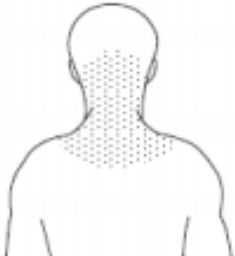

Date : _____

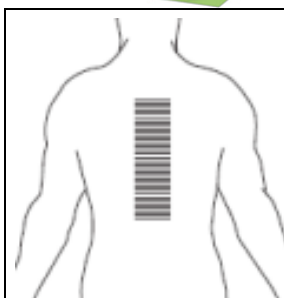
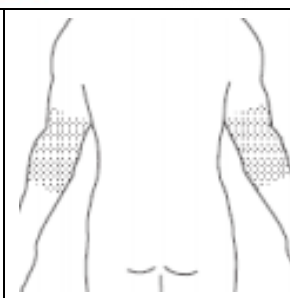
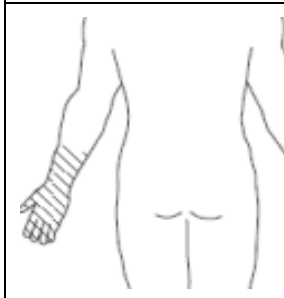
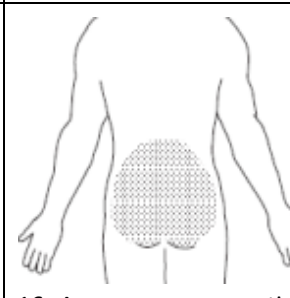
Evaluation clinique n°1 : questionnaire gym

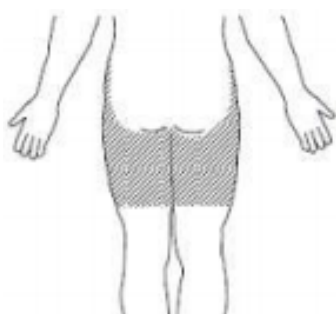
CE QUESTIONNAIRE COMPORTE 9 PAGES. VEUILLEZ REPONDRE PERSONNELLEMENT A TOUTES LES QUESTIONS EN COCHANTS OU COMPLETANT VOUS-MEME LES REPONSES.

Première Section : historique des blessures

VEUILLEZ DECLARER EGALEMENT LES SYMPTOMES TRANSITOIRES ET MINEURS.

 <p>COU – NUQUE</p> <p><i>Répondez aux questions suivantes en considérant la région ombragée sur cette image.</i></p>	 <p>EPAULES</p> <p><i>Répondez aux questions suivantes en considérant la région ombragée sur cette image.</i></p>
<p>1. Avez-vous ressenti des symptômes (douleur, élancement, gêne, inconfort) au COU et/ou à la NUQUE au courant des 6 derniers mois?</p> <p><input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non si non, passez à ÉPAULES</p> <p>2. Au courant des 6 derniers mois : avez-vous manqué une/des journées d'école ou de travail en raison de ce problème?</p> <p><input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non</p> <p>3. Au courant des 6 derniers mois : avez-vous été contraint à réduire vos activités (sports et loisirs, etc.) en raison de ce problème?</p> <p><input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non</p>	<p>4. Avez-vous ressenti des symptômes (douleur, élancement, gêne, inconfort) aux EPAULES au courant des 6 derniers mois?</p> <p><input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non si non, passez à HAUT DU DOS</p> <p>5. Au courant des 6 derniers mois : avez-vous manqué une/des journées d'école ou de travail en raison de ce problème?</p> <p><input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non</p> <p>6. Au courant des 6 derniers mois : avez-vous été contraint à réduire vos activités (sports et loisirs, etc.) en raison de ce problème?</p> <p><input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non</p>

 <p>HAUT DU DOS</p> <p><i>Répondez aux questions suivantes en considérant la région ombragée sur cette image.</i></p> <p>7. Avez-vous ressenti des symptômes (douleur, élancement, gêne, inconfort) au HAUT DU DOS au courant des 6 derniers mois? <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non si non, passez à COUDES</p> <p>8. Au courant des 6 derniers mois : avez-vous manqué une/des journées d'école ou de travail en raison de ce problème? <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non</p> <p>9. Au courant des 6 derniers mois : avez-vous été contraint à réduire vos activités (sports et loisirs, etc.) en raison de ce problème? <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non</p>	 <p>COUDES</p> <p><i>Répondez aux questions suivantes en considérant la région ombragée sur cette image.</i></p> <p>10. Avez-vous ressenti des symptômes (douleur, élancement, gêne, inconfort) aux COUDES au courant des 6 derniers mois? <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non si non, passez à POIGNETS-MAINS</p> <p>11. Au courant des 6 derniers mois : avez-vous manqué une/des journées d'école ou de travail en raison de ce problème? <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non</p> <p>12. Au courant des 6 derniers mois : avez-vous été contraint à réduire vos activités (sports et loisirs, etc.) en raison de ce problème? <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non</p>
 <p>POIGNETS - MAINS</p> <p><i>Répondez aux questions suivantes en considérant la région ombragée sur cette image.</i></p> <p>13. Avez-vous ressenti des symptômes (douleur, élancement, gêne, inconfort) aux POIGNETS et/ou aux MAINS au courant des 6 derniers mois? <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non si non, passez à BAS DU DOS</p> <p>14. Au courant des 6 derniers mois : avez-vous manqué une/des journées d'école ou de travail en raison de ce problème? <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non</p> <p>15. Au courant des 6 derniers mois : avez-vous été contraint à réduire vos activités (sports et loisirs, etc.) en raison de ce problème? <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non</p>	 <p>BAS DU DOS</p> <p><i>Répondez aux questions suivantes en considérant la région ombragée sur cette image.</i></p> <p>16. Avez-vous ressenti des symptômes (douleur, élancement, gêne, inconfort) au BAS DU DOS au courant des 6 derniers mois? <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non si non, passez à HANCHES-CUISSSES</p> <p>17. Au courant des 6 derniers mois : avez-vous manqué une/des journées d'école ou de travail en raison de ce problème? <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non</p> <p>18. Au courant des 6 derniers mois : avez-vous été contraint à réduire vos activités (sports et loisirs, etc.) en raison de ce problème? <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non</p>



HANCHES – CUISSES

Répondez aux questions suivantes en considérant la région ombragée sur cette image.

17. Avez-vous ressenti des symptômes (douleur, élancement, gêne, inconfort) aux **HANCHES** et/ou aux **CUISSES** au courant des 6 derniers mois?

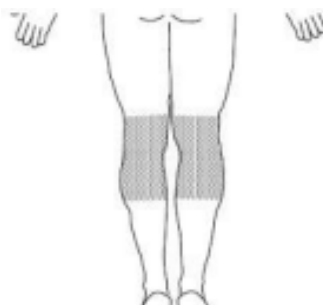
☐ Oui ☐ Non **si non, passez à GENOUX**

18. Au courant des **6 derniers mois** : avez-vous manqué une/des journées d'école ou de travail en raison de ce problème?

☐ Oui ☐ Non

19. Au courant des **6 derniers mois** : avez-vous été contraint à réduire vos activités (sports et loisirs, etc.) en raison de ce problème?

☐ Oui ☐ Non



GENOUX

Répondez aux questions suivantes en considérant la région ombragée sur cette image.

20. Avez-vous ressenti des symptômes (douleur, élancement, gêne, inconfort) aux **GENOUX** au courant des 6 derniers mois?

☐ Oui ☐ Non **si non, passez à CHEVILLES-PIEDS**

21. Au courant des **6 derniers mois** : avez-vous manqué une/des journées d'école ou de travail en raison de ce problème?

☐ Oui ☐ Non

22. Au courant des **6 derniers mois** : avez-vous été contraint à réduire vos activités (sports et loisirs, etc.) en raison de ce problème?

☐ Oui ☐ Non



CHEVILLES – PIEDS

Répondez aux questions suivantes en considérant la région ombragée sur cette image.

23. Avez-vous ressenti des symptômes (douleur, élancement, gêne, inconfort) aux **CHEVILLES** et/ou aux **PIEDS** au courant des 6 derniers mois?

☐ Oui ☐ Non **si non, passez à la section suivante**

24. Au courant des **6 derniers mois** : avez-vous manqué une/des journées d'école ou de travail en raison de ce problème?

☐ Oui ☐ Non

25. Au courant des **6 derniers mois** : avez-vous été contraint à réduire vos activités (sports et loisirs, etc.) en raison de ce problème?

☐ Oui ☐ Non

Seconde section : questions spécifiques au mal de dos

NE COMPLETEZ CETTE SECTION QUE SI VOUS AVEZ REPONDU POSITIVEMENT A LA QUESTION 7 OU 16 DE LA SECTION 1 ET QUE LES SYMPTOMES DECLARES SONT TOUJOURS PRESENTS.

Pour chaque question, cochez en mettant une croix (X) à l'endroit qui correspond le mieux à votre état sur la barre continue (de 0 % à 100 %, chaque extrémité correspondant à une situation extrême).

A. REPERCUSSION SUR LES ACTIVITES QUOTIDIENNES

1. La douleur et son intensité :

Dans quelle mesure avez-vous besoin de traitements contre la douleur au dos pour vous sentir bien ?

pas du tout	parfois	tout le temps
0%		100%

2. Les gestes de la vie quotidienne :

Dans quelle mesure votre douleur au dos perturbe-t-elle les gestes de votre vie quotidienne (sortir du lit, se brosser les dents, s'habiller, etc) ?

pas du tout (pas de douleur)	moyennement	je ne peux pas sortir du lit
0%		100%

3. La possibilité de soulever quelque chose:

Dans quelle mesure êtes-vous limité(e) pour soulever quelque chose à cause de votre mal de dos?

pas du tout (comme avant)	moyennement	je ne peux rien soulever
0%		100%

4. La marche :

Dans quelle mesure votre douleur au dos limite-elle maintenant votre distance de marche par rapport à celle que vous pouviez parcourir avant votre problème de dos ?

je marche comme avant	presque comme avant	presque plus	plus du tout
0%			100%

5. La position assise :

Dans quelle mesure votre douleur au dos vous gêne-t-elle pour rester assis(e) ?

pas du tout (pas d'aggravation de la douleur)	moyennement	je ne peux pas rester assis(e)
0%		100%

6. La position debout :

Dans quelle mesure votre douleur au dos vous gêne-t-elle pour rester debout de façon prolongée ?

pas du tout (je reste debout comme avant)	moyennement	je ne peux pas rester debout
0%		100%

7. Le sommeil :

Dans quelle mesure votre douleur au dos gêne-t-elle votre sommeil ?

pas du tout (je dors comme avant)	moyennement	je ne peux pas dormir du tout
0%		100%

B. REPERCUSSION SUR LE RAPPORT ACTIVITES PROFESSIONNELLES/LOISIRS

8. Les loisirs

Dans quelle mesure votre douleur perturbe-t-elle vos loisirs (en dehors de la gymnastique) ?

pas du tout (j'ai les mêmes loisirs que avant)	moyennement	je n'ai plus aucun loisir
0%		100%

8 bis. La gymnastique

Dans quelle mesure votre douleur au dos perturbe-t-elle vos entraînements de gymnastique ?

pas du tout (mes entraînements n'ont pas changé)	moyennement	je ne peux plus réaliser certains mouvements
0%		100%

9. Les déplacements en voiture:

Dans quelle mesure votre douleur au dos gêne-t-elle vos déplacements en voiture ?

pas du tout (je me déplace comme avant)	moyennement	je ne peux plus me déplacer en voiture
0%		100%

10. Les activités professionnelles :

Dans quelle mesure votre douleur au dos perturbe-t-elle votre travail à l'école et vos devoirs à la maison ?

pas du tout (elle ne me gêne pas)	moyennement	je ne peux plus travailler
0%		100%





Troisième section : historique de pratique

VEUILLEZ COMPLETER LES REPONSES AUX QUESTIONS SUIVANTES DANS L'ESPACE PREVU A CET EFFET.

1. A quel âge avez-vous commencé la gymnastique ?

J'ai commencé la gymnastique à ans.

2. Combien d'heures d'entraînement de gymnastique effectuez vous par semaine ?

Je m'entraîne heures par semaine.

3. Combien d'heures d'entraînement de gymnastique effectuiez vous par semaine au cours des 3 dernières années?

Je m'entraînais heures par semaine l'an dernier.

Je m'entraînais heures par semaine il y a deux ans.

Je m'entraînais heures par semaine il y a trois ans.

VEUILLEZ COCHER LA BONNE REPONSE.

3. Dans quelle filière compétitive êtes-vous engagé(e)?

☐ Fédérale

☐ Elite

FIN DU QUESTIONNAIRE

NOM : _____
Prénom : _____

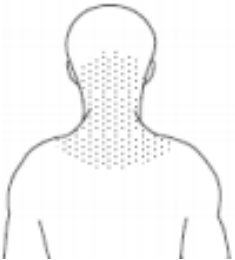

Date : _____


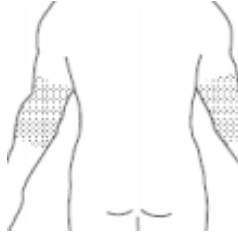
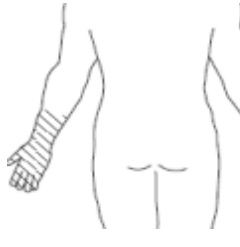
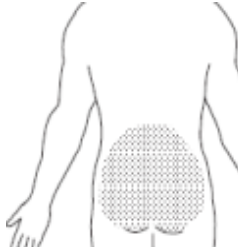
Evaluation clinique n°2 : questionnaire gym

CE QUESTIONNAIRE COMPORTE 7 PAGES. VEUILLEZ REpondRE PERSONNELLEMENT A TOUTES LES QUESTIONS EN COCHANTS OU COMPLETANT VOUS-MEME LES REPONSES.

Première Section : historique des blessures

VEUILLEZ DECLARER EGALEMENT LES SYMPTOMES TRANSITOIRES ET MINEURS.

 <p>COU – NUQUE</p> <p><i>Répondez aux questions suivantes en considérant la région ombragée sur cette image.</i></p>	 <p>EPAULES</p> <p><i>Répondez aux questions suivantes en considérant la région ombragée sur cette image.</i></p>
<p>1. Avez-vous ressenti des symptômes (douleur, élancement, gêne, inconfort) au COU et/ou à la NUQUE au courant des 6 derniers mois? <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non si non, passez à ÉPAULES</p> <p>2. Au courant des 6 derniers mois : avez-vous manqué une/des journées d'école ou de travail en raison de ce problème? <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non</p> <p>3. Au courant des 6 derniers mois : avez-vous été contraint à réduire vos activités (sports et loisirs, etc.) en raison de ce problème? <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non</p>	<p>4. Avez-vous ressenti des symptômes (douleur, élancement, gêne, inconfort) aux EPAULES au courant des 6 derniers mois? <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non si non, passez à HAUT DU DOS</p> <p>5. Au courant des 6 derniers mois : avez-vous manqué une/des journées d'école ou de travail en raison de ce problème? <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non</p> <p>6. Au courant des 6 derniers mois : avez-vous été contraint à réduire vos activités (sports et loisirs, etc.) en raison de ce problème? <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non</p>

HAUT DU DOS	COUDES
 <p>Répondez aux questions suivantes en considérant la région ombragée sur cette image.</p> <p>7. Avez-vous ressenti des symptômes (douleur, élancement, gêne, inconfort) au HAUT DU DOS au courant des 6 derniers mois? <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non si non, passez à COUDES</p> <p>8. Au courant des 6 derniers mois : avez-vous manqué une/des journées d'école ou de travail en raison de ce problème? <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non</p> <p>9. Au courant des 6 derniers mois : avez-vous été contraint à réduire vos activités (sports et loisirs, etc.) en raison de ce problème? <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non</p>	 <p>Répondez aux questions suivantes en considérant la région ombragée sur cette image.</p> <p>10. Avez-vous ressenti des symptômes (douleur, élancement, gêne, inconfort) aux COUDES au courant des 6 derniers mois? <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non si non, passez à POIGNETS-MAINS</p> <p>11. Au courant des 6 derniers mois : avez-vous manqué une/des journées d'école ou de travail en raison de ce problème? <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non</p> <p>12. Au courant des 6 derniers mois : avez-vous été contraint à réduire vos activités (sports et loisirs, etc.) en raison de ce problème? <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non</p>
 <p>Répondez aux questions suivantes en considérant la région ombragée sur cette image.</p> <p>13. Avez-vous ressenti des symptômes (douleur, élancement, gêne, inconfort) aux POIGNETS et/ou aux MAINS au courant des 6 derniers mois? <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non si non, passez à BAS DU DOS</p> <p>14. Au courant des 6 derniers mois : avez-vous manqué une/des journées d'école ou de travail en raison de ce problème? <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non</p> <p>15. Au courant des 6 derniers mois : avez-vous été contraint à réduire vos activités (sports et loisirs, etc.) en raison de ce problème? <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non</p>	 <p>Répondez aux questions suivantes en considérant la région ombragée sur cette image.</p> <p>16. Avez-vous ressenti des symptômes (douleur, élancement, gêne, inconfort) au BAS DU DOS au courant des 6 derniers mois? <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non si non, passez à HANCHES-CUISSSES</p> <p>17. Au courant des 6 derniers mois : avez-vous manqué une/des journées d'école ou de travail en raison de ce problème? <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non</p> <p>18. Au courant des 6 derniers mois : avez-vous été contraint à réduire vos activités (sports et loisirs, etc.) en raison de ce problème? <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non</p>



HANCHES – CUISSES

*Répondez aux questions
suivantes en considérant
la région ombragée sur
cette image.*

17. Avez-vous ressenti des symptômes (douleur, élanement, gêne, inconfort) aux **HANCHES** et/ou aux **CUISSES** au courant des 6 derniers mois?

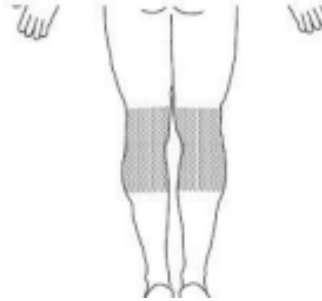
☐ Oui ☐ Non **si non, passez à GENOUX**

18. Au courant des **6 derniers mois** : avez-vous manqué une/des journées d'école ou de travail en raison de ce problème?

☐ Oui ☐ Non

19. Au courant des **6 derniers mois** : avez-vous été contraint à réduire vos activités (sports et loisirs, etc.) en raison de ce problème?

☐ Oui ☐ Non



GENOUX

*Répondez aux questions
suivantes en considérant la
région ombragée sur cette
image.*

20. Avez-vous ressenti des symptômes (douleur, élanement, gêne, inconfort) aux **GENOUX** au courant des 6 derniers mois?

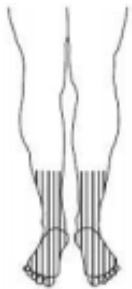
☐ Oui ☐ Non **si non, passez à CHEVILLES-PIEDS**

21. Au courant des **6 derniers mois** : avez-vous manqué une/des journées d'école ou de travail en raison de ce problème?

☐ Oui ☐ Non

22. Au courant des **6 derniers mois** : avez-vous été contraint à réduire vos activités (sports et loisirs, etc.) en raison de ce problème?

☐ Oui ☐ Non



CHEVILLES – PIEDS

Répondez aux questions suivantes en considérant la région ombragée sur cette image.

23. Avez-vous ressenti des symptômes (douleur, élanement, gêne, inconfort) aux **CHEVILLES** et/ou aux **PIEDS** au courant des 6 derniers mois?

☐ Oui ☐ Non **si non, passez à la section suivante**

24. Au courant des **6 derniers mois** : avez-vous manqué une/des journées d'école ou de travail en raison de ce problème?

☐ Oui ☐ Non

25. Au courant des **6 derniers mois** : avez-vous été contraint à réduire vos activités (sports et loisirs, etc.) en raison de ce problème?

☐ Oui ☐ Non

Seconde section : questions spécifiques au mal de dos

NE COMPLETEZ CETTE SECTION QUE SI VOUS AVEZ REPONDU POSITIVEMENT A LA QUESTION 7 OU 16 DE LA SECTION 1 ET QUE LES SYMPTOMES DECLARES SONT TOUJOURS PRESENTS.

Pour chaque question, cochez en mettant une croix (X) à l'endroit qui correspond le mieux à votre état sur la barre continue (de 0 % à 100 %, chaque extrémité correspondant à une situation extrême).

A. REPERCUSSION SUR LES ACTIVITES QUOTIDIENNES

1. La douleur et son intensité :

Dans quelle mesure avez-vous besoin de traitements contre la douleur au dos pour vous sentir bien ?

pas du tout	parfois	tout le temps
0%		100%

2. Les gestes de la vie quotidienne :

Dans quelle mesure votre douleur au dos perturbe-t-elle les gestes de votre vie quotidienne (sortir du lit, se brosser les dents, s'habiller, etc) ?

pas du tout (pas de douleur)	moyennement	je ne peux pas sortir du lit
0%		100%

3. La possibilité de soulever quelque chose:

Dans quelle mesure êtes-vous limité(e) pour soulever quelque chose à cause de votre mal de dos?

pas du tout (comme avant)	moyennement	je ne peux rien soulever
0%		100%

4. La marche :

Dans quelle mesure votre douleur au dos limite-elle maintenant votre distance de marche par rapport à celle que vous pouviez parcourir avant votre problème de dos ?

je marche comme avant	presque comme avant	presque plus	plus du tout
0%			100%

5. La position assise :

Dans quelle mesure votre douleur au dos vous gêne-t-elle pour rester assis(e) ?

pas du tout (pas d'aggravation de la douleur)	moyennement	je ne peux pas rester assis(e)
0%		100%

6. La position debout :

Dans quelle mesure votre douleur au dos vous gêne-t-elle pour rester debout de façon prolongée ?

pas du tout (je reste debout comme avant)	moyennement	je ne peux pas rester debout
0%		100%

7. Le sommeil :

Dans quelle mesure votre douleur au dos gêne-t-elle votre sommeil ?

pas du tout (je dors comme avant)	moyennement	je ne peux pas dormir du tout
0%		100%

B. REPERCUSSION SUR LE RAPPORT ACTIVITES PROFESSIONNELLES/LOISIRS

8. Les loisirs

Dans quelle mesure votre douleur perturbe-t-elle vos loisirs (en dehors de la gymnastique) ?

pas du tout (j'ai les mêmes loisirs que avant)	moyennement	je n'ai plus aucun loisir
0%		100%

8 bis. La gymnastique

Dans quelle mesure votre douleur au dos perturbe-t-elle vos entraînements de gymnastique ?

pas du tout (mes entraînements n'ont pas changé)	moyennement	je ne peux plus réaliser certains mouvements
0%		100%

9. Les déplacements en voiture:

Dans quelle mesure votre douleur au dos gêne-t-elle vos déplacements en voiture ?

pas du tout (je me déplace comme avant)	moyennement	je ne peux plus me déplacer en voiture
0%		100%

10. Les activités professionnelles :

Dans quelle mesure votre douleur au dos perturbe-t-elle votre travail à l'école et vos devoirs à la maison ?

pas du tout (elle ne me gêne pas)	moyennement	je ne peux plus travailler
0%		100%



Troisième section : questions spécifiques au programme gym+

POUR CHAQUE QUESTION, COCHEZ EN METTANT UNE CROIX (X) DANS LA CASE QUI EXPRIME LE MIEUX VOTRE ACCORD OU VOTRE DESACCORD PAR RAPPORT A L’AFFIRMATION QUI SE TROUVE DANS LA PREMIERE COLONNE DU TABLEAU CI-DESSOUS.

Ces questions visent à comparer votre situation actuelle par rapport à votre situation avant de commencer le programme gym+. Pour ce faire, évaluer les affirmations suivantes au regard des **4 dernières semaines**.

	Pas du tout d'accord			Tout à fait d'accord	
	1	2	3	4	5
J'ai moins mal au dos dans la vie de tous les jours					
Je me tiens plus droit(e) au quotidien (par exemple quand je suis assise à un bureau pour travailler)					
Je ressens que je suis plus souple du dos					
Certains mouvements de gymnastique me font moins mal au dos					
Certains mouvements de gymnastiques me paraissent plus faciles					
Je prends plus de plaisir à faire de la gymnastique					
Je souhaiterais poursuivre les séances gym+ dans le cadre de mes entraînements de gymnastique					

____ FIN DU QUESTIONNAIRE _____

B.2 Déroulé détaillé des examens cliniques

Le déroulé détaillé de l'examen clinique, tel qu'il est suivi par les médecins expérimentateurs, est présenté ci-après.

Déroulé détaillé des examens cliniques

Les bilans cliniques débutent par un interrogatoire puis un examen clinique et fonctionnel est réalisé.

INTERROGATOIRE

Historique des blessures **avec symptômes encore présents**

	Date de début	Durée de l'arrêt sportif total	Durée Aménagement Sportif	Diagnostic	Traitements
Cervical					
Lombaire					
Epaules					
Coudes					
Poignets					
Hanches					
Genoux					
Chevilles					
Pieds					
Autres					

Présence de fuites urinaires à l'effort.

Nombre de grossesses.

Autres éléments.

EXAMEN CLINIQUE ET FONCTIONNEL

Examen debout dos au patient (repères visuels horizontaux)

Recherche de gibbosité	Si gibbosité : lombaire gauche/dorsale droite en précisant les flèches maximales (LG 2cm, DD 1,5cm par exemple)	Oui/non si oui description (cf exemple)
-------------------------------	---	--

Examen debout sur une marche – test de souplesse

Mesure distance doigt-sol <i>Mesure de la distance entre le bout du majeur et la marche.</i>	La mesure se fait au niveau de la position la plus basse tenue 5 secondes (noter en négatif les cm au-delà de 0cm)	en cm
--	--	-------

Test de Schober <i>L5+10cm</i>	A faire lors du test distance doigt-sol précédent.	10cm+...cm
--	--	------------

Examen debout dos au mur - idéalement repères verticaux

Mesure distance doigt-sol <i>En inclinaison latérale gauche, sans décoller le dos, ni la tête, ni les épaules du mur</i>	Patient dos contre le mur épaules abaissées.	en cm
Mesure distance doigt-sol <i>En inclinaison latérale droite sans décoller le dos, ni la tête, ni les épaules du mur</i>	Patient dos contre le mur épaules abaissées.	en cm
Antépulsion des épaules <i>Antépulsion ACTIVE des bras SANS relâchement du dos.</i>	Bras en bas en diminution maximale de courbure (rapprochement de la nuque et du rachis lombaire du mur jambes tendues talons collés au mur).	en degré

Examen debout face au mur - idéalement repères verticaux

Antépulsion des épaules <i>Amplitude ACTIVE.</i>	Thorax contre le mur, front contre le mur.	en degré
--	--	----------

En décubitus ventral sur la table d'examen

Palpation des épineuses	Pression (blanchiment du lit unguéal de l'examineur) de chaque épineuse.	Douleurs : oui/non si oui préciser les niveaux
Test des sacroiliaques <i>Compression des sacroiliaques : latérocubitus, pression iliaque.</i>	Seulement si antécédents de lombalgies basses (région L4/L5/S1 ou infra) ou lombalgies basses mentionnées à l'interrogatoire.	Douleur : oui/non
Test des sacroiliaques <i>Piriforme : FADRI.</i>	Seulement si antécédents de lombalgies basses (région L4/L5/S1 ou infra) ou lombalgies basses mentionnées à l'interrogatoire.	Douleur : oui/non
Amplitude articulaire de hanche <i>Hanche droite</i>	Rotation interne Rotation externe Distance talon fesse Extension (jambe tendue, deux crêtes iliaques maintenues)	Rotations : en degré Distance talon fesse et valeur extension : en cm
Amplitude articulaire de hanche <i>Hanche gauche.</i>	Rotation interne Rotation externe Distance talon fesse Extension (jambe tendue, deux crêtes iliaques maintenues)	Rotations : en degré Distance talon fesse et valeur extension : en cm

En décubitus dorsal sur la table d'examen

Amplitude articulaire de hanche <i>Hanche droite.</i>	Jambe en extension avec jambe controlatérale à 0°.	en degré mais si angle particulièrement grand : distance table coup-de pied (projection en cm)
Amplitude articulaire de hanche <i>Hanche gauche.</i>	Jambe en extension avec jambe controlatérale à 0°.	en degré mais si angle particulièrement grand : distance table coup-de pied (projection en cm)

Bilan musculaire

Abdominaux <i>Test avec dynamomètre.</i>	Patient sur le dos, buste qui dépasse de la table, appuyer sur la poitrine avec le dynamomètre et noter la valeur quand le buste plie. Dynamomètre centré.	Répéter trois fois le test Valeur en newton.
Abdominaux <i>Test de Sorensen inversé.</i>	Patient sur le dos, buste qui dépasse de la table. Avec poids de 5kg pour les élites (bande supérieure de la masse sur la « fourchette » du manubrium.).	Temps en secondes.
Lombaires <i>Test avec dynamomètre.</i>	Patient à plat ventre, buste qui dépasse de la table, appuyer sur le dos avec le dynamomètre et noter la valeur quand le buste plie. Dynamomètre centré.	Répéter trois fois le test Valeur en newton.
Lombaires <i>Test de Sorensen inversé.</i>	Patient à plat ventre, buste qui dépasse de la table. Avec poids de 5kg pour les élites (bande supérieure de la masse C7).	Temps en secondes.

B.3 Jeu de marqueurs pour les simulations dynamiques du mouvement

TABLEAU B.1 – Marqueurs utilisés, segment associé, localisation sur les reliefs osseux, poids statique, caractère fixe ou non fixe lors de la mise à l'échelle, poids cinématique. Abréviations utilisées : D - droit, G - gauche.

Segment	Marqueur	Localisation	Poids statique	Marqueur fixe	Poids cinématique
Tête	MTTE	Marque technique de la tête	0	non	0
	TEMP(D/G)	Os temporal D/G	10	non	10
	OCC(D/G)	Os occipital D/G	10	non	10
Tronc	C7	7 ^{ème} vertèbre cervicale	10	non	10
	T8	8 ^{ème} vertèbre thoracique	10	non	10
	T12	12 ^{ème} vertèbre thoracique	10	non	10
	MAN	Manubrium	10	non	10
	XYP	Processus xyphoïde	10	non	10
	COT(D/G)	6 ^{ème} côte D/G	10	non	10
Scapula	SCAP(D/G)L	Epine de la scapula D/G	10	non	0
	SCAP(D/G)H		10	non	0
	SCAP(D/G)B		10	non	0
	AC(D/G)	Acromion D/G	10	non	10
Clavicule	CLAV(D/G)	Centre de la clavicule D/G	0	non	10
Bras	BHA(D/G)	Ancillaire bras D/G	0	non	5
	BHP(D/G)		0	non	5
	BBA(D/G)		0	non	5
	BBP(D/G)		0	non	5
	EL(D/G)	Epicondyle latéral du coude D/G	10	oui	10
	EM(D/G)	Epicondyle médial du coude D/G	10	oui	10
Avant-bras	MTR(D/G)	Marqueur technique du radius D/G	0	non	5
	PSU(D/G)	Processus styloïde ulnaire D/G	10	oui	10
	PSR(D/G)	Processus styloïde radial D/G	10	oui	10
Main	MC2(D/G)	2 ^{ème} métacarpe D/G	10	non	10
	MC5(D/G)	5 ^{ème} métacarpe D/G	10	non	10
Bassin	EAS(D/G)	Epine antéro-supérieure D/G	10	non	30
	EPS(D/G)	Epine postéro-supérieure D/G	10	non	30
	MTBassin	Marqueur technique du bassin	0	non	0
Lombaires	L5	5 ^{ème} lombaire	10	non	10
Cuisse	FHA(D/G)	Ancillaire fémur D/G	0	non	0
	FHP(D/G)		0	non	0
	FBA(D/G)		0	non	0
	FBP(D/G)		0	non	0
	CM(D/G)	Condyle médial du genou D/G	10	non	10
	CL(D/G)	Condyle latéral du genou D/G	10	non	10
Patella	PAT(D/G)	Patella D/G	0	non	0
Jambe	TFIB(D/G)	Tête de la fibula D/G	10	non	10
	THA(D/G)	Ancillaire du tibia D/G	0	non	5
	THP(D/G)	Malléole latérale de la cheville D/G Malléole médiale de la cheville D/G	0	non	5
	TBA(D/G)		0	non	5
	TBP(D/G)		0	non	5
	ML(D/G)		10	oui	10
	MM(D/G)		10	oui	10
Pied	CAL(D/G)	Calcanéum D/G	10	non	10
	MTCAL(D/G)	Marqueur technique calcanéum D/G	0	non	0
	MTP(D/G)	Marqueur technique pied D/G	0	non	5
	MT1(D/G)	1 ^{er} métatarse D/G	10	non	10
	MT5(D/G)	5 ^{ème} métatarse D/G	10	non	10

B.4 Liste des mouvements fonctionnels

- Poignet droit puis gauche :
 - Flexion/extension
 - Déviation
- Coude droit puis gauche :
 - Flexion/extension
 - Pronation/supination (marionnettes)
- Épaule droite puis gauche :
 - Étoile à 45° (pour ne pas mobiliser la scapula)
 - Étoile à 90°
 - Élévation
 - Protraction/rétraction (avancer/reculer l'épaule)
- Épaules :
 - Mobiliser les épaules aléatoirement et rapidement
- Cou :
 - Flexion/extension (faire oui avec la tête)
 - Rotation interne/externe (faire non avec la tête)
 - Inclinaison (20°)
- Tronc :
 - Flexion/extension (sans toucher le sol avec les mains)
 - Rotation interne/externe (faire lever les bras pour plus de visibilité des marqueurs)
 - Inclinaison (Idem pour les bras)
- Hanche droite puis gauche :
 - Étoile (comme pour l'épaule)
- Genou droit puis gauche :
 - Flexion/extension (faire lever les bras idem)

- Cheville droite puis gauche :
 - Flexion/extension
 - Déviation
- Tout :
 - Refaire tout ce qui vient d'être fait mais rapidement
- Saut :
 - Faire attention de bien retomber sur les plateformes
- Saut avec demi-tour :
 - IDEM avec les plateformes
- Mouvement additionnel : mobilisation aléatoire du bassin, les bras en élévation à 90°

B.5 Acquisitions du mouvement : cas de la population générale

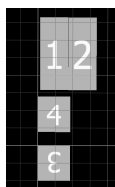


FIGURE B.1 – Illustration de la disposition des plateformes de force (PF1, PF2, PF3, PF4) dans la salle d'acquisition du mouvement de l'IBHGC.

Consignes données au sujets :

- **Marche** : « Vous allez marcher en fixant le filet puis revenir par le côté gauche 5 fois, vous partirez toujours du même endroit en commençant par le même pied ».
- **Stabilométrie** : « Vous allez placer un pied sur chaque plateforme et décoller légèrement les bras du corps, vous allez rester immobile 1min, nous vous avertirons à 30s ».
- **Stabilométrie les yeux fermés** : « L'exercice est le même que le précédent avec, cette fois-ci, les yeux fermés. Vous serez averti à 30s et une personne restera derrière vous au cas où pendant toute la durée de l'acquisition ».

• **Marche rapide** : « Vous allez marcher rapidement (comme si vous étiez sur le point de louper votre métro) en fixant le filet puis revenir par le côté gauche 5 fois, vous partirez toujours du même endroit en commençant par le même pied ».

• **Assis debout** : « Vous allez vous asseoir sur le tabouret et vous relevez à votre rythme 10 fois d'affilées. Vous effectuerez le mouvement en fixant le mur et sans vous servir de vos bras comme balanciers et vous les garderez légèrement décollés le long du corps. Pensez aussi à ne pas bouger les pieds et à tenir chaque position (debout/assis) au moins 2s ».

• **Soulever un objet au sol** : « Vous allez ramasser le poids qui est sur le support et le donner à la personne face à vous puis le reprendre et le reposer sur le support avant de vous redresser. Vous effectuerez cette tâche 10 fois à votre rythme ».

• **Soulever un objet en hauteur** : « Vous allez prendre le poids à la personne en face de vous et le poser en hauteur au-dessus de la tête ».

TABLEAU B.2 – Tableau récapitulatif des acquisitions réalisées précisant : le nombre d'essais, la direction et/ou la position du sujet, les plateformes de forces visées.

Mouvements	Nombre de répétition dans une acquisition	Nombre d'acquisition	Précisions <i>se référer à la figure pour les plateformes de force (PF)</i>
Marche <i>5 allés réussis</i>	1	5	Direction : de PF3 vers PF1. Ajuster le point de départ en fonction des pieds tombant sur les plateformes.
Stabilométrie (1min)	1	1	Position : pieds droit PF3 et pied gauche PF4, sujet orienté vers le point sur le mur.
Stabilométrie les yeux fermés	1	1	Position : pieds droit PF3 et pied gauche PF4, sujet orienté vers le point sur le mur.
Marche rapide <i>5 allés réussis</i>	1	5	Direction : de 3 vers 1. Ajuster le point de départ en fonction des pieds tombant sur les plateformes.
Assis Debout	10	1	Position : fixer le tabouret entre les PF3 et 4, inclinaison des tibias à 110° (utiliser goniomètre)
Soulever un objet du sol	10	1	Position : pieds droit PF3 et pied gauche PF4. Placer l'objet sur le support. Quelqu'un se place devant le sujet pour récupérer l'objet à hauteur de hanche.
Soulever un objet en hauteur	10	1	Position : pieds droit PF3 et pied gauche PF4. Quelqu'un se place devant le sujet pour récupérer l'objet à hauteur de hanche puis en hauteur.

B.6 Acquisitions du mouvement : cas des gymnastes

TABLEAU B.3 – Tableau récapitulatif des acquisitions réalisées en GAM précisant : le nombre d’essais, la direction et/ou la position du sujet, les plateformes de forces visées.

Mouvements	Nombre de répétition dans une acquisition	Nombre d’acquisition	Précisions <i>se référer à la figure pour les plateformes de force (PF)</i>
Rebond avant	Plusieurs petits sauts	2	Direction : de PF3 vers PF1 Pied gauche uniquement sur PF3 & PF4 puis pieds PF1 & PF2
Impulsions bipodales en pliométrie	1	5	Impulsion : pieds PF1 & PF2 Réception : pieds PF1 & PF2
Rondade flip	1	3	Mains rondade : PF4 et PF1
	1	2	Réception rondade : pieds PF1&PF2
	1	2	Mains flip : PF1 & PF2
Rondade tempo salto arrière	1	3	Impulsion : pieds PF1 & PF2
	1	3	Réception tempo : pieds PF1 & PF2
Salto avant corps groupé	1	3	Impulsion : pieds PF1 & PF2
	1	3	Réception : pieds PF1 & PF2
Salto arrière corps groupé	1	3	Impulsion & Réception : pieds PF1 & PF2
Saut carpié jambes serrées	1	3	Impulsion & réception : pieds PF1 & PF2
Saut de main	1	3	Mains :PF1 & PF2
	1	3	Réception : pieds PF1 & PF2

TABLEAU B.4 – Tableau récapitulatif des acquisitions réalisées en GAF précisant : le nombre d'essais, la direction et/ou la position du sujet, les plateformes de forces visées.

Mouvements	Nombre de répétition dans une acquisition	Nombre d'acquisition	Précisions <i>se référer à la figure pour les plateformes de force (PF)</i>
Rebond avant	Plusieurs petits sauts	2	Direction : de PF3 vers PF1 Pied gauche uniquement sur PF3 & PF4 puis pieds PF 1 & PF2
Impulsions bipodales en pliométrie	1	5	Impulsion : pieds PF1 & PF2 Réception : pieds PF1 & PF2
Grand jeté	1	5	Impulsion : pied PF3 Réception : pieds PF1
Rondade flip	1	3	Mains rondade : PF4 et PF1
	1	2	Réception rondade : pieds PF1 & PF2
	1	2	Mains flip : PF1 & PF2
Onodi	1	3	Départ : pieds PF1 & PF2
	1	3	Mains : PF1 & PF2 Réception : pieds PF1 & PF2
Souplesse avant-arrière	1 souplesse avant & 1 arrière	5	Mains : PF1 et PF2
	1 souplesse avant & 1 arrière	5	Pieds : PF1 et PF2
Saut de main	1	3	Mains : PF1 & PF2
	1	3	Réception : pieds PF1 & PF2

TABLEAU B.5 – Tableau récapitulatif des acquisitions réalisées en GR précisant : le nombre d'essais, la direction et/ou la position du sujet, les plateformes de forces visées.

Mouvements	Nombre de répétition dans une acquisition	Nombre d'acquisition	Précisions <i>se référer à la figure pour les plateformes de force (PF)</i>
Planche I	5	1	Position : pieds PF3, face à la porte
Boucle	1	5	Position : pieds PF3, face à la porte
Souplesse I (planche avec rotation)	1	5	Départ : PF4 Rotation : PF1
Souplesse avant-arrière	1 souplesse avant & 1 arrière	5	Mains : PF1 et PF2
	1 souplesse avant & 1 arrière	5	Pieds : PF1 et PF2
Saut enjambé	1	5	Impulsion : pied PF3 Réception : pieds PF1
Manège enjambé	1	5	Impulsion : pied PF3 Réception : pieds PF1

Annexe C

Travaux préliminaires

C.1 Choix des positions à évaluer par stéréoradiographie

La question du choix des positions à évaluer lors des examens radiographiques s'est posée. Le but étant de mieux comprendre le lien entre les trois consignes principales de la gym+ et les paramètres d'intérêt de l'équilibre spino-pelvien, il semblait pertinent de faire appels à la théorie des plans d'expérience qui permet de faire le lien entre des grandeurs d'intérêt (réponses) et des variables (facteurs). Les réponses étaient les paramètres de l'équilibre spino-pelvien et les facteurs étaient les trois consignes de la gym+ qui pouvaient chacune prendre deux niveaux (présence de la consigne ou absence de la consigne). En s'appuyant sur la théorie des plans d'expérience, chaque réponse pouvait ainsi théoriquement être modélisée par un modèle mathématique, un polynôme à huit inconnues. Cette modélisation permettait ensuite de décrire toutes les réponses d'une grandeur d'intérêt (Y) sans devoir réaliser tous les essais. Dans le cas d'un plan à trois facteurs (x_1, x_2, x_3), le modèle mathématique était le suivant :

$$Y = a_0 + a_1x_1 + a_2x_2 + a_3x_3 + a_{12}x_1x_2 + a_{13}x_1x_3 + a_{23}x_2x_3 + a_{123}x_1x_2x_3 + e \quad (\text{C.1})$$

Avec e l'écart entre le modèle postulé et le modèle réel; a_0 la valeur de la réponse au centre du domaine d'étude; a_1, a_2, a_3 les effets principaux des facteurs 1, 2 et 3 respectivement; a_{12}, a_{13}, a_{23} les interactions entre les facteurs, 1 et 2, 1 et 3, 2 et 3 respectivement. Il est à noter que le terme x_1x_2 était le produit des facteurs 1 et 2, il représentait l'interaction entre les facteurs 1 et 2. Découlant de ce modèle mathématique, le tableau C.1 représente la matrice de base d'un plan d'expérience à trois facteurs et deux niveaux. Il fallait donc théoriquement huit (2^3) essais pour déterminer tous les coefficients de ce modèle.

TABLEAU C.1 – Matrice de base d'un plan 2^3 , chaque facteur peut prendre deux niveaux : présent (+) ou absent (-).

Essais n°	Absence de facteur	Facteur 1	Facteur 2	Facteur 3	Interacti on 1 & 2	Interacti on 1 & 3	Interacti on 2 & 3	Interactio n 1, 2 & 3
1	+	-	-	-	+	+	+	-
2	+	+	-	-	-	-	+	+
3	+	-	+	-	-	+	-	+
4	+	+	+	-	+	-	-	-
5	+	-	-	+	+	-	-	+
6	+	+	-	+	-	+	-	-
7	+	-	+	+	-	-	+	-
8	+	+	+	+	+	+	+	+

Pour limiter le nombre d'essais stéréoradiographiques réalisés (compte-tenu de la nécessité de minimiser la dose totale d'irradiation reçue par le participant), l'objectif était de mettre en place un plan factoriel fractionnaire. Il s'agissait de diminuer le nombre d'inconnues, en regroupant les coefficients, pour n'avoir plus que quatre groupes d'inconnues, appelés contrastes. Le système devenait donc le suivant (avec l_0, l_1, l_2, l_3 , les contrastes) :

$$Y = l_0 + l_1x_1 + l_2x_2 + l_3x_3 \quad (\text{C.2})$$

La théorie des plans d'expérience fractionnaire permettait d'obtenir deux plans d'expérience possibles à partir du plan de base (tableau C.1).

Les positions EOS à évaluer avec le plan A étaient :

- Position neutre avec expiration forcée
- Position neutre avec auto-grandissement
- Position neutre avec contraction du périnée
- Position neutre avec expiration forcée et auto-grandissement et contraction du périnée

Les positions EOS à évaluer avec le plan B étaient :

- Position neutre
- Position neutre avec auto-grandissement et expiration forcée
- Position neutre avec contraction du périnée et expiration forcée
- Position neutre avec auto-grandissement et contraction du périnée

Le plan B semblait plus pertinent car il permettait d'évaluer la position neutre et d'étudier les interactions entre les consignes deux à deux.

Dans le cas du plan B on avait donc :

$l_1 = a_1 - a_{23}$, représentant l'effet de l'auto-grandissement auquel on soustrait l'interaction entre la contraction du périnée et l'expiration forcée.

$l_2 = a_2 - a_{13}$, représentant l'effet de la contraction du périnée auquel on soustrait l'interaction entre l'auto-grandissement et l'expiration forcée.

$l_3 = a_3 - a_{12}$, représentant l'effet de l'expiration forcée auquel on soustrait l'interaction entre l'auto-grandissement et la contraction du périnée.

$l_0 = a_0 - a_{123}$, la valeur de la réponse au centre du domaine d'étude à laquelle on soustrait l'interaction entre les trois facteurs.

L'utilisation d'un plan factoriel fractionnaire impliquait que les interactions entre facteurs soient faibles pour remonter aux effets principaux. En effet, si l'interaction entre facteurs était faible alors le contraste était égal à l'effet principal, mais si l'interaction était forte alors il aurait fallu faire un essai complémentaire pour calculer d'une part l'effet de l'interaction et d'autre part l'effet principal. Cependant, il n'était pas possible de négliger d'office les interactions entre facteurs. En effet, il était probable que les consignes de la gym+ se complètent et que les interactions soient non seulement non négligeables mais également particulièrement intéressantes à étudier. Cependant, pour étudier complètement ces interactions, il aurait fallu faire huit clichés EOS comme dans le plan de base (tableau C.1). En considérant également les clichés en flexion, hyperextension et ATR, cela aurait conduit à un total de 11 clichés EOS pour les cohortes de gymnastes. Ce qui n'était pas envisageable en termes de durée totale des examens stéréoradiographiques. Il a alors été envisagé d'évaluer deux positions supplémentaires par rapport au plan d'expérience B pour mieux appréhender d'éventuelles interactions. Ainsi, la position auto-grandissement a été intégrée au protocole afin d'étudier l'intérêt d'ajouter des consignes à la seule consigne d'auto-grandissement. La position impliquant les trois consignes de la gym+ à savoir, auto-grandissement avec une contraction du périnée et une expiration forcée a également été évaluée. En effet, il s'agit de la position de base de la gym+ et il était donc particulièrement intéressant d'analyser l'évolution des paramètres spino-pelvien sur cette position entre avant et après les quinze semaines de pratique de la gym+. Les positions évaluées *via* le système de stéréoradiographie EOS étaient donc :

- Position neutre (neutre)

- Auto-grandissement (grandi)
- Auto-grandissement avec contraction du périnée (grandi-péri)
- Auto-grandissement avec expiration forcée (grandi-expi)
- Contraction du périnée avec expiration forcée (péri-expi)
- Auto-grandissement avec contraction du périnée et expiration forcée (grandi-péri-expi)

A partir des données stéréoradiographiques obtenues lors des campagnes de mesures, il aurait été possible d'évaluer les interactions entre consignes et d'investiguer la résolution du système issu du plan d'expérience fractionnaire (équation C.2) pour chaque paramètre de l'équilibre spino-pelvien. Cependant, l'exploitation du plan d'expérience présenté ci-dessus était un objectif mais celui-ci n'a pas pu être réalisé dans le temps imparti pour ce travail de thèse.

C.2 Filtre adaptatif : filtrage par analyse des résidus et fenêtre glissante

Introduction

La méthode de filtrage par analyse des résidus, d'abord proposée par Winter [125], a été utilisée plus récemment par Campbell et collaborateurs (2020) pour filtrer des données d'accélération et de force mesurées respectivement par des centrales inertielles et des plateforme de force dans le cadre de l'étude de *flips* et de *saltos arrières* réalisés par des GAF [84].

Cette méthode consiste à filtrer le signal à différentes fréquences de coupure, depuis des fréquences trop basses jusqu'à des fréquences trop hautes pour ensuite tracer une courbe d'analyse des résidus avec en abscisse les fréquences testées et en ordonnées la quantité de résidus correspondante (Fig. C.1). A haute fréquence, à partir d'une certaine fréquence, même si la fréquence de coupure augmente, l'ensemble du signal passe, les résidus avoisinent zéro et la courbe devient linéaire. La fréquence de coupure optimale est celle à partir de laquelle la courbe dévie de la linéarité.

L'objectif était de mettre en place avec Matlab une fonction de filtrage par analyse des résidus pour filtrer les données de position de chaque marqueur, dans chacune des trois directions. Le filtre avait également pour objectif de réévaluer au cours du mouvement la fréquence de coupure optimale en agissant par fenêtre glissante. Plusieurs paramètres ont du être déterminés pour réaliser cette fonction de filtrage par analyse des résidus et par fenêtre glissante, en particulier : le type de filtre, la taille de la fenêtre et son pas d'avancement, le spectre de fréquences à tester pour réaliser à chaque évaluation

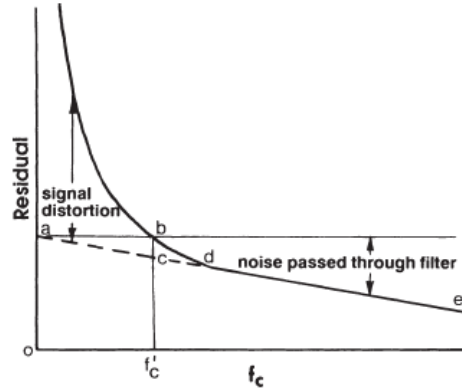


FIGURE C.1 – Schéma proposé par Winter [125] illustrant la méthode de détermination de la fréquence de coupure optimale par analyse des résidus.

une courbe d'analyse des résidus, la méthode de détermination du point de perte de linéarité sur la courbe d'analyse des résidus et la méthode de raccordement des portions de signal filtrées à différentes fréquences.

Type de filtre

Le filtre utilisé était un filtre de Butterworth du second ordre. Ce filtre à une réponse en amplitude de 0,7 à la fréquence de coupure. Sa fonction de transfert est :

$$|H|^2 = \frac{1}{1 + \left(\frac{f}{f_0}\right)^{2n}} \quad (\text{C.3})$$

Avec f_0 la fréquence de coupure et $|H|$ la réponse en amplitude à la fréquence f .

Le filtrage à proprement parlé était effectué avec le filtre Matlab `filtfilt`. Ce filtre digital présentait l'intérêt d'être sans décalage de phase puisqu'il filtrait les données d'abord dans la direction avant puis dans l'autre sens.

Calcul des résidus

La quantité de résidu pour une fréquence donnée était calculée comme étant l'erreur quadratique moyenne entre le signal filtré à cette fréquence et le signal non filtré.

Caractéristique de la fenêtre glissante

La fenêtre devait être suffisamment étroite pour « voir » les variations d'amplitude ponctuelles, qui, dans le cas d'une fenêtre trop large, pouvaient être considérées comme du bruit. Le choix s'est arrêté sur une fenêtre de 33 *frames* pour un signal à 200Hz (ce qui revenait à considérer 0,17 secondes du mouvement). Cette fenêtre avançait par tiers de fenêtre, soit par pas de 11 *frames*. Si la fréquence du signal de départ n'était pas de 200Hz, une nouvelle taille de fenêtre était calculée en conservant le ratio de 33 *frames* pour 200Hz et en s'assurant que le nombre de *frames* soit un multiple de trois.

Spectre de fréquences évalué et tracé de la courbe d'analyse des résidus

Les bornes et la largeur du spectre de fréquences testé pour tracer la courbe d'analyse des résidus impactaient l'allure de la courbe obtenue. En particulier, la plus basse fréquence testée était un paramètre déterminant. En effet, si les premières fréquences testées étaient trop basses, la quantité de résidu explosait. Mais ce « trop bas » dépendait des mouvements, des instants des mouvements et des marqueurs. Il s'est donc révélé nécessaire de déterminer, à chaque évaluation de fréquence optimale, la borne inférieure du spectre de fréquences à tester. L'objectif était que les courbes aient des allures similaires, quel que soit l'origine du signal, afin que la méthode géométrique de recherche du point de perte de linéarité soit toujours applicable.

Pour déterminer cette plus basse fréquence, une Transformation de Fourier Rapide (FFT) était réalisée à chaque fenêtre évaluée afin de connaître son contenu fréquentiel. Si la fréquence principale était filtrée, la quantité de résidu explosait. Il fallait donc éviter de filtrer la fréquence principale du signal pour une recherche plus précise du point de perte de linéarité. La stratégie adoptée était de commencer l'analyse des résidus à une fréquence pour laquelle la réponse en amplitude à la fréquence principale était de $x\%$, avec x proche de 1. Le choix de x est développé juste après.

La fréquence maximale testée a en revanche été déterminée de manière arbitraire. Comme ce filtre avait vocation à filtrer des signaux venant de différents marqueurs, au cours de différents mouvements et de différents instants du mouvement, la fréquence maximale a volontairement été choisie assez haute (40Hz) pour correspondre à tous les signaux.

Pour tracer la courbe des résidus sans démultiplier le nombre de fréquences testé, une interpolation cubique des valeurs de résidus était réalisée.

Méthode de détermination du point de perte de linéarité

La détermination de la fréquence de coupure optimale dépendait directement de la méthode géométrique adoptée pour déterminer le point de perte de linéarité.

La méthode couramment utilisée pour déterminer ce point d'écart à la linéarité est celle proposée par Winter [125] et utilisée par Campbell et collaborateurs dans leur article [84]. Il s'agissait de prolonger la tangente aux hautes fréquences jusqu'à l'axe des ordonnées puis de tracer à partir de cette intersection une ligne horizontale, l'intersection avec la courbe des résidus donnant la fréquence de coupure optimale (Fig. C.1).

Le résultat de cette méthode dépendait fortement de la fréquence de coupure maximale testée car cette dernière impactait l'allure de la pente à haute fréquence. Or, comme la fréquence maximale testée était volontairement haute, la pente à haute fréquence pouvait être proche de l'horizontalité, biaisant la détermination du point de perte de linéarité selon cette méthode.

Une autre stratégie a donc été développée pour trouver le point de perte de linéarité. Il s'agissait de tracer les tangentes à la courbe des résidus à basse fréquence et à haute fréquence, l'intersection de ces tangentes donnait le point de perte de linéarité.

Pour tracer la tangente à haute fréquence, une régression linéaire était réalisée sur le tronçon de courbe compris entre la fréquence maximale et la fréquence pour laquelle la pente était minimale.

Pour tracer la tangente à basse fréquence, une régression linéaire était réalisée sur le tronçon de courbe compris entre une fréquence *frequ1* et une fréquence *frequ2*. *Frequ1* était la plus basse fréquence testée. *Frequ2* était définie comme étant la fréquence à laquelle la réponse en amplitude de la $y^{ième}$ fréquence principale était de $x\%$. Pour définir x et y de la manière la plus objective possible, le filtre a été confronté à un signal « fictif » dont le signal vrai était connu et qui était bruité. Il en a résulté $x = 98\%$ et $y = 2$.

Méthode de filtrage et de raccordement

La fréquence optimale de chaque tiers de fenêtre était évaluée trois fois en raison de la fenêtre glissante, la moyenne des trois évaluations était considérée pour chaque tiers de fenêtre.

Par ailleurs, pour éviter les effets de bords dûs au filtrage, le filtrage était réalisé sur un tiers de fenêtre et z *frames* en amont en après (z correspondant à la largeur d'un tiers de fenêtre), afin de

rejeter les effets de bords en dehors du tiers de fenêtre d'intérêt. Cependant, même si ce n'était pas visible sur le signal de position filtré, lorsque le signal était dérivé une ou deux fois, il apparaissait des irrégularités suggérant que la jointure entre deux tiers de fenêtre n'était pas parfaitement lisse. Pour dépasser ce problème, une stratégie de lissage sur les q *frames* de jointure a été mise en place (dans le cas d'un signal à 200Hz, q était égal à 4).

Conclusion

Afin de valider l'efficacité du filtre, ce dernier a été confronté à un signal « fictif » bruité, exigeant du point de vue des changements de fréquence de coupure et dont le signal vrai était connu.

Ce filtre adaptatif avait l'avantage de moins écrêter le signal que la fonction moyenne glissante mais il augmentait les temps de calcul.

C.3 Evaluation de la cinématique du rachis du modèle à segments rigides articulés

Introduction

Une méthode d'évaluation de la cinématique du rachis du modèle squelettique par comparaison à l'imagerie médicale a été développée. Cette méthode a permis de guider les choix de modélisation et de vérifier que le modèle cinématique de rachis avait un comportement physiologique. En effet, bien que le modèle de rachis pouvait être personnalisé à partir d'images médicales, il était essentiel de l'évaluer d'un point de vue cinématique. En particulier, il devait être validé pour des extensions et des flexions de grandes amplitudes du rachis lombaire car il s'agit de mouvements fréquents en gymnastiques et étudiés dans le cadre de la thèse. De plus, les hyperextensions et les hyperflexions du rachis lombaire représentaient un challenge du point de vue de l'évaluation cinématique ; si le modèle parvenait à suivre de manière physiologique le rachis lors de ces mouvements alors il pouvait être considéré comme fiable sur des mouvements moins exigeants.

Ainsi, l'objectif de cette étude était d'évaluer le modèle cinématique du rachis qui a été développé dans le cadre de cette thèse, par comparaison aux stéréoradiographies EOS prises en hyperextension et en hyperflexion.

Matériels et méthodes

Les données exploitées dans le cadre de cette étude venaient de trois GAM, de trois GAF, de trois GR et de trois sujets loisirs. L'objectif était d'avoir un échantillon représentatif des populations étudiées dans le cadre de la thèse, tout en considérant un nombre de sujets permettant d'analyser les résultats au niveau individuel car ils apportaient beaucoup d'informations. Ainsi, trois sujets ont été choisis aléatoirement parmi les populations de GAM, de GAF, de GR et parmi la cohorte loisir (tableau C.2). Les sujets pour lesquels l'ensemble des vertèbres de L5 à T1 n'étaient pas visibles sur les stéréoradiographies en hyperextension ou en hyperflexion (dû à l'espace limité dans la cabine EOS) ne pouvaient pas être considérés dans cette étude. Il est à noter que les évaluations pré-programmes ou post-programmes étaient considérées indifféremment dans le cadre de cette étude.

Population	Nombre de sujets	Age moyen (années)	Taille moyenne (m)	Poids moyen (kg)
GAM	3	16	1,57	64
GAF	3	16	1,59	58
GR	3	15	1,59	55
Loisir	3	50	1,64	66

TABLEAU C.2 – Tableau récapitulatif des sujets inclus pour l'évaluation de la cinématique du rachis.

Afin d'évaluer la cinématique du rachis du modèle, un modèle de tronc (bassin et rachis de L5 à T1) a été élaboré à partir du modèle corps complet et a été considéré dans cette étude. Le modèle de tronc a été personnalisé pour chaque sujet à partir des reconstructions du pelvis et du rachis thoraco-lombaire issues des stéréoradiographies en position neutre.

Le pelvis et le rachis thoraco-lombaire ont été reconstruits également sur les stéréoradiographies en hyperextension et en hyperflexion afin d'obtenir les géométries 3D du bassin et des vertèbres de L5 à T1 en position d'hyperextension (Fig. C.2) et d'hyperflexion pour chaque sujet (Fig. C.3).

La méthodologie développée ensuite était la même pour évaluer le modèle en hyperextension ou en hyperflexion. Des marqueurs virtuels étaient associés aux os à partir des reconstructions 3D du rachis et du pelvis. Les reconstructions en position neutre permettaient d'associer ces marqueurs au modèle cinématique et les reconstructions en position d'hyperextension/hyperflexion permettaient de connaître la position de ces mêmes marqueurs après un mouvement d'hyperextension/d'hyperflexion. Ainsi, quatre marqueurs virtuels ont été placés sur les arcs postérieurs des vertèbres L5, T12, T8 et T1 et quatre autres sur le pelvis (au niveau de l'épine iliaque antéro-supérieure droite et gauche et de



FIGURE C.2 – Stéréoradiographies bi-planes en hyperextension montrant les rétroprojections des reconstructions du rachis et du pelvis et les géométries 3D associées.

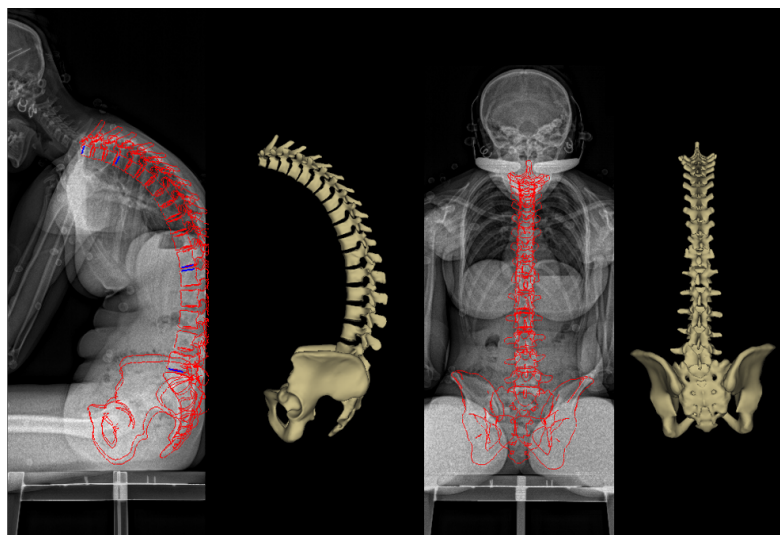


FIGURE C.3 – Stéréoradiographies bi-planes en hyperflexion montrant les rétroprojections des reconstructions du rachis et du pelvis et les géométries 3D associées.

l'épine iliaque postéro-supérieure droite et gauche).

L'algorithme de cinématique inverse du logiciel OpenSim a ensuite été utilisé pour placer le modèle de tronc dans la même position d'hyperextension/d'hyperflexion que sur les stéréoradiographies, à partir de la connaissance de la position des marqueurs virtuels dans ces positions. Un poids de 30 a été octroyé aux marqueurs du bassin et un poids de 10 à ceux du rachis, ces poids étaient identiques aux poids des marqueurs du modèle évalué.

A l'issue de l'étape de cinématique inverse, les positions des centres articulaires du modèle de tronc ont été calculées et comparées à leurs positions « vraies » calculées à partir des reconstructions en hyperextension/hyperflexion. La racine carrée de l'erreur quadratique moyenne (RMSE) sur les positions des centres articulaires, pour le rachis lombaire d'une part et thoracique d'autre part, et dans chacune des trois directions de l'espace, a ensuite été utilisée comme critère pour évaluer le modèle cinématique.

Résultats

Dans le cas de l'hyperextension, les figures C.6 et C.7 montrent les positions des centres articulaires prédites par la cinématique inverse ainsi que les positions vraies. Il apparaît de prime abord que le modèle était plus fiable pour suivre le rachis lombaire que thoracique, en particulier dans le plan sagittal.

Les RMSE sur les positions des centres articulaires sont représentées sur la figure C.4. En moyenne les RMSE étaient de 6 ± 2 mm, 3 ± 1 mm et 3 ± 2 mm pour le rachis lombaire (axes X, Y et Z respectivement) et de 13 ± 5 mm, 6 ± 3 mm et 4 ± 2 mm pour le rachis thoracique (axes X, Y et Z respectivement). Ces RMSE résultaient dans le plan sagittal, frontal et transversal, en des valeurs de 6 ± 2 mm, 4 ± 1 mm et 7 ± 3 mm pour le rachis lombaire et de 15 ± 5 mm, 8 ± 3 mm et 14 ± 4 mm pour le rachis thoracique.

Par ailleurs, les résultats ont mis en évidence que les RMSE du rachis thoracique étaient positivement corrélés dans le plan sagittal avec l'augmentation de l'extension du rachis thoracique (test de corrélation de Spearman au seuil de 5% : $p=0,04$). Ce résultat peut également s'observer sur la figure C.6 où il apparaît que les erreurs sur les positions des centres articulaires étaient moins importantes pour les loisirs que pour les gymnastes dont le rachis thoracique allait plus loin en extension.

Dans le cas de l'hyperflexion, les figures C.8 et C.9 montrent les positions des centres articulaires

C.3. Evaluation de la cinématique du rachis du modèle à segments rigides articulés

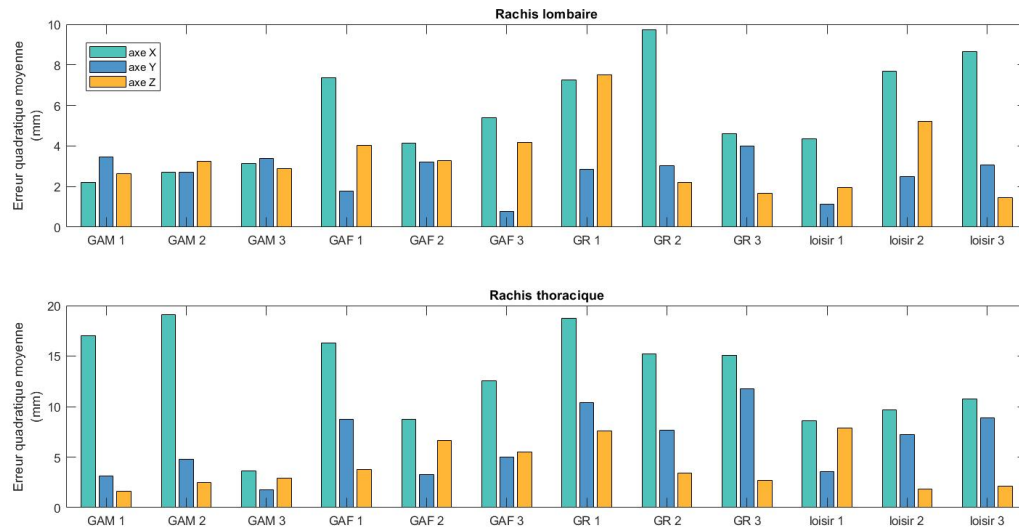


FIGURE C.4 – Diagramme à barres illustrant les valeurs de RMSE en hyperextension pour le rachis lombaire et thoracique et selon les trois axes pour chacun des sujets considérés.

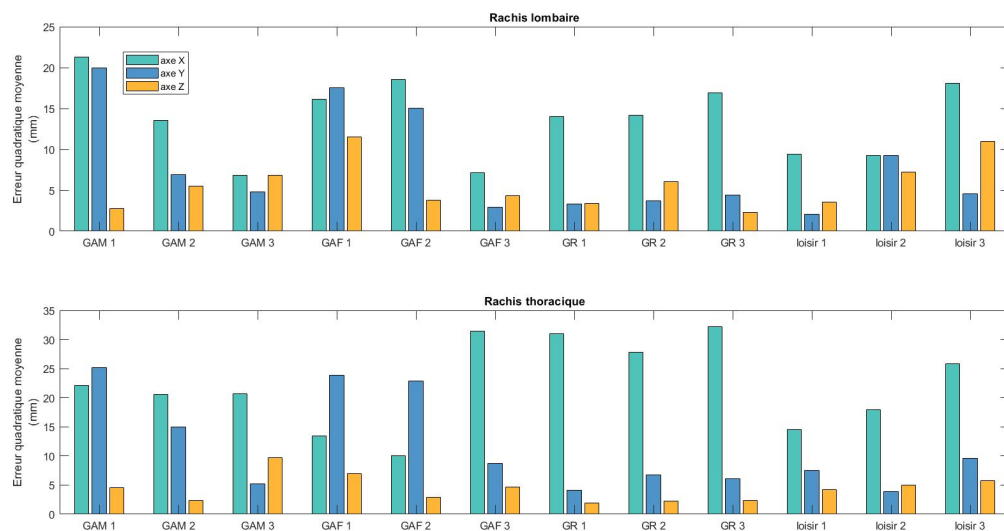


FIGURE C.5 – Diagramme à barres illustrant les valeurs de RMSE en hyperflexion pour le rachis lombaire et thoracique et selon les trois axes pour chacun des sujets considérés.

prédites par la cinématique inverse ainsi que les positions vraies.

Les RMSE sur les positions des centres articulaires sont représentés sur la figure figure C.5. En moyenne les RMSE étaient de $14\pm 5\text{mm}$, $8\pm 6\text{mm}$ et $6\pm 3\text{mm}$ pour le rachis lombaire (axes X, Y et Z respectivement) et de $22\pm 7\text{mm}$, $12\pm 8\text{mm}$ et $4\pm 2\text{mm}$ pour le rachis thoracique (axes X, Y et Z respectivement). Ces RMSE résultaient dans le plan sagittal, frontal et transversal en des valeurs de $16\pm 7\text{mm}$, $10\pm 6\text{mm}$ et $15\pm 5\text{mm}$ pour le rachis lombaire et de $27\pm 6\text{ mm}$, $13\pm 8\text{mm}$ et $23\pm 7\text{mm}$ pour le rachis thoracique.

Les résultats ont également révélé que le modèle se comportait mieux en extension qu'en flexion, en particulier pour le rachis lombaire (au moins deux fois plus de RMSE en flexion en moyenne).

C.3. Evaluation de la cinématique du rachis du modèle à segments rigides articulés

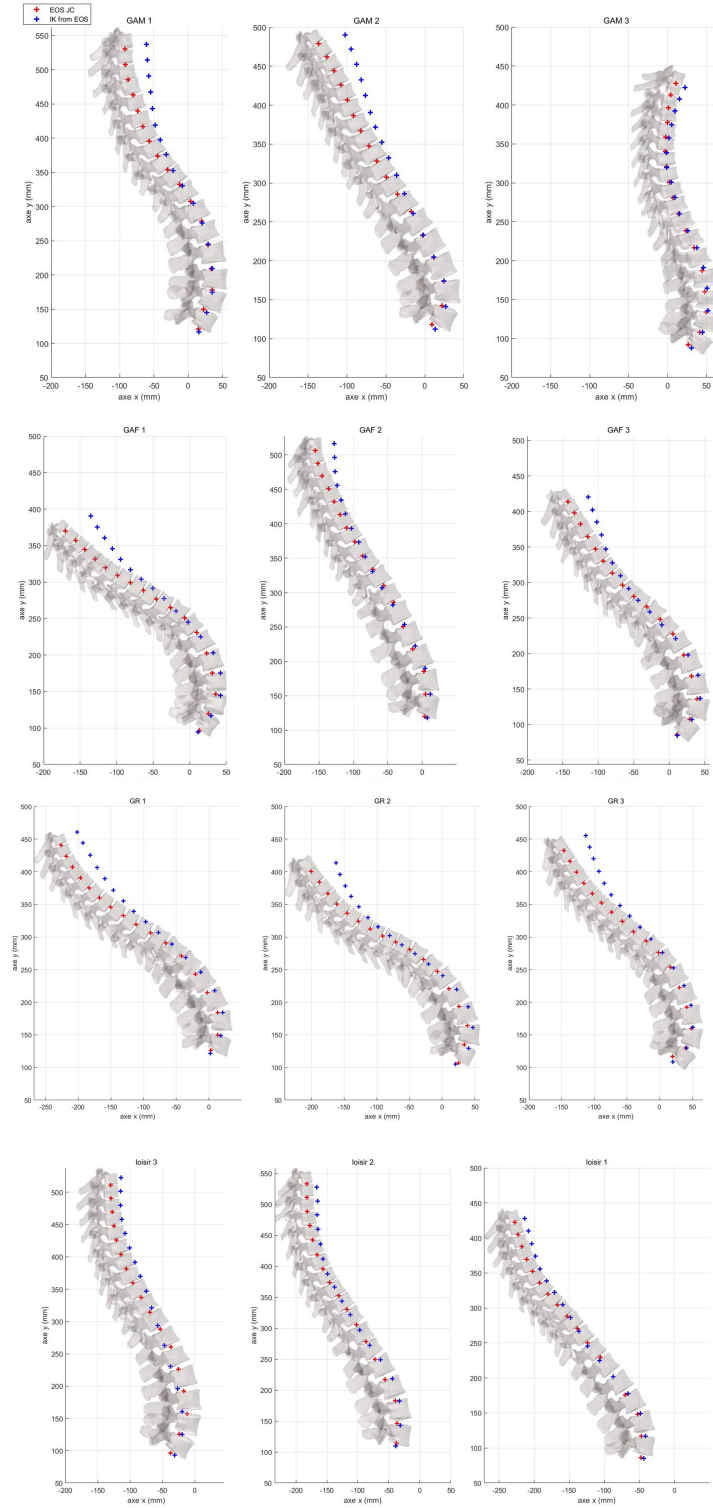


FIGURE C.6 – Géométries de référence des vertèbres issues des radiographies EOS en hyperextension dans le plan sagittal et position des centres articulaires (rouge) *versus* position des centres articulaires du modèle en hyperextension (bleu).

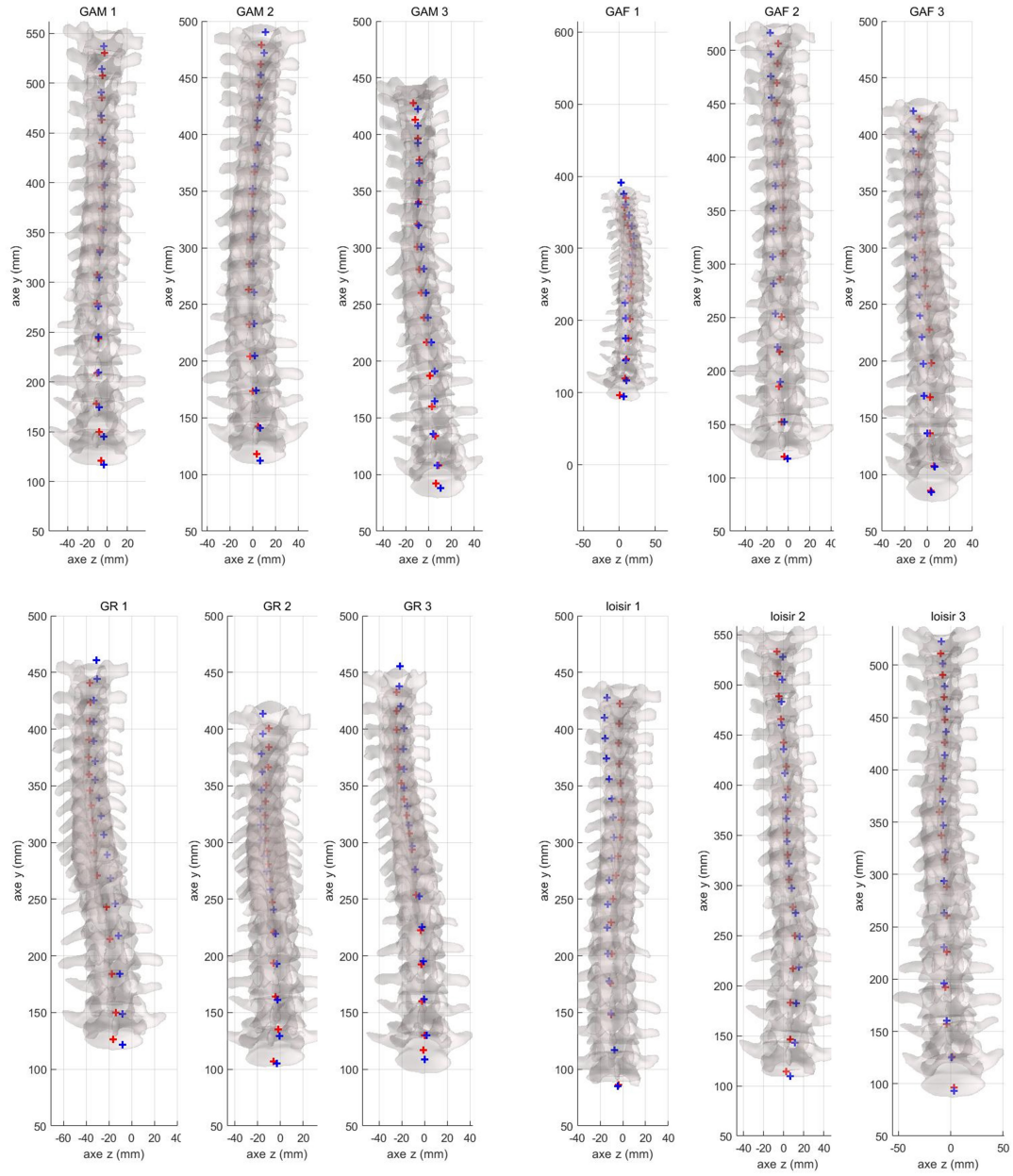


FIGURE C.7 – Géométries de référence des vertèbres issues des radiographies EOS en hyperextension dans le plan frontal et position des centres articulaires (rouge) *versus* position des centres articulaires du modèle en hyperextension (bleu).

C.3. Evaluation de la cinématique du rachis du modèle à segments rigides articulés

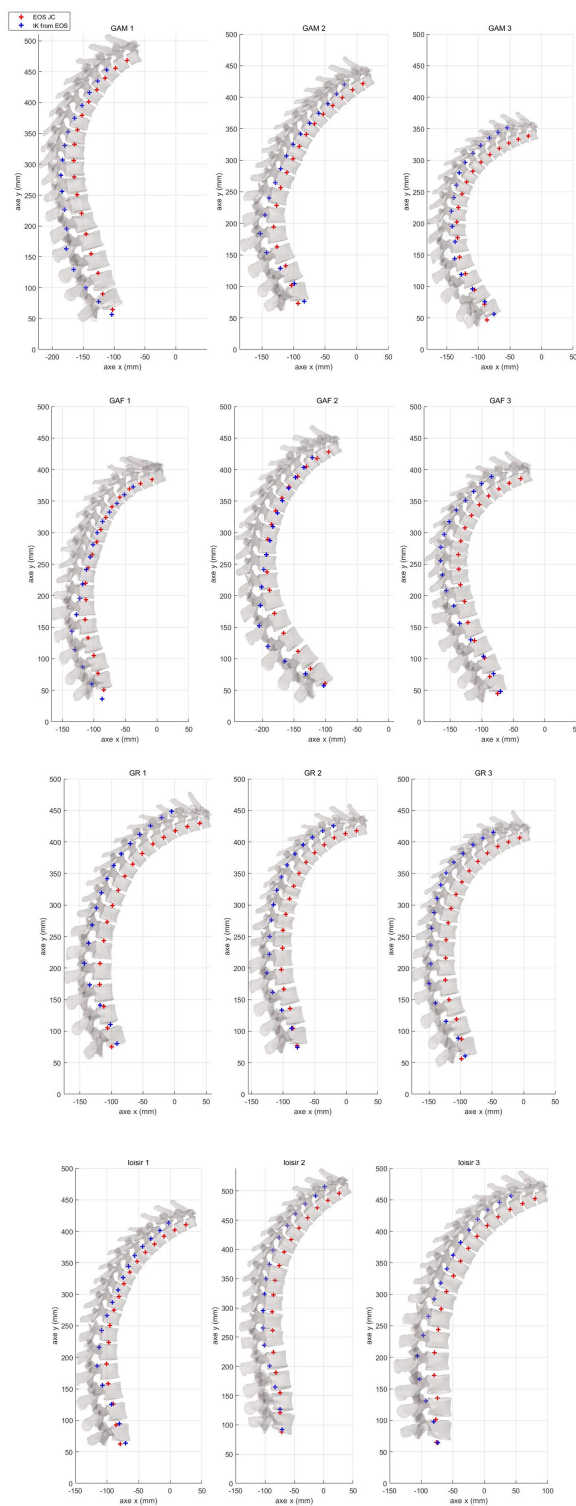


FIGURE C.8 – Géométries de référence des vertèbres issues des radiographies EOS en hyperflexion dans le plan sagittal et position des centres articulaires (rouge) *versus* position des centres articulaires du modèle en hyperextension (bleu).

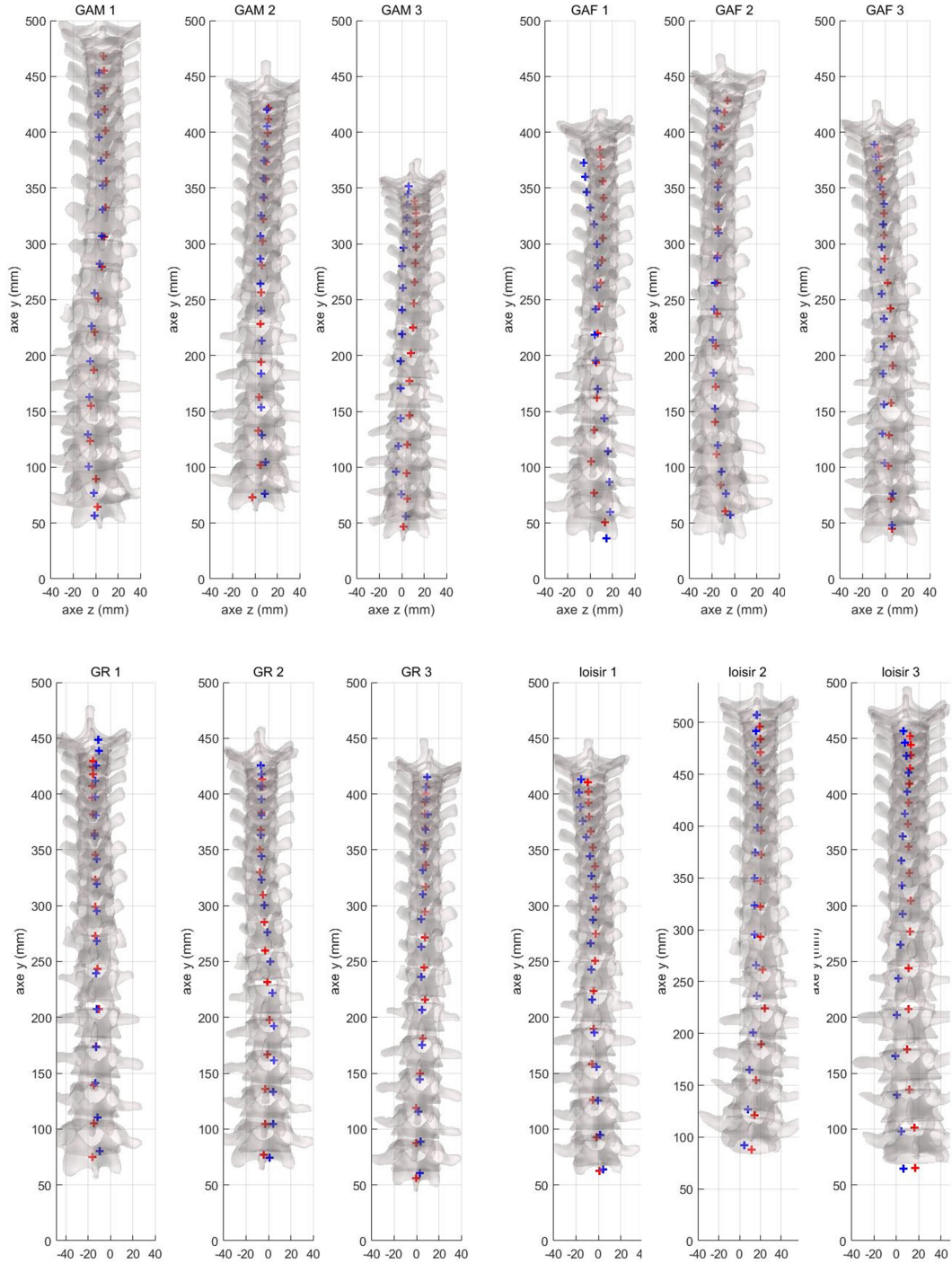


FIGURE C.9 – Géométries de référence des vertèbres issues des radiographies EOS en hyperflexion dans le plan frontal et position des centres articulaires (rouge) *versus* position des centres articulaires du modèle en hyperextension (bleu).

Discussion et conclusion

Les résultats ont montré que le modèle se comportait mieux pour le rachis lombaire que thoracique dans le cas d'extension et de flexion de grande amplitude. Les résultats mettaient également en évidence que le modèle était relativement fiable pour prédire la déviation latérale induite (plan frontal) par un mouvement de flexion ou d'extension, mais moins pour prédire la rotation axiale (plan transversal) à la fois pour le rachis lombaire et le rachis thoracique. Enfin le modèle se comportait mieux en extension qu'en flexion, en particulier pour le rachis lombaire.

Bien que l'objectif était d'évaluer la cinématique du rachis du modèle à segments rigides développé dans le cadre de la thèse, certains choix méthodologiques ont été nécessaires résultant en des différences entre la procédure de cinématique inverse telle qu'elle est réalisée avec le modèle corps complet et dans le cadre de cette évaluation. En effet, des marqueurs virtuels ont été utilisés et placés directement sur les reliefs des os, et non au niveau de la surface de la peau comme c'est le cas pour les marqueurs réels utilisés lors des captures du mouvement. Cependant, les marqueurs ont été placés sur les mêmes repères anatomiques que les marqueurs réels (à l'exception de T1 au lieu de C7 comme le modèle de tronc n'allait que jusqu'à T1) et grâce à cette approche l'évaluation de la cinématique n'était pas perturbée par les mouvements de tissus mous.

De plus, un modèle de tronc était considéré et non un modèle corps complet. En effet, les stéréoradiographies en hyperextension et hyperflexion n'allant que du bassin à T1, il n'aurait pas été possible de placer des marqueurs virtuels sur le reste du corps pour faire une cinématique corps complet. Cependant, cette approche permettait d'isoler la cinématique du rachis et était d'autant plus exigeante pour la procédure d'optimisation cinématique multi-corps puisque le reste du corps et, en particulier les segments adjacents (torse et tête), ne pouvaient pas aider à placer correctement le modèle à segments rigides lors de la procédure de cinématique inverse.

Par ailleurs, la procédure d'évaluation a permis de montrer que le modèle cinématique de rachis était plus fiable au niveau du rachis lombaire qu'au niveau du rachis thoracique, en particulier en extension. Les erreurs plus importantes au niveau du rachis thoracique viennent probablement du fait que les vertèbres thoraciques étaient plus éloignées de la racine de la chaîne cinématique (le bassin), et, en remontant la chaîne cinématique, les imprécisions se cumulaient.

Cependant, la cinématique du modèle pourrait être améliorée pour tendre vers un comportement

plus physiologique. En particulier, il faudrait travailler sur le comportement du rachis lombaire en flexion et du rachis thoracique en extension lors de mouvements de grande amplitude. La linéarité des contraintes de couplage cinématique peut contribuer aux erreurs cinématiques, en particulier dans le plan frontal et transversal. Envisager des contraintes cinématiques couplant des mouvements de flexion/extension, de déviation latérale et de rotation axiale serait d'autant plus intéressant pour les populations de gymnastes où les scolioses, impliquant de la rotation axiale, sont fréquentes.

Enfin, la procédure d'évaluation pourrait également évoluer pour permettre d'évaluer plus fidèlement le comportement du rachis et pour se rapprocher des conditions réelles de cinématique inverse corps complet. En particulier, il serait pertinent d'évaluer le comportement du modèle avec de vrais marqueurs subissant les mouvements de tissus mous. De plus, considérer un modèle de tronc incluant le rachis cervical et la tête devrait permettre d'obtenir de meilleurs résultats pour le rachis thoracique et inclure la cage thoracique pourrait permettre de mieux guider les mouvements de rotation axiale. Ces analyses pourraient être faites avec la même méthodologie mais avec la difficulté que l'ensemble des marqueurs placés sur ces géométries osseuses devraient être visibles sur les radiographies.

Cette procédure d'évaluation du modèle cinématique du rachis a été présentée lors d'une communication orale dans le cadre du congrès annuel de la Société Française de Biomécanique en 2021 [177] (Annexe D.2.2, page 419).

C.4 Développements relatifs au calcul de la cinématique inverse

C.4.0.1 Etapes de calcul et enjeux

L'algorithme d'optimisation cinématique multi-corps du logiciel OpenSim a été utilisé pour calculer l'évolution des configurations articulaires des degrés de liberté du modèle au cours du mouvement. Des algorithmes ont été développés avec Matlab pour passer ensuite des coordonnées généralisées obtenues avec OpenSim aux matrices homogènes de chaque segment et en particulier aux matrices homogènes des vertèbres en vue de calculer la cinématique du rachis lombaire. La figure C.10 présente les étapes de calculs de ces algorithmes.

Afin de corriger les éventuelles oscillations non physiologiques et en vue de dériver les données de position dans le cadre des calculs de dynamique inverse, sans créer des pics non réels, il était essentiel de lisser les résultats issus des calculs de cinématique inverse. Ainsi, les translations étaient lissées par

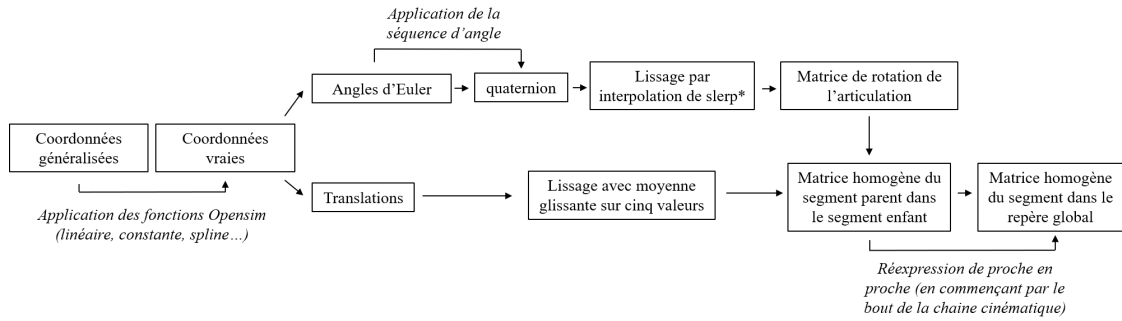


FIGURE C.10 – Représentation schématique des étapes de calcul permettant de passer des coordonnées généralisées obtenues avec Opensim aux matrices homogènes des segments dans le repère global.

une fonction moyenne glissante sur cinq valeurs et les rotations étaient lissées par une interpolation de quaternions selon la méthode de slerp (Fig. C.10). Cette dernière méthode permettait de réaliser une interpolation sphérique entre deux quaternions a et b avec un coefficient T compris entre 0,2 et 0,6 et dépendant de la distance d entre les deux quaternions a et b (équation C.4). Le lissage consistait en deux passes, l'un dans l'ordre des *frames* et l'autre en sens inverse.

$$T = 0,2 + \frac{d}{\pi} \times 0,4 \quad (\text{C.4})$$

Cas de recours à une cinématique prescrite

Dans certains cas, l'algorithme d'optimisation cinématique multi-corps du logiciel OpenSim proposait des solutions non physiologiques. C'était en particulier le cas quand le modèle adoptait dès la première *frame* du mouvement une position éloignée de la position statique. En effet, l'algorithme d'optimisation prenant la position statique pour conjecture initiale et la position à atteindre en étant donc éloignée, l'algorithme d'optimisation optait pour un minimum local et non physiologique.

Par exemple, dans le cas du mouvement de *rondade flip* en GAM, en fonction des plateformes de force visées et du point de départ du gymnaste dans la salle de capture du mouvement, la première *frame* considérée pour la cinématique inverse pouvait correspondre au gymnaste au milieu de la *rondade*. Le gymnaste était donc dans une position éloignée de la position statique dès la première *frame* (Fig. C.11). Il arrivait alors que pour certains gymnastes (cas présenté en Fig. C.11), l'algorithme de cinématique inverse du logiciel OpenSim impute jusqu'à 380° degrés de rotation axiale aux vertèbres lombaires dès la première *frame*. Cette erreur se répercutait ensuite sur les frames suivantes et jusqu'à

la fin du mouvement.

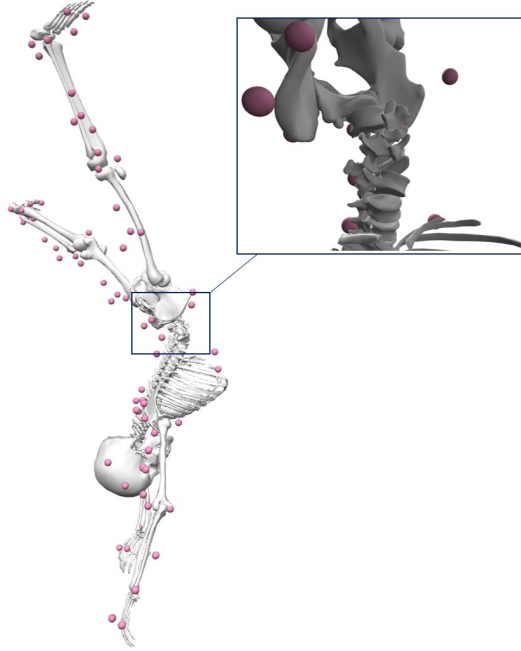


FIGURE C.11 – Illustration du modèle OpenSim lors de la première frame d'un mouvement de rondade flip pour lequel l'algorithme d'optimisation cinématique multicorps OpenSim proposait un résultat non physiologique, en particulier au niveau des vertèbres lombaires.

Pour corriger ces erreurs, des contraintes ont été ajoutées au problème d'optimisation par le biais de coordonnées prescrites.

L'optimisation cinématique consistait à minimiser l'écart entre les positions des marqueurs réels x_i^{exp} et des marqueurs virtuels $x_i(q)$ dont la position dépendait des coordonnées généralisées (avec q le vecteur des coordonnées généralisées). Le problème d'optimisation aux moindres carrés résolu par l'algorithme de cinématique inverse d'OpenSim était donc le suivant :

$$\min_q \left[\sum_{i \in \text{marqueurs}} w_i \|x_i^{exp} - x_i(q)\|^2 \right] \quad (C.5)$$

Il était possible de déterminer expérimentalement les valeurs de certaines coordonnées généralisées (appelées coordonnées prescrites) et d'imposer qu'à l'issue du problème d'optimisation ces coordonnées soient égales à leur valeur expérimentale, soit $q_j = q_j^{exp}$ pour toutes les coordonnées prescrites j .

Ainsi, les six coordonnées généralisées du bassin (orientation et position du bassin dans les trois directions de l'espace) ainsi que les trois coordonnées généralisées de la hanche droite et de la hanche

gauche (flexion/extension, abduction/adduction et rotation interne/externe) ont été calculées à partir des marqueurs réels et considérées comme des coordonnées prescrites. Pour ce faire des algorithmes ont été développés avec Matlab. Grâce à la connaissance de la position des marqueurs réels au cours du mouvement, des repères étaient attribués au pelvis et aux fémurs et la position et l'orientation de ces repères au cours du mouvement étaient calculées. Puis, à partir de la relation entre le repère du segment construit à partir des marqueurs et le repère du segment tel qu'il était défini dans le modèle ainsi que de la connaissance de la chaîne cinématique, il était possible de calculer les coordonnées généralisées du bassin et des hanches au cours du mouvement.

L'utilisation de ces coordonnées prescrites permettait au bassin et aux fémurs d'être correctement placés dès la conjecture initiale et évitait ainsi que l'algorithme d'optimisation opte pour un minimum local non physiologique. Cette procédure de cinématique prescrite n'était utilisée que dans le cas où l'algorithme de cinématique inverse basé sur l'équation C.5 ne parvenait pas à trouver une solution physiologique.

Annexe D

Communications scientifiques

D.1 Articles scientifiques

D.1.1 Sports Biomechanics, Novembre 2022

Which typical floor movements of men's artistic gymnastics result in the most extreme lumbar lordosis and ground reaction forces?

C. Eyssartier^{a,b,*}, P. Billard^b, M. Robert^b, P. Thoreux^{d,e} and C. Sauret^{a,c}

Cite as:

C. Eyssartier, P. Billard, M. Robert, P. Thoreux & C. Sauret (2022) Which typical floor movements of men's artistic gymnastics result in the most extreme lumbar lordosis and ground reaction forces?, Sports Biomechanics, DOI: 10.1080/14763141.2022.2140702

^a Arts et Métiers Institute of Technology, Université Sorbonne Paris Nord, IBHGC–Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, HESAM Université, Paris, France

^b Fédération Française de Gymnastique, Paris, France

^c Centre d'Etudes et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés, Institution Nationale des Invalides, Créteil, France

^d Hôpital Hôtel-Dieu, AP-HP, Paris, France

^e Université Sorbonne Paris Nord, Arts et Métiers Institute of Technology, IBHGC–Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, HESAM Université, Paris, France

*mail: camille.eyssartier@ensam.eu

Back pain is prevalent among gymnast populations and extreme flexion or extension of the lumbar spine along with high ground reaction forces (GRFs) are known to increase intervertebral stress. The aim of this study was to determine which postures and dynamic conditions among common floor movements provide the greatest risk of injury in men's artistic gymnastics (MAG). For this purpose, lumbar spine curvatures, obtained through a full-body subject-specific kinematic model fed by motion capture data, and GRFs on feet and hands were compared between typical floor movements of MAG (*pike jump, round off back handspring, front handspring, forward and backward tucked somersaults*) performed by six adolescent gymnasts. The *round off back handspring* and the *pike jump* resulted respectively in the largest lumbar extension and flexion, and the *forward tucked somersault* take-off in the highest GRF. At ground impacts, the largest lumbar flexion was during the *backward tucked somersault* landing and only the *back handspring* hands ground contact phase led to lumbar extension. Such identification of high-risk conditions should enable better back pain management in gymnastics through more tailored training adaptations, particularly in case of pathologies or musculoskeletal specificities.

Keywords: gymnastics; lumbar; spine; kinematics; impacts

Introduction

Artistic gymnastics is a very popular sport. However, gymnasts are at major risk of low back pain, with a 12-months prevalence of 73%-88% (Wilson et al., 2021), which is the second most common pathology in gymnastics (20% of diagnosis) after tendinopathy (32%) (Paxinos et al., 2019). Furthermore, previous studies have shown that 57% of injuries are overuse injuries (Paxinos et al., 2019), showing the risk associated with the frequent repetition of movements placing high stress on the lumbar spine. Previous studies have also shown that the floor is the apparatus with the highest injury prevalence in male artistic gymnastics (MAG) (Goulart et al., 2016; Kruse & Lemmen, 2009), involving both lower and upper extremity impacts as well as frequent hyperextensions and hyperflexions of the spine.

Large forces generated during take-off, rebounding and landing are transmitted along the spine, which is all the more stressed when it is in hyperflexion or hyperextension (Kruse & Lemmen, 2009). The repetition of stressful movements, which alternatively stress the spine in flexion and in extension, leads successively to traction and compression forces at the level of the articular apophyses which is a risk factor for isthmic lysis and spondylolisthesis (Adams, 2004; De Jonge & Kramer, 2014; Kruse & Lemmen, 2009). In addition, forces are transmitted through vertebral bodies thanks to intervertebral discs (IVDs), which evenly distribute the forces on the vertebral bodies (Adams, 2004). But the repetition of compression forces can lead to micro-fractures, mostly at vertebral endplates or even to fractures (Adams, 2004) and shear forces within IVDs may also result in progressive IVD degeneration (De Jonge & Kramer, 2014; Kruse & Lemmen, 2009; Xia et al., 2015).

The impacts and long-term effects of low back pain for gymnasts are of great concern as it can lead to training interruption, an end to the practice or even life-long disabilities (Maffulli et al., 2010). Therefore, back pain prevention in gymnastics is crucial to maintain the health of the gymnasts. By informing gymnastics coaches and medical staff of dynamic conditions that particularly stress the lumbar spine, they would be better able to adapt the training to prevent injury or to deal with gymnasts who have musculoskeletal specificities or being in rehabilitation program after injuries. To this aim, a good knowledge of postures and movements that are more prone to stress the lumbar spine is needed.

Unfortunately, it is not possible to make direct measurements of the loading of IVDs and apophyseal joints during movements. Therefore, other indicators of intervertebral contact forces are needed. As extreme flexion and extension of the lumbar spine and high ground reaction forces (GRFs) are known to increase stress in the lumbar spine (D'Hemecourt & Luke, 2012; Hall, 1986; Sonvico et al., 2019; Wade et al., 2012), these parameters can be considered as good indicators of the level of

intervertebral stress that could occur. In addition, extreme lumbar extension or flexion associated with high loads further increases the stress in the lumbar spine (Hall, 1986; Sonvico et al., 2019; Wade et al., 2012). Particularly, high GRFs during landing or take-off may result in hyper-pressure in the IVDs and significant shear forces if the lumbar spine curvature is such that it already pinches IVDs and if the spine is not stabilized through a correct activation of the erector spinae and the abdominal muscles (Sonvico et al., 2019; Tavakoli & Costi, 2018; Wade et al., 2012). Therefore, the posture of the lumbar spine in terms of flexion/extension at the instances of peak GRFs can also be considered as an indicator of the risk of injury during gymnastic movements. Even if previous studies have already quantified the spine flexion-extension range of motion during static postures (Sonvico et al., 2019) or during women's artistic gymnastics (WAG) movements (*back walkover* and *back handspring*) (Pimentel et al., 2020), it seems that none have quantified lumbar lordosis values during MAG movements.

The aim of the study was therefore to determine in five typical floor movements of MAG (*pike jump*, *round off back handspring*, *front handspring*, *forward* and *backward tucked somersaults*): *i*) the ranges of flexion and extension of the lumbar spine, *ii*) the peak GRFs at the hands and feet, and *iii*) the posture of the lumbar spine in terms of flexion/extension at the instances of peak GRFs. It is hypothesised that the five MAG movements investigated lead to significant differences in *i*, *ii* and *iii* that enable identification of the movements that are the most demanding for the lumbar spine.

Materials and methods

Participants

After receiving ethical agreement for the study (ID RCP: 2018-A01926-49), six young MAG athletes (referred to as MAG 1 to MAG 6 in this article) who trained more than fifteen hours per week in the same training institution and were involved in national level competitions consented to participate in the study. Gymnasts were 13 years old on average (range: 12 to 14 years old). Their masses were 44.5 ± 6.7 kg (range: 35.0 kg to 52.8 kg) and their heights were 1.53 ± 0.08 m (range: 1.43 to 1.62 m).

Data collection

Gymnasts underwent a motion capture session that took place in a motion analysis lab. The lab was equipped with a dedicated instrumented gymnastic floor (plywood floor covered with a carpet and mounted on foam blocks) allowing GRFs to be measured through four force-plates (AMTI, 1000 Hz) placed under the gymnastic floor (Figure 1, A). Eighty-two reflective markers were placed on the segments of the gymnasts: 38 on their lower limbs, five on their pelvis, four on the spine (L5, T12,

T8 and C7), and the thirty-five others on the upper limbs and the thorax (Figure1, B and C). The three-dimensional location of the markers was tracked at 200 Hz by a 14-cameras optoelectronic motion capture system (Vicon system, hardware: 1.3/2.2 Vero cameras; Nexus 2 software; Oxford Metrics, UK). For each gymnast, a static acquisition in upright standing posture was done (Figure 1, B). Then, common MAG movements were performed (Figure1, A). Skills to investigate were previously selected based on coaches and medical staff perception of the skills that require spine hyperflexion or hyperextension as well as high impacts. Gymnastics skills should be executed without fall, and lower and upper extremities being on the appropriate force-plates. Each gymnast repeated movements he was confident with, resulting in at least three *pike jumps*, five *rounds off back handsprings*, three *forward tucked somersaults*, two *backward tucked somersaults* and two *front handsprings* usable for the analysis for each gymnast. Only four participants succeeded to perform the *backward tucked somersault* and five the *forward tucked somersault*.

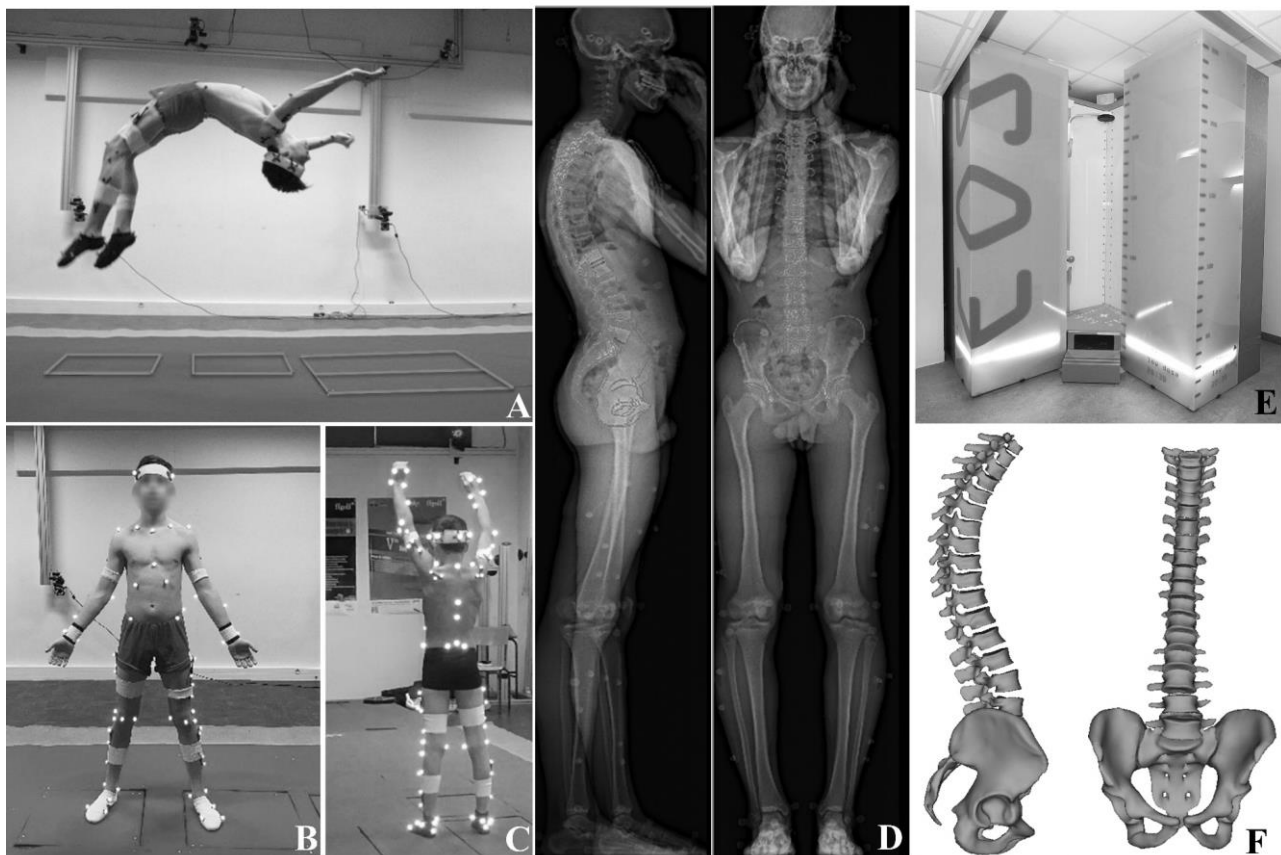


Figure 1. Photographs during experimental sessions: (A) Back handspring execution in the motion analysis lab equipped with four force-plates (delimited by red lines on the image), (B) Static acquisition in upright standing posture, (B & C) Set of reflective markers in anterior and posterior views, (D) Biplanar radiographic acquisitions in neutral standing upright posture with retro-projected reconstructions in red, (E) EOS system, (F) Pelvis and vertebral geometries from pelvis and vertebrae 3D-reconstructions.

After the motion capture acquisitions, gymnasts underwent micro-dose biplanar radiographs (EOS system, EOS imaging, France) for biomechanical model personalisation purposes. Radiographs were made in the EOS recommended neutral standing upright posture, while still being equipped with the reflective markers of the motion capture system (Figure 1, E).

Full-body model

As 3D kinematics of the spine during gymnastic movements cannot be determined directly from the motion capture data, a kinematic model should be used. Therefore, a three-dimensional linked-segment full-body model has been developed using the open-source musculoskeletal simulation software OpenSim (Delp et al., 2007) and allowed to assess the lumbar spine curvature during gymnastic movements. The lumbar spine curvature, also called lumbar lordosis, was defined as the angle between the sacral endplate and the vertebral body orientation in the sagittal plane of the first lumbar vertebra.

The model was based on the full-body model of Raabe and Chaudhari (Raabe & Chaudhari, 2016) with a spine kinematic chain based on the model of Bruno et al (Bruno et al., 2015). Intervertebral joints frames were set to be colinear and intervertebral joints centre were located in the middle of the IVDs. However, in the model of Bruno et al (Bruno et al., 2015), the intervertebral joints motions of the whole lumbar and thoracic spine segments (i.e. from S1/L5 to T2/T1) are linearly constrained in flexion-extension, lateral deviation and axial rotation by three S1/L5 generalized coordinates. Therefore, the kinematic constraints coefficients described in Bruno et al. (Bruno et al., 2015) were re-expressed so as to distinguish between the lumbar (S1/L5 generalised coordinate) and thoracic (L1/T12 generalised coordinate) sections in order to keep these two sections kinematically independent, as it was done by Christophy et al (Christophy et al., 2012). A body-specific coordinate system was defined for each vertebra in order to calculate directly the angles between S1 and L1 vertebrae (with z - x' - y'' rotation sequence, corresponding to flexion/extension then lateral bending then axial rotation) and to determine the global lumbar flexion-extension angle (first angle of the rotation sequence).

This generic model was then scaled to each gymnast through proportional coefficients based on distances between specific markers. The resulting models were also personalised to each participant in terms of pelvis and vertebrae geometries along with intervertebral joint centres locations. This was done on the basis of pelvis and vertebrae 3D-reconstructions made from the biplanar radiographic acquisitions (Dubousset et al., 2005; Humbert et al., 2008)(Figure 1, D and F). Location of the markers placed on the pelvis, the spine and the thorax was also personalised from

imagery data, as done previously for the lower limbs (Assi et al., 2016; Puchaud et al., 2020; Sauret et al., 2016).

Data processing and analysis

Joints kinematics during MAG movements was determined using a multibody kinematics optimization algorithm implemented in OpenSim 3.3 software, allowing the time courses of all the model generalized coordinates to be determined. Bodies kinematics was then calculated from inverse kinematics results in order to get position and orientation of each body of the model during movements.

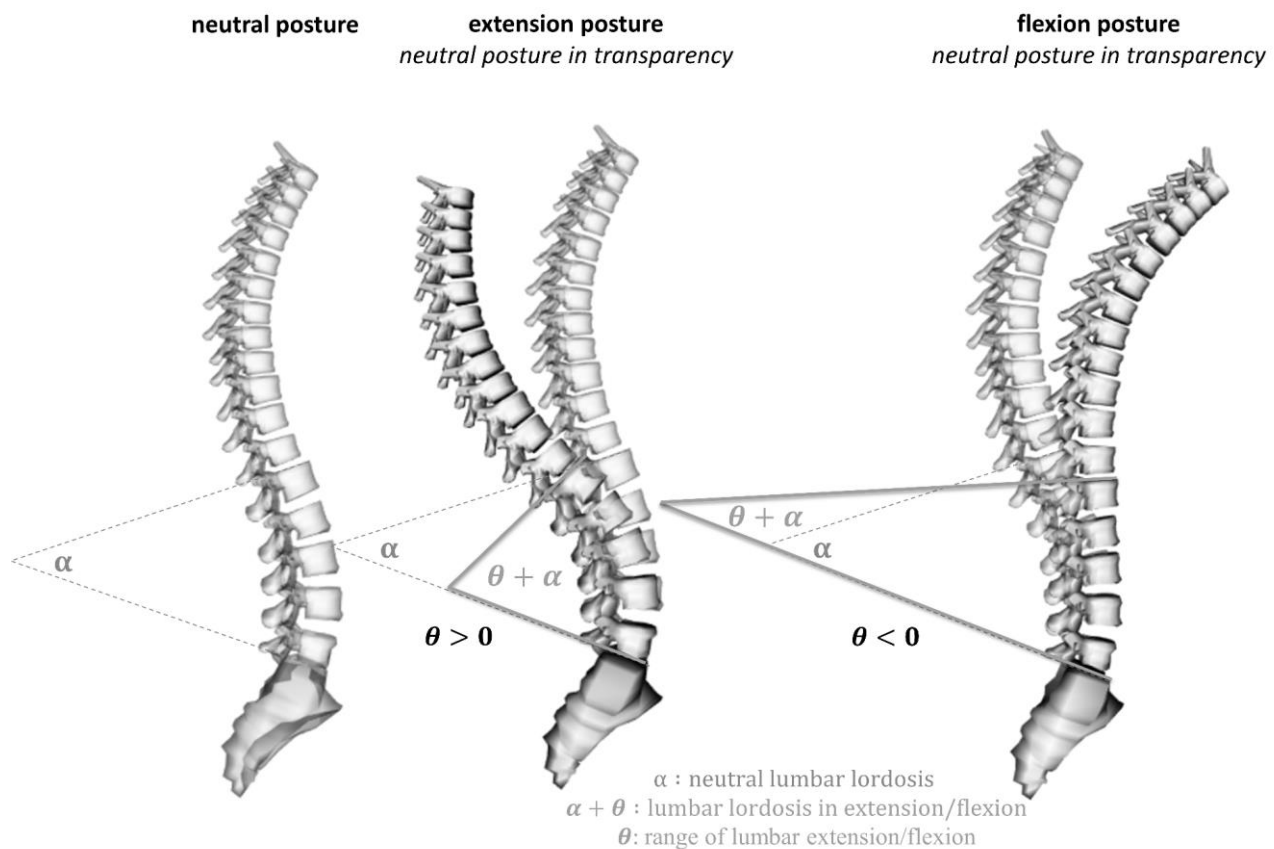


Figure 2. Schematic representation of the neutral posture along with the extension and flexion postures of the lumbar spine and associated angles calculated during the analysis.

The neutral lumbar lordosis (angle α on Figure 2) of each gymnast was calculated from the 3D-reconstructions made from the biplanar radiographic acquisitions of the participants taken in natural standing posture. For each gymnast, the time courses of the lumbar lordosis, averaged over the different repetitions of each movement, were calculated from body kinematics. Then, the

extension and flexion angles (angle θ on Figure 2) of the lumbar spine over time were also calculated for each gymnast by subtracting the neutral lumbar lordosis (i.e. α) from the calculated instantaneous lumbar lordosis. Hence, a positive angle value indicated a lumbar extension posture and a negative value indicated a lumbar flexion posture. The flexion-extension (FE) range of motion (ROM) of a movement was defined as the amplitude between the maximum of flexion and the maximum of extension within each movement.

Data from force-plates were retrieved to calculate peak GRFs on feet and/or hands for each acquisition. Only the most significant GRFs were analysed. Therefore, the landings of the *pike jump*, the *front handspring*, the *forward* and *backward tucked somersaults* were examined. The *back handspring* and *forward tucked somersault* take-off and also the hands ground contact phases of the *front* and *back handspring* were also analysed. GRFs were decomposed into a vertical component (perpendicular to the floor pointing upward), and an antero-posterior component (main direction of the movement). Values were then normalized in term of body weight (BW) and averaged over the different repetitions of each movement for each gymnast. Instances of peak GRFs were also regarded for the analysis of the lumbar spine curvature at ground impacts.

Given the sample size, individual outcomes are considered first for the study of the FE movements of the lumbar spine over movements. In view of the similar behavior observed between the gymnasts, averages and standard deviations over the six participants were then calculated as for maximum of lumbar flexion/extension, FE ROM, GRFs and lumbar flexion/extension angles at peak GRFs.

Regarding statistics, still with respect to the low number of participants, non-parametric statistical tests for paired data of Wilcoxon (rank sum test) were conducted using the R software (R 4.2.0, R Core Team). The significance level was chosen at $\alpha=0.05$ and every probability (p-values) was reported as well as the effect sizes (r). Effect sizes are considered small if $r < 0.3$, moderate if $0.3 \leq r < 0.5$ and large if $r \geq 0.5$. In the results section, for readability purpose, only differences for which p-values are lower than 0.05 and effect sizes are large were specified.

Results

MAG movements performed are illustrated in figure 3, which shows also the main events considered further in the analysis. Results describe first the FE movements of the lumbar spine during MAG movements and compare movements in terms of maximum of lumbar flexion and extension. In a second part, results focus on peak GRFs and on the values of lumbar flexion or extension at the instances of peak GRFs.

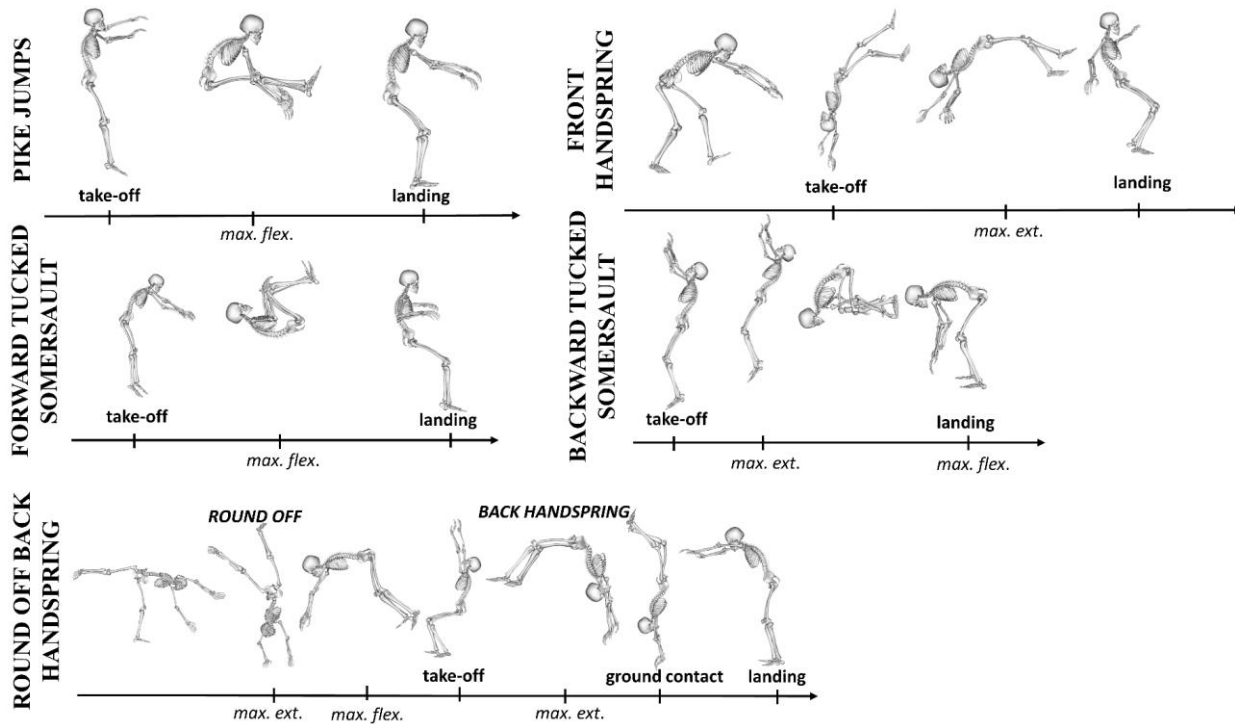


Figure 3. Illustration of the 6 MAG movements studied showing the main events considered further in the analysis.

Population description

Neutral lumbar lordosis values of the gymnasts ranged from 51° to 78° with an average value of $63^\circ \pm 10^\circ$ (66° , 78° , 61° , 56° , 69° , 51° , for participants 1 to 6, respectively).

Lumbar lordosis

MAG movements description

Figure 4 depicts the instantaneous angle of FE of the lumbar spine with reference to neutral lumbar lordosis (i.e. θ) for each participant and for each movement. Even if differences in terms of strategies of flexion and extension of the lumbar spine during movements could be observed based on the curves, comparable trends were found between the gymnasts and enabled to characterize each movement in term of FE movements of the lumbar spine. Hence, movements are described below.

Pike jumps started with a take-off during which gymnasts flexed and then extended their lumbar spine. During the jump, gymnasts raised their legs while flexing their lumbar spine up to a maximum of lumbar flexion ($|\theta| = 80^\circ \pm 13^\circ$ on average, resulting from a mean lumbar lordosis ($\theta + \alpha$) of $-17^\circ \pm 10^\circ$). Next, during the descending phase of the jump, gymnasts extended their lumbar spine while they straightened. At landing, they flexed their lumbar spine.

At the start of *rounds off*, gymnasts extended their lumbar spine up to a maximum of extension ($\theta=18^\circ\pm14^\circ$ on average, resulting from a mean lumbar lordosis ($\theta+\alpha$) of $80^\circ\pm15^\circ$) reached during the handstand. Next, gymnast flexed their lumbar spine up to the second take-off that engaged the *back handspring* and a lumbar extension up to a second maximum ($30^\circ\pm11^\circ$ on average, resulting from a mean lumbar lordosis of $92^\circ\pm12^\circ$) reached before the hands impacted the ground. Gymnasts flexed then their spine to support the landing.

At the start of *front handsprings* gymnasts extended their lumbar spine up to a maximum of extension ($9^\circ\pm6^\circ$ on average, resulting from a mean lumbar lordosis of $72^\circ\pm10^\circ$). Then, during the descending phase of the movement, gymnasts flexed their lumbar spine to support the landing.

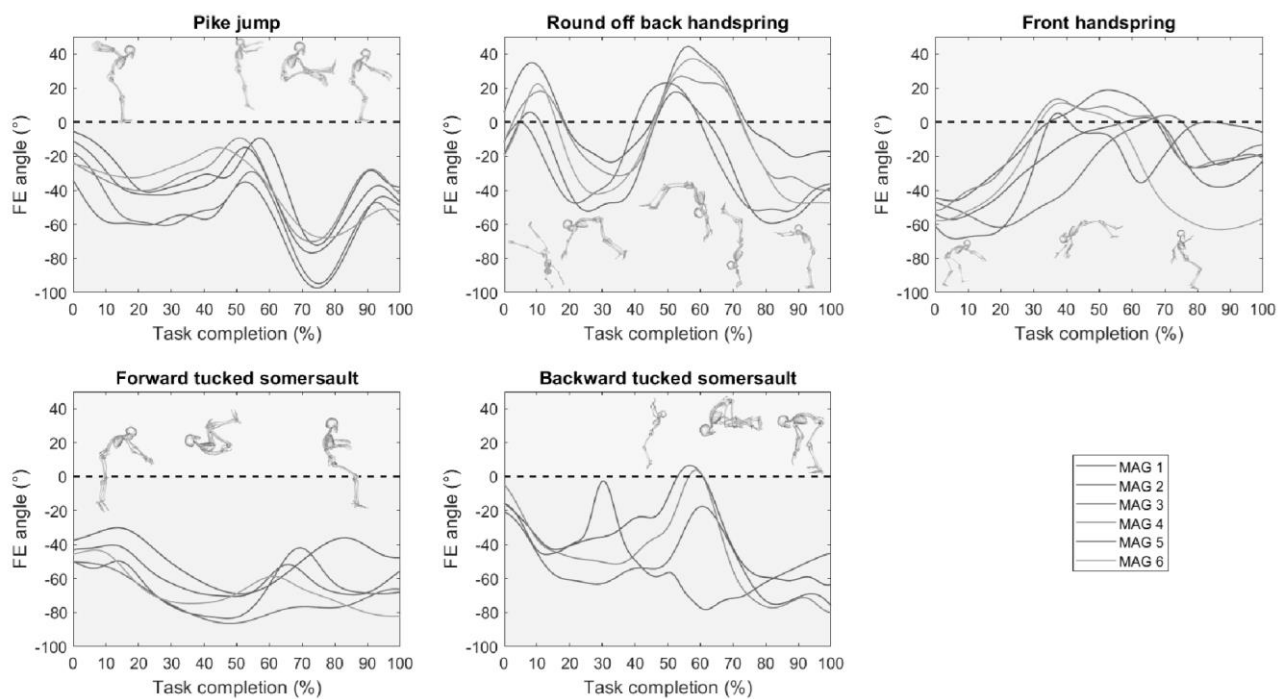


Figure 4. FE movements of the lumbar spine with reference to the neutral position, averaged over the repetitions of each movement for each gymnast. A positive (respectively negative) FE angle indicates the lumbar spine is in an extension (respectively flexion) posture. An increase (respectively decrease) of the FE angle shows the lumbar spine is extending (respectively flexing).

After the take-off of *forward tucked somersault*, gymnasts flexed their lumbar spine in order to reach the tucked posture ($78^\circ\pm8^\circ$ of lumbar flexion on average, resulting from a mean lumbar lordosis of $-14^\circ\pm12^\circ$). During the descending phase, the gymnasts straightened and extended their lumbar spine while staying in a lumbar flexion posture with reference to the neutral posture. At landing, the gymnasts flexed again their lumbar spine.

Backward tucked somersault started with a take-off during which gymnasts made a flexion-extension movement of the lumbar spine up to reach a maximum of extension (mean lumbar lordosis of $64^{\circ} \pm 7^{\circ}$). The gymnasts then flexed their lumbar spine to reach the tucked position. Landing was preceded by a slight straightening of the lumbar spine and at ground impact gymnasts flexed their lumbar spine.

MAG movements comparison

In terms of FE ROM (Figure 5), the movements involving the lumbar spine the most were the *round off back handspring* and the *backward tucked somersault* ($77^{\circ} \pm 7^{\circ}$ and $77^{\circ} \pm 6^{\circ}$ respectively) followed by the *front handspring* and the *pike jump* ($68^{\circ} \pm 6^{\circ}$ and $67^{\circ} \pm 9^{\circ}$ respectively) and then, the *forward tucked somersault* ($39^{\circ} \pm 5^{\circ}$). In terms of lumbar extension, the most demanding movement was the *round off back handspring* ($30^{\circ} \pm 11^{\circ}$), followed by the *front handspring* ($9^{\circ} \pm 6^{\circ}$) while the *pike jump* and the *forward tucked somersault* only involved the lumbar spine in flexion. Finally, the *pike jump* ($80^{\circ} \pm 13^{\circ}$), the *backward tucked somersault* ($79^{\circ} \pm 11^{\circ}$) and the *forward tucked somersault* ($78^{\circ} \pm 8^{\circ}$), required almost the same level of lumbar flexion while the *front handspring* ($59^{\circ} \pm 8^{\circ}$) and the *round off back handspring* ($47^{\circ} \pm 12^{\circ}$) required less lumbar flexion.

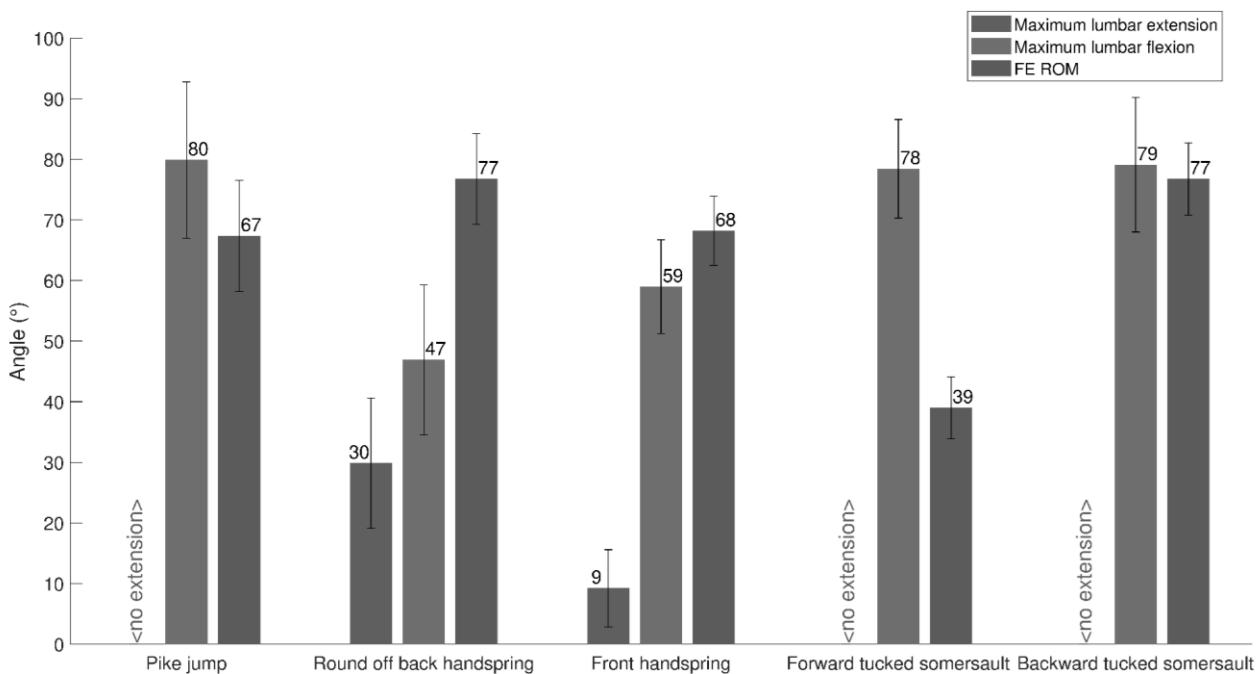


Figure 5. Maximum lumbar flexion, extension and FE ROM averaged over all participants for each movement.

Regarding statistics, the only difference that was found to be significant was between the range of flexion of the *pike jump* and the *front handspring* ($p=0.03$). All p -values and associated effect sizes are reported in supplementary materials (Tables S1 to S3).

Ground reaction forces

The vertical (respectively antero-posterior) component of peak GRFs accounted on average for 98 % (respectively 1 %) of the total force for landings on feet, 94 % (respectively 6 %) for take-off on feet, and 95 % (respectively 5 %) for hands ground contact phases. Therefore, GRFs are mainly vertical and antero-posterior. Peak total, vertical and antero-posterior GRFs of studied ground impacts are reported in figure 6. In addition, the reader must be aware that instances of peak vertical GRFs matched instances of peak total GRFs except for 5 % of the trials (with desynchronisation ranging from 5 to 10 ms) but higher desynchronisation was observed between peak total and antero-posterior GRFs in 86 % of trials, ranging from 5 to 90 ms.

Maximum ground reaction forces

Greatest total GRF was reached during the *forward tucked somersault* take-off with peak GRF of $10.1 \pm 0.9 \times \text{BW}$. Peak total GRFs higher than five times the body weight were also reached during landings on both feet of the *forward tucked somersault* ($7.2 \pm 0.7 \times \text{BW}$), the *backward tucked somersault* ($7.1 \pm 2.1 \times \text{BW}$), the *front handspring* ($6.4 \pm 1.2 \times \text{BW}$) and the *pike jump* ($6.2 \pm 1.1 \times \text{BW}$). The *back handspring* take-off –following the *round off*– exhibited smaller total GRFs of $4.1 \pm 0.5 \times \text{BW}$ on average. Finally, peak total GRFs during the hands ground contact phases of the *back* ($3.0 \pm 0.7 \times \text{BW}$) and *front handsprings* ($2.8 \pm 0.4 \times \text{BW}$) were smaller than those of all feet impacts analyzed and previously stated.

Considering vertical GRFs only, results were similar to those found when considering total GRFs, amplitudes being slightly lower (Figure 6). Considering antero-posterior GRFs, greatest force was also reached during the *forward tucked somersault* take-off ($2.5 \pm 0.6 \times \text{BW}$). Other impacts led to antero-posterior GRFs of the order of $1 \times \text{BW}$, except for hands ground contact phase of the *back handspring* that was weaker ($0.2 \pm 0.1 \times \text{BW}$) (Figure 6).

Regarding statistics, the *back handspring* take-off resulted in significantly lower total GRFs than both the *pike jump* landing ($p=0.03$) and the *front handspring* landing ($p=0.03$). During the two hands ground contact phases analysed (*back handspring* and *front handspring*), total GRFs were significantly lower than during take-off and landing on feet (*pike jump* landing, *back handspring* take-off and the *front handspring* landing) ($p=0.03$ in all of these cases). In terms of vertical GRFs,

differences which turned out to be significant were the same (and with same p-values) with the exception of the difference between the *back handspring* take-off and hands ground contact phase that was just above the significant threshold ($p=0.06$). In terms of antero-posterior GRFs, the hands ground contact phase of the *back handspring* resulted in significantly lower antero-posterior GRFs than during both the *pike jump* landing, the *back handspring* take-off, the *front handspring* landing and also the hands ground contact phase of the *front handspring* ($p=0.03$ for all). All p-values and associated effect sizes are reported in supplementary materials (Tables S4 to S6).

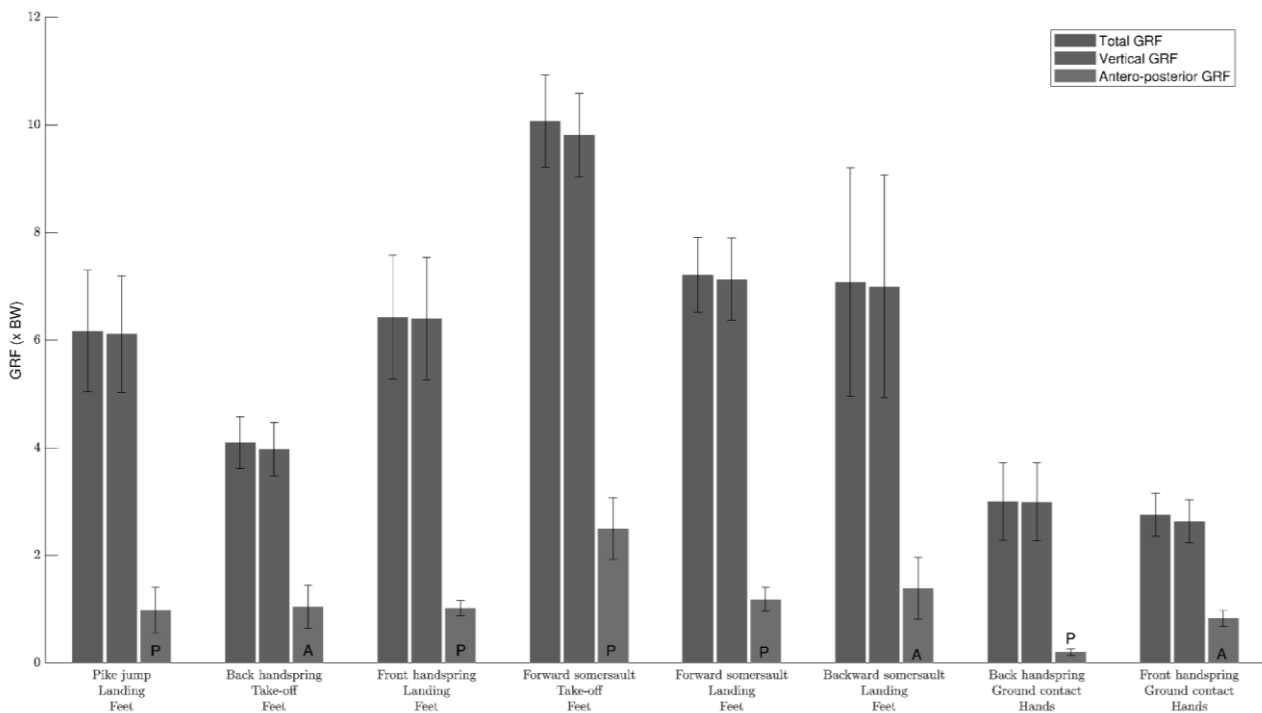


Figure 6. Averages and standard deviations of peak total, vertical and antero-posterior GRFs – P (respectively A) means the antero-posterior GRF was mostly in the posterior (respectively anterior) direction.

Lumbar lordosis at peak ground reaction forces

Figure 7 shows peak GRFs along with lumbar flexion and extension angles at the instances of peak GRFs. At landing and take-off on feet, the lumbar spine of gymnasts was in a flexed posture. At hands ground contact phase, the lumbar spine was in an extension posture for the *back handspring* in the case of MAG 1, MAG 4 and MAG 6 and for the *front handspring* in the case of MAG 4, whereas it was in a flexion posture for the others participants.

[insert Figure 7.]

Comparing the angles of flexion and extension of the lumbar spine at the instances of peak GRFs, the lumbar spine was in the most extreme flexion posture at *backward tucked somersault* landing with an average flexion of $63 \pm 8^\circ$ (resulting from mean lumbar lordosis of $0^\circ \pm 16^\circ$). This maximum was followed by the lumbar flexion at *forward tucked somersault* landing and take-off and then *back handspring* take-off and *pike jump* landing with average flexion of $51 \pm 13^\circ$, $45 \pm 5^\circ$, $36 \pm 10^\circ$ and $36 \pm 9^\circ$, respectively. As for the *front handspring* landing, lumbar lordosis values were close to their respective neutral values with an average flexion of $14^\circ \pm 6^\circ$. Regarding hands ground contact phases, for the *back handspring* three participants showed a lumbar extension of $28^\circ \pm 7^\circ$ on average whereas the other two showed a lumbar flexion of $10^\circ \pm 5^\circ$ on average (resulting from mean lumbar lordosis of $75^\circ \pm 19^\circ$ overall). Finally, for the *front handspring*, all gymnasts excepted MAG 4 exhibited a lumbar flexion of $19^\circ \pm 13^\circ$ (resulting from mean lumbar lordosis of $48^\circ \pm 13^\circ$ overall), and MAG 4 exhibited a lumbar lordosis value close to its neutral value (slight extension of 4°).

Regarding statistics, the lumbar flexion at *pike jump* landing was significantly greater than during both the lumbar flexion at *front handspring* landing and at hands ground contact phase ($p=0.03$ in both cases). All p-values and associated effect sizes are reported in supplementary materials (Table S7).

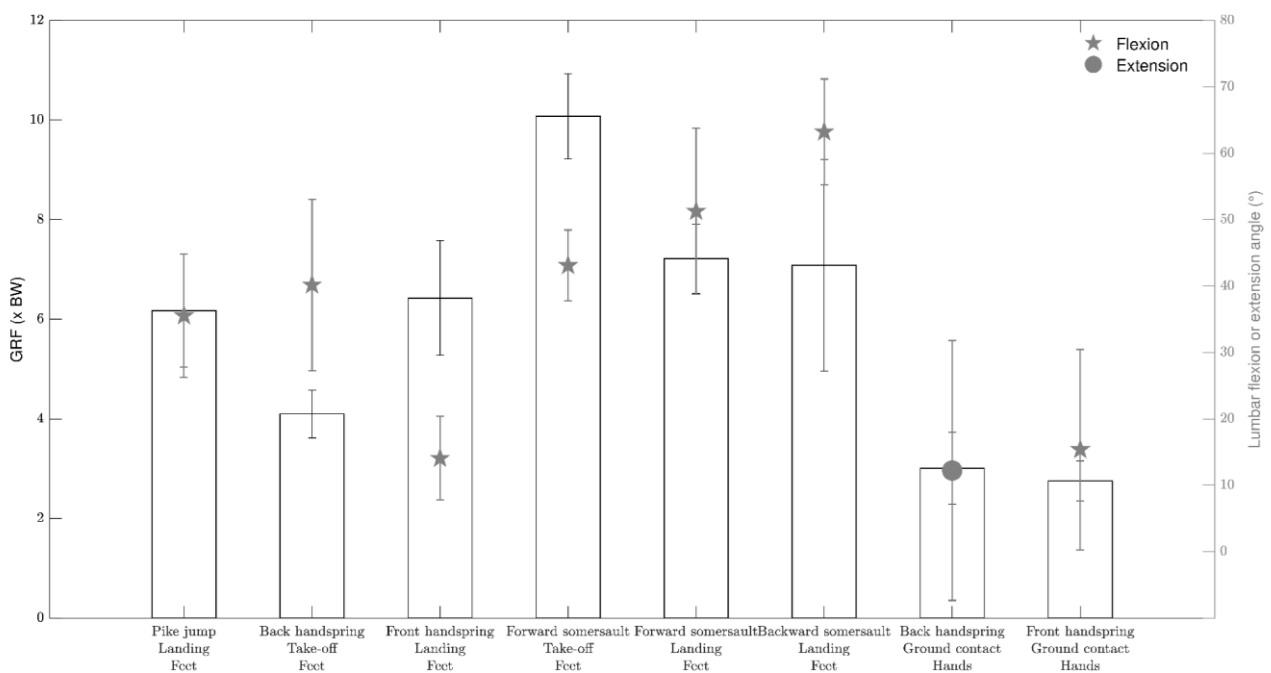


Figure 7. Averages and standard deviations of peak total GRFs (left axis) at impacts and lumbar flexion and extension angles with reference to the neutral position at the instances of peak GRFs (right axis).

Discussion and implications

The aim of the current study was to compare lumbar lordosis and peak GRFs during five typical MAG movements, as well as the lumbar lordosis at the instances of peak GRFs in order to identify the movements that pose the highest risk of lumbar spine injury.

Lumbar lordosis

During all investigated movements, certain strategies of lumbar spine FE were common to the different movements, such as the take-off, that was associated with a movement of flexion followed by an extension of the lumbar spine. As for the landing, in the case of movements requiring lumbar spine hyperextension (*round off back handspring*, *front handspring* and *backward tucked somersault*), gymnasts flexed their lumbar spine during the descending phase of the movement to support the ground impact. Throughout the *pike jump* and *forward tucked somersault* the lumbar spine of gymnasts was in a flexed posture, and landings of these two movements occurred while gymnasts straightened. In the case of these two movements, gymnasts consequently flexed their lumbar spine at the time of impact. *Round off back handspring* and *front handspring* required lumbar hyperextension postures that are more likely to cause injury than lumbar flexion postures (Pimentel et al., 2020; Watkins, 2002). In addition, the *round off back handspring* mobilised the lumbar spine from extreme flexion to extreme extension, and vice-versa, which is also known to place considerable stress on the spine (Desai et al., 2019).

Ground reaction forces

Identification of MAG movements with the highest GRFs

Peak vertical GRFs in artistic gymnastics, particularly at landings, have already been studied and results of the present study were found to be consistent (reaching $9.8 \pm 0.8 \times \text{BW}$) with previous reported results. Indeed, Hall (Hall, 1986) found average vertical GRF of $6.0 \pm 0.6 \times \text{BW}$ at *front handspring* landing with WAG. In another study, Wade et al (Wade et al., 2012) reported peak vertical GRFs during *drop* landing ($6.7 \pm 1.3 \times \text{BW}$), *backsault* landing ($10.3 \pm 1.7 \times \text{BW}$) and *plyometric frontsault* landing ($9.3 \pm 1.7 \times \text{BW}$) with WAG. Because the high forces involved would result in particularly high stress across joints, ground impacts are associated with particularly high risk of injury (Desai et al., 2019; Hall, 1986; Wade et al., 2012).

In the present study, the maximum GRF was experienced for *forward tucked somersault* take-off that followed a run-up, in line with the objective of the take-off, i.e. generate maximum velocity

(Nyman, 2019). Smaller GRFs found at landings were in accordance with the objective of landing, i.e. to absorb the high forces resulting from ground impact (Nyman, 2019). However, the *back handspring* take-off showed smaller peak GRF than all landings, quite logically, as gymnasts used the velocity gained during the *round off* to generate the necessary vertical velocity for the *back handspring*. The smallest GRFs concerned the hands ground contact phases, where peak GRFs were still as high as $3.0 \pm 0.7 \times BW$ and were distributed over the wrists, which are joints of smaller area when compared to the lower limbs joints, which would induce significant stress (Desai et al., 2019). All above considerations are still valid when considering only the vertical component of GRF as it represents between 94% and 98% of peak GRFs. Antero-posterior GRFs were in the order $1 \times BW$ and reached up to $2.5 \times BW$ during *forward tucked somersault* take-off. Yet such tangential forces can lead to shear forces within IVDs, that should not be underestimated with regard to the risk of injury (Tavakoli & Costi, 2018).

Identification of lumbar spine postures at risk of injury during ground impacts

The degrees of lumbar flexion and extension were analysed at the time of peak GRFs. Wade et al (Wade et al., 2012) have undertaken a similar work with WAG and showed that gymnasts flexed their lumbar spine before ground contact and continued throughout GRF absorption. In the same study, authors highlighted that at extreme lumbar flexion, back muscles are less activated and consequently the large loads experienced during impacts are even more likely to induce stress in the lumbar spine. However, authors seemed to agree that slight flexion of the spine along with-simultaneous flexion of hip, knees and ankles helps to accommodate landing by optimizing axial load distribution, limiting the risk of injuries (Nyman, 2019; Sonvico et al., 2019; Wade et al., 2012).

Results of the present study confirmed that the lumbar spine of gymnasts was in a flexed posture at landings. However, lumbar lordosis values were close to their respective neutral values in the case of the *front handspring* landing, largely due to the inability of the gymnasts to perform a perfect landing and some of them were consequently particularly backward. In addition, it was observed that the *backward* and *forward tucked somersault*, which exhibited the highest GRFs at landing, were also the movements with the most extreme lumbar flexion posture at landing. Considering Wade et al (Wade et al., 2012), the *tucked somersaults* resulted in particularly high lumbar stresses at landing. As for the *pike jump*, at landing, gymnasts were in a less extreme flexion posture while experiencing less GRFs and consequently this movement posed a lower risk for lumbar spine injury. During the hands ground contact phase of *back handspring*, the lumbar spine was in a hyperextension posture in the case of three participants. Similarly to extreme flexion, extreme extension is also associated with high loads, meaning that the lumbar spine experiences major stress

because hyperextension shifts loads posteriorly and as a result, increases intervertebral shear forces (Hall, 1986).

Limitations

This study is not free of limitations. Firstly, the number of participants is limited and participants were all young. Hence, the transferability of the results to an older population of gymnasts should be done with caution before results are verified in an older cohort. In addition, results of statistical tests must be interpreted carefully. Indeed, certain differences were not found to be significant at the threshold 0.05 but were close to 0.05 (and still with a large effect size), and were based on a very limited number of participants. This is the case, for instance, of the *forward* and *backward tucked somersaults* that only five and four gymnasts respectively succeeded to perform in the laboratory conditions. The authors therefore invite the readers to also consider with interest the differences close to be significant ($p < 0.1$) and with large effect size that were reported in supplementary material. However, even if the enrolment of a larger population would be beneficial for statistics, the results provided by this study already allowed for some trends to be highlighted so that coaches may be aware of the potential stresses on the spine induced by certain movements or particular parts of the movements.

Secondly, studied movements only represent a small portion of all possible MAG movements performed on the floor or on the apparatus. However, the ranges of the movements studied (frontward or backward, with or without run-up, existence of hands ground contact phase, etc.) allow certain conclusions to be extended to other artistic gymnastic movements.

Thirdly, the computed lumbar lordosis during the movements was reliant on a kinematic model. Hence, results inherently depend on the model accuracy. However, in this study, the model was personalised for every participant based on medical images. This process should limit the sources of model inaccuracies.

Finally, the parameters quantified in this study were assumed to reflect the risk of intervertebral stress. This choice was based on previous works (D'Hemecourt & Luke, 2012; Hall, 1986; Sonvico et al., 2019; Wade et al., 2012) but these hypothesis should be verified by further studies assessing the intervertebral forces (i.e. shear or compressive forces) during the studied movements. This could be done through deeper analyses, including inverse dynamics and static (or dynamic) optimization computations, which primarily require body segment inertial parameters and muscle parameters of the musculoskeletal model to be accurately personalised. However, these elements still remain challenging for the biomechanics community.

Practical implications

Under the assumptions formulated in the introduction that extreme lumbar spine flexion and extension postures and high GRFs increase intervertebral stresses, results presented above emphasised that: i) *round off back handspring* is the movement that poses the greatest risk of injury with regard to lumbar spine extreme flexion and extension postures; ii) *forward and backward tucked somersaults* were the movements that give rise to the highest GRFs; and iii) regarding the combination of high spinal curvatures and high level of peak GRFs, *forward and backward tucked somersaults and back handspring* posed the highest risk of injury. In the case of these latter movements, the correct activation of the erector spinae and the abdominal muscles is crucial, particularly at ground impacts in order to stabilise the spine and consequently reduce the risk of injury. This last point requires a special care from coaches during learning stages.

Overall the results of this study enable back pain prevention in gymnastics through training adaptations such as:

- The reduction of the number of repetitions of the identified movements.
- More targeted training adjustments for gymnasts identified as having musculoskeletal specificities that increase the risk of injuries or being in a vulnerable time (growth period, post-injury follow-up, *etc*).
- Changes in learning skills of the identified movements in order to reduce stress on the lumbar spine by soliciting other joints.

Conclusion

The aim of the present study was to compare the extreme values of lumbar lordosis and peak GRFs during five typical floor movements of MAG, as well as the lumbar lordosis at the instances of peak GRFs occurrence in order to identify the movements that are the most at risk of injury for the lumbar spine. The results have highlighted the movements that put the most stress on the lumbar spine because they involved either extreme flexion and/or extension or high GRFs or extreme lumbar postures at ground impacts. In view of the results and the training adaptations suggested, this study may help gymnastic coaches and medical staff to design more spine friendly trainings.

Acknowledgements

This work was supported by the French Gymnastics Federation; and the French ministry of sports under Grant 19r33.

Disclosure statement

No potential competing interest was reported by the authors.

References

- Adams, M. A. (2004). Biomechanics of back pain. *Acupuncture in Medicine*, 22(4), 178–188. <https://doi.org/10.1136/aim.22.4.178>
- Assi, A., Sauret, C., Massaad, A., Bakouny, Z., Pillet, H., Skalli, W., & Ghanem, I. (2016). Validation of hip joint center localization methods during gait analysis using 3D EOS imaging in typically developing and cerebral palsy children. *Gait and Posture*, 48, 30–35. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.04.028>
- Bruno, A. G., Bouxsein, M. L., & Anderson, D. E. (2015). Development and validation of a musculoskeletal model of the fully articulated thoracolumbar spine and rib cage. *Journal of Biomechanical Engineering*, 137(8), 081003. <https://doi.org/10.1115/1.4030408>
- Christophy, M., Senan, N. A. F., Lotz, J. C., & O'Reilly, O. M. (2012). A Musculoskeletal model for the lumbar spine. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 11(1–2), 19–34. <https://doi.org/10.1007/s10237-011-0290-6>
- D'Hemecourt, P. A., & Luke, A. (2012). Sport-Specific Biomechanics of Spinal Injuries in Aesthetic Athletes (Dancers, Gymnasts, and Figure Skaters). *Clinics in Sports Medicine*, 31(3), 397–408. <https://doi.org/10.1016/j.csm.2012.03.010>
- De Jonge, M. C., & Kramer, J. (2014). Spine and sport. *Seminars in Musculoskeletal Radiology*, 18(3), 246–264. <https://doi.org/10.1055/s-0034-1375568>
- Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., Guendelman, E., & Thelen, D. G. (2007). OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(11), 1940–1950. <https://doi.org/10.1109/TBME.2007.901024>
- Desai, N., Vance, D. D., Rosenwasser, M. P., & Ahmad, C. S. (2019). Artistic gymnastics injuries; Epidemiology, evaluation, and treatment. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 27(13), 459–467. <https://doi.org/10.5435/JAAOS-D-18-00147>
- Dubousset, J., Charpak, G., Dorion, I., Skalli, W., Lavaste, F., Deguise, J., Kalifa, G., Ferey, S., Chouard, M. C. H., Picard, M. J., Menkès, M. C. J., Paolaggi, M. J. B., Sraer, M. J. D., Vichard, M. P., Kenesi, M. C., Arthuis, M. M., & De Gennes, M. J. L. (2005). A new 2D and 3D imaging approach to musculo-skeletal physiology and pathology with low-dose radiation and the standing position: The EOS system. *Bulletin de l'Academie Nationale de Medecine*, 189(2), 287–300. [https://doi.org/10.1016/s0001-4079\(19\)33584-8](https://doi.org/10.1016/s0001-4079(19)33584-8)
- Goulart, N. B. A., Lunardi, M., Waltrick, J. F., Link, A., Garcias, L., Melo, M. de O., Oliva, J. C., & Vaz, M. A. (2016). Injuries prevalence in elite male artistic gymnasts. *Revista Brasileira de Educação Física e Esporte*, 30(1), 79–85. <https://doi.org/10.1590/1807-55092016000100079>
- Hall, S. J. (1986). Mechanical contribution to lumbar stress injuries in female gymnasts. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 18(6), 599–602.
- Humbert, L., Carlioz, H., Baudoin, A., Skalli, W., & Mitton, D. (2008). 3D Evaluation of the acetabular coverage assessed by biplanar X-rays or single anteroposterior X-ray compared with CT-scan. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 11(3), 257–262. <https://doi.org/10.1080/10255840701760423>
- Kruse, D., & Lemmen, B. (2009). Spine injuries in the sport of gymnastics. *Current Sports Medicine Reports*, 8(1), 20–28. <https://doi.org/10.1249/JSR.0b013e3181967ca6>
- Maffulli, N., Longo, U. G., Gougoulas, N., Loppini, M., & Denaro, V. (2010). Long-term health

- outcomes of youth sports injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 44(1), 21–25. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2009.069526>
- Nyman, E. (2019). Biomechanics of gymnastics. In Springer Nature Switzer AG 2020 (Ed.), *Gymnastics Medicine: Evaluation, Management and Rehabilitation* (pp. 27–54). https://doi.org/10.1007/978-3-030-26288-4_3
- Paxinos, O., Mitrogiannis, L., Papavasiliou, A., Manolarakis, E., Siempenou, A., Alexelis, V., & Karavasili, A. (2019). Musculoskeletal injuries among elite artistic and rhythmic Greek gymnasts: A ten-year study of 156 elite athletes. *Acta Orthopaedica Belgica*, 85(2), 145–149.
- Pimentel, R., Potter, M. N., Carollo, J. J., Howell, D. R., & Sweeney, E. A. (2020). Peak sagittal plane spine kinematics in female gymnasts with and without a history of low back pain. *Clinical Biomechanics*, 76, 105019. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2020.105019>
- Puchaud, P., Sauret, C., Muller, A., Bideau, N., Dumont, G., Pillet, H., & Pontonnier, C. (2020). Accuracy and kinematics consistency of marker-based scaling approaches on a lower limb model: a comparative study with imagery data. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 23(3), 114–125. <https://doi.org/10.1080/10255842.2019.1705798>
- Raabe, M. E., & Chaudhari, A. M. W. (2016). An investigation of jogging biomechanics using the full-body lumbar spine model: Model development and validation. *Journal of Biomechanics*, 49(7), 1238–1243. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.02.046>
- Sauret, C., Pillet, H., Skalli, W., & Sangeux, M. (2016). On the use of knee functional calibration to determine the medio-lateral axis of the femur in gait analysis: Comparison with EOS biplanar radiographs as reference. *Gait & Posture*, 50, 180–184. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.09.008>
- Sonvico, L., Spencer, S. M., Fawcett, L., Bucke, J., Heneghan, N. R., & Rushton, A. (2019). Investigation of Optimal Lumbar Spine Posture During a Simulated Landing Task in Elite Gymnasts. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 14(1), 65–73. <https://doi.org/10.26603/ijsp20190065>
- Tavakoli, J., & Costi, J. J. (2018). New insights into the viscoelastic and failure mechanical properties of the elastic fiber network of the inter-lamellar matrix in the annulus fibrosus of the disc. *Acta Biomaterialia*, 77, 292–300. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2018.07.023>
- Wade, M., Campbell, A., Smith, A., Norcott, J., & O'Sullivan, P. (2012). Investigation of spinal posture signatures and ground reaction forces during landing in elite female gymnasts. *Journal of Applied Biomechanics*, 28(6), 677–686. <https://doi.org/10.1123/jab.28.6.677>
- Watkins, R. G. (2002). Lumbar disc injury in the athlete. *Clinics in Sports Medicine*, 21(1), 147–165. [https://doi.org/10.1016/S0278-5919\(03\)00063-2](https://doi.org/10.1016/S0278-5919(03)00063-2)
- Wilson, F., Ardern, C. L., Hartvigsen, J., Dane, K., Trompeter, K., Trease, L., Vinther, A., Gissane, C., McDonnell, S. J., Caneiro, J. P., Newlands, C., Wilkie, K., Mockler, D., & Thornton, J. S. (2021). Prevalence and risk factors for back pain in sports: A systematic review with meta-Analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 55(11), 601–607. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2020-102537>
- Xia, D. D., Lin, S. L., Wang, X. Y., Wang, Y. L., Xu, H. M., Zhou, F., & Tan, J. (2015). Effects of shear force on intervertebral disc: an in vivo rabbit study. *European Spine Journal*, 24(8), 1711–1719. <https://doi.org/10.1007/s00586-015-3816-2>

Supplementary materials

Article: Which typical floor movements of men's artistic gymnastics result in the most extreme lumbar lordosis and ground reaction forces?

These supplementary materials present all statistical results, i.e. p-value and effect size. To assist the reader in identifying cases where both p-value was significant (i.e. <0.05) and effect size was large (i.e. >0.5), cells were colored in green. Cases where both p-value was higher than 0.05 and lower than 0.10, and effect size was large were highlighted by a cell colored in orange.

Lumbar flexion/extension

Table S1 : p-values and effect sizes in brackets for Wilcoxon tests on extension angles

In green, $p < 0.05$ and large effect size. In orange, p-value close to be significant ($p < 0.1$) and large effect size.

	Round off back handspring	Front handspring
Round off back handspring	-	0.063 (0.905)
Front handspring	-	-

Table S2 : p-values and effect sizes in brackets for Wilcoxon tests on flexion angles

In green, $p < 0.05$ and large effect size. In orange, p close to be significant ($p < 0.1$) and large effect size.

	Pike jump	Round off back handspring	Front handspring	Forward tucked somersault	Backward tucked somersault
Pike jump	-	0.063 (0.905)	0.031 (0.899)	0.625 (0.302)	1.000 (0)
Round off back handspring	-	-	0.063 (0.063)	0.125 (0.913)	0.250 (0.926)
Front handspring	-	-	-	0.063 (0.905)	0.125 (0.913)
Forward tucked somersault	-	-	-	-	0.500 (0.617)
Backward tucked somersault	-	-	-	-	-

Table S3 : p-values and effect sizes in brackets for Wilcoxon tests on ROM values

In green, $p < 0.05$ and large effect size. In orange, p close to be significant ($p < 0.1$) and large effect size.

	Pike jump	Round off back handspring	Front handspring	Forward tucked somersault	Backward tucked somersault
Pike jump	-	0.125 (0.784)	1.000 (0.043)	0.063 (0.905)	0.125 (0.913)

Round off back handspring	-	-	0.063 (0.063)	0.125 (0.913)	1.000 (0)
Front handspring	-	-	-	0.063 (0.905)	0.250 (0.730)
Forward tucked somersault	-	-	-	-	0.250 (0.926)
Backward tucked somersault	-	-	-	-	-

Ground reaction forces

Table S4 : p-values and effect sizes in brackets for Wilcoxon tests on peak total GRFs. (L) : landing, (TO) : take-off, (HG) : hands ground contact. In green, $p < 0.05$ and large effect size. In orange, p close to be significant ($p < 0.1$) and large effect size.

	Pike jump (L)	Back handspring (TO)	Front handspring (L)	Forward tucked somersault (TO)	Forward tucked somersault (L)	Backward tucked somersault (L)	Back handspring (HG)	Front handspring (HG)
Pike jump (L)	-	0.031 (0.899)	0.438 (0.385)	0.063 (0.905)	0.313 (0.543)	0.250 (0.926)	0.031 (0.899)	0.031 (0.899)
Back handspring (TO)	-	-	0.031 (0.899)	0.063 (0.905)	0.063 (0.905)	0.250 (0.926)	0.031 (0.899)	0.031 (0.899)
Front handspring (L)	-	-	-	0.063 (0.905)	0.188 (0.663)	0.500 (0.617)	0.031 (0.899)	0.031 (0.899)
Forward tucked somersault (TO)	-	-	-	-	0.063 (0.905)	0.500 (0.949)	0.063 (0.905)	0.063 (0.905)
Forward tucked somersault (L)	-	-	-	-	-	1.000 (0.316)	0.063 (0.905)	0.063 (0.905)
Backward tucked somersault (L)	-	-	-	-	-	-	0.250 (0.926)	0.250 (0.926)
Back handspring (HG)	-	-	-	-	-	-	-	0.563 (0.300)
Front handspring (HG)	-	-	-	-	-	-	-	-

Table S5 : p-values and effect sizes in brackets for Wilcoxon tests on peak vertical GRFs. (L) : landing, (TO) : take-off, (HG) : hands ground contact.

In green, $p < 0.05$ and large effect size. In orange, p close to be significant ($p < 0.1$) and large effect size.

	Pike jump (L)	Back handspring (TO)	Front handspring (L)	Forward tucked somersault (TO)	Forward tucked somersault (L)	Backward tucked somersault (L)	Back handspring (HG)	Front handspring (HG)
Pike jump (L)	-	0.031 (0.899)	0.438 (0.385)	0.063 (0.905)	0.313 (0.543)	0.250 (0.926)	0.031 (0.899)	0.031 (0.899)
Back handspring (TO)	-	-	0.031 (0.899)	0.063 (0.905)	0.063 (0.905)	0.250 (0.926)	0.063 (0.813)	0.031 (0.899)
Front handspring (L)	-	-	-	0.063 (0.905)	0.188 (0.663)	0.500 (0.617)	0.031 (0.899)	0.031 (0.899)
Forward tucked somersault (TO)	-	-	-	-	0.063 (0.905)	0.500 (0.949)	0.063 (0.905)	0.063 (0.905)
Forward tucked somersault (L)	-	-	-	-	-	1.000 (0.316)	0.063 (0.905)	0.063 (0.905)
Backward tucked somersault (L)	-	-	-	-	-	-	0.250 (0.926)	0.250 (0.926)
Back handspring (HG)	-	-	-	-	-	-	-	0.438 (0.385)
Front handspring (HG)	-	-	-	-	-	-	-	-

Table S6 : p-values and effect sizes in brackets for Wilcoxon tests on peak antero-posterior GRFs. (L) : landing, (TO) : take-off, (HG) : hands ground contact.

In green, $p < 0.05$ and large effect size. In orange, p close to be significant ($p < 0.1$) and large effect size.

	Pike jump (L)	Back handspring (TO)	Front handspring (L)	Forward tucked somersault (TO)	Forward tucked somersault (L)	Backward tucked somersault (L)	Back handspring (HG)	Front handspring (HG)
Pike jump (L)	-	0.844 (0.128)	0.563 (0.300)	0.063 (0.905)	0.313 (0.543)	0.500 (0.617)	0.031 (0.899)	0.438 (0.385)
Back handspring (TO)	-	-	1.000 (0.043)	0.063 (0.905)	1.000 (0.060)	0.500 (0.617)	0.031 (0.899)	0.313 (0.471)
Front handspring (L)	-	-	-	0.063 (0.905)	0.313 (0.543)	0.500 (0.617)	0.031 (0.899)	0.094 (0.728)
Forward tucked somersault (TO)	-	-	-	-	0.063 (0.905)	0.500 (0.949)	0.063 (0.905)	0.063 (0.905)
Forward tucked somersault (L)	-	-	-	-	-	1.000 (0.316)	0.063 (0.905)	0.063 (0.905)
Backward tucked somersault (L)	-	-	-	-	-	-	0.250 (0.926)	0.500 (0.617)
Back handspring (HG)	-	-	-	-	-	-	-	0.031 (0.899)
Front handspring (HG)	-	-	-	-	-	-	-	-

Lumbar flexion/extension angles at peak ground reaction force instants

Table S7 : p-values and effect sizes in brackets for Wilcoxon tests on lumbar flexion and extension angles at impacts. (L) : landing, (TO) : take-off, (HG) : hands ground contact.

In green, $p < 0.05$ and large effect size. In orange, p close to be significant ($p < 0.1$) and large effect size.

	Pike jump (L)	Back handspring (TO)	Front handspring (L)	Salto forward (TO)	Salto forward (L)	Salto backward (L)	Back handspring (HG)	Front handspring (HG)
Pike jump (L)	-	1.000 (0.060)	0.031 (0.899)	0.250 (0.730)	0.063 (0.905)	0.250 (0.926)	0.063 (0.905)	0.031 (0.899)
Back handspring (TO)	-	-	0.063 (0.905)	0.250 (0.730)	0.125 (0.913)	0.500 (0.949)	0.063 (0.905)	0.063 (0.905)
Front handspring (L)	-	-	-	0.125 (0.913)	0.063 (0.905)	0.250 (0.926)	0.063 (0.905)	0.844 (0.128)
Salto forward (TO)	-	-	-	-	0.250 (0.730)	1.000 (1.000)	0.125 (0.913)	0.125 (0.913)
Salto forward (L)	-	-	-	-	-	0.500 (0.949)	0.125 (0.913)	0.063 (0.905)
Salto backward (L)	-	-	-	-	-	-	0.500 (0.949)	0.250 (0.926)
Back handspring (HG)	-	-	-	-	-	-	-	0.063 (0.905)
Front handspring (HG)	-	-	-	-	-	-	-	-

D.2 Communications orales

D.2.1 Congrès de la Société de Biomécanique, 2020

Contribution of hip extension and lumbar lordosis during back walkover performed by rhythmic and woman artistic gymnasts: a preliminary study

C. Eyssartier^a, Y. Poulet^{a,b}, T. Marsan^a, L. Valdes-Tamayo^a, S. El Oujaji^a, M. Robert^c, P. Billard^c, P. Thoreux^{a,d} and C. Sauret^{a,b}

^aInstitut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers Institute of Technology, Paris, France; ^bCentre d'Études et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés, Institution Nationale des Invalides, Créteil, France; ^cFédération Française de Gymnastique, Paris, France; ^dSorbonne Paris-Cité, AP-HP Hôpital Avicenne, Université Sorbonne Paris Nord, Bobigny, France

1. Introduction

Gymnastics practice necessitates a very wide range of motion of the lumbar spine, especially during back walkovers (Hall 1986). Besides, literature highlighted that simple tasks such as forward and backward bending require coordination between lumbar spine and hips movements (Lee and Wong 2002). This suggests that a back walkover, starting with a back extension enabling the gymnast to reach a bridge posture, involves a very special relationship between the lumbar spine and the hip joint of the rear leg. Rhythmic and artistic gymnasts have different approaches of performing back walkovers that are visually apparent and that suggest that rhythmic gymnasts have a more flexible spine. However, considering the close correlation between the joints movements of the spine-pelvis complex, it can be hypothesised that the hip extension may facilitate the tilt of the sacral surface and consequently, is expected to have a critical role in achieving a back walkover.

The aim of this work was to evaluate the timing and magnitude of hip extension and lumbar spine contribution to back walkover for both populations of gymnasts to assess to what extent hip extension affects performance.

2. Methods

2.1. Experimental data

Two rhythmic (GR001 and GR002) and one artistic (GAF01) elite gymnasts consented to participate in this preliminary study. Eighty-eight reflective markers were placed on their body, including 5 on their pelvis and 4 on the spine (L5, T12, T8 and C7). The 3D location of the markers were tracked at 200 Hz by a 14-cameras optoelectronic motion capture system (Vicon system, hardware: 1.3/2.2 Vero cameras; Nexus 2 software; Oxford Metrics, UK). For each subject, a static acquisition in upright standing position was performed, followed by three back walkovers. Subjects also underwent low dose biplanar radiographs (EOS system, EOS imaging, France) in the EOS recommended standing upright posture, without removing the markers.

2.2. Full-body model

A three-dimensional linked-segment full-body model was used to simulate the movement and compute the biomechanical parameters of interest that are the lumbar lordosis and both the hip extension and knee flexion angles of the rear leg.

This model, creating using the open-source musculoskeletal simulation software OpenSim, was developed specifically for biomechanical analysis of gymnastic movements with high ranges of spine flexion and extension. It includes a fully articulated spine with distribution constraints of the lordosis in the lumbar spine based on the works of Christophy et al. (2012). The same approach was applied to the thoracic and cervical spine. The generic model was scaled to the subjects with OpenSim scaling tool. The resulting model was then personalised for the pelvis and the full spine from their 3D reconstructions based on biplanar radiographs. The intervertebral joints centre locations were defined at the centroid of the intervertebral discs allowing personalised spinal curvatures to be implemented. Finally, the lumbar lordosis was computed as the generalized coordinate L5/S1, which is zero in neutral position, to which was added the initial lumbar lordosis measured on radiographs (55°, 64° and 71° for the 3 gymnasts).

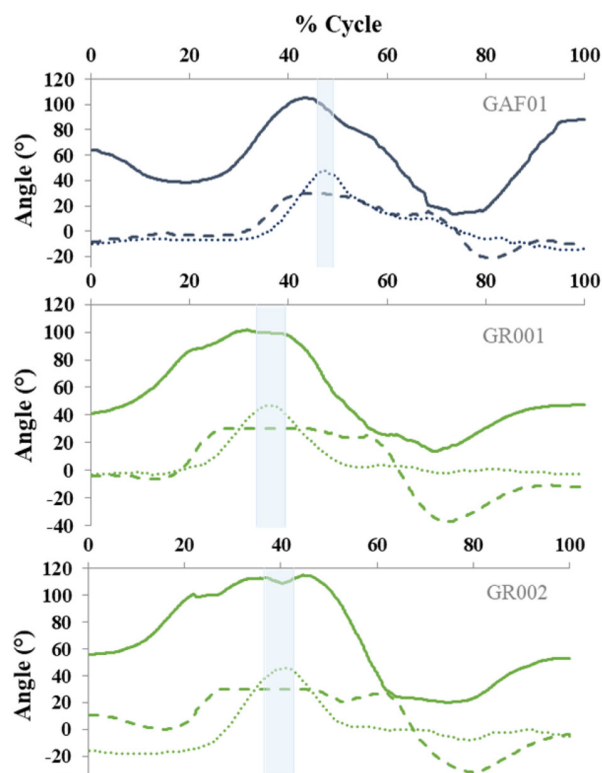


Figure 1. Time courses of lumbar lordosis (solid), hip extension (dash) and knee flexion (dot) angles during a back walkover for the 3 gymnasts. Hip extension and knee flexion values are plot positive. The blue bands represent cycle parts where bridge posture was hold.

2.3. Data processing

The evolution of the lumbar lordosis, hip extension and knee flexion during back walkover movements was determined using the inverse kinematics algorithm implemented in OpenSim software. For this step, markers were weighted according to their reliability relative to soft tissues artefacts and their contribution to biomechanical parameters of interest determination. Results were average over the three back walkover replications for each gymnast.

3. Results and discussion

As depicted in Figure 1, back walkover kinematics differs in terms of timing between rhythmic and artistic gymnasts. The artistic gymnast raised her leading leg from the floor before initiating the back extension, probably to improve her balance, leading to a decrease in lumbar lordosis. Next, she engaged her lumbar spine and the hip extension of her rear leg almost simultaneously. Rhythmic gymnasts started back bending with engaging their spine, both legs on the floor in a lunge, before using hip extension in a second time. Lumbar lordosis of $81 \pm 10^\circ$ (GR001)

and $86 \pm 11^\circ$ (GR002) were already reached when rhythmic gymnasts engaged their hip. In addition, the artistic gymnast flexed the knee earlier in the movement than the rhythmic gymnasts did.

These findings suggest that the artistic gymnast used hip extension and knee flexion to initiate and facilitate back bending whereas the rhythmic gymnasts back extension started with a lumbar spine extension that may provide greater control over further movement. The artistic gymnast lumbar lordosis reached a peak just before her hands touched the ground and then decreased immediately whereas rhythmic gymnasts lumbar lordosis was sustained (GR001) or kept increasing (GR002) during the bridge posture.

As depicted in Figure 1, back walkover kinematics also differed in terms of range of motion of the studied joints. GR002 exhibited higher lumbar lordosis than GR001 and GAF01 ($117 \pm 2^\circ$ vs $103 \pm 4^\circ$ and $108 \pm 3^\circ$) suggesting a higher level of spine flexibility. However, during the bridge posture, GR002 showed a higher lumbar lordosis contribution to total extension (sum of the hip extension, knee flexion and lumbar lordosis angles) than GR001 and GAF01 (59% vs 55% and 53%). Hence, it would appear that these latter gymnasts had the ability to mobilise more their hip and knee to compensate a lower level of spine flexibility.

However, it can also be observed that hip extension values of the three gymnasts reached the maximal permitted value, *i.e.*, 30° . The limitation of the hip extension angle in such gymnasts could be discussed but it also avoided biasing other joints angles. Further researches are thus needed on this specific topic.

4. Conclusions

The consideration of lumbar lordosis and hip extension timing and magnitude during back walkover may enable to adapt this movement to gymnasts with different initial spine flexibility and control. To further this preliminary study based on single athletes, research should be extended with more gymnasts before generalisation. Kinetics parameters would also be considered.

Disclosure statement

No potential conflict of interest was reported by the authors.

Funding

This study was supported by the French ministry of sports (grant 19r33).

References

- Christophy M, Faruk Senan NA, Lotz JC, O'Reilly OM. 2012. A musculoskeletal model for the lumbar spine. *Biomech Model Mechanobiol.* 11(1–2):19–34.
- Hall SJ. 1986. Mechanical contribution to lumbar stress injuries in female gymnasts. *Med Sci Sports Exercise.* 18(6):599–602.
- Lee RYW, Wong TKT. 2002. Relationship between the movements of the lumbar spine and hip. *Hum Mov Sci.* 21(4):481–494.

KEYWORDS Gymnastics; full-body model; kinematics; lumbar lordosis; hip extension

 camille.eyssartier@ensam.eu

D.2.2 Congrès de la Société de Biomécanique, 2021

Spine kinematics evaluation in hyperextension of a spine musculoskeletal model for the study of gymnastics movements

C. Eyssartier^{a,b}, Y. Poulet^{a,c}, G. Prum^{a,d}, M. Robert^b, P. Billard^b, P. Thoreux^{a,e,f} and C. Sauret^{a,c}

^aInstitut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers Institute of Technology, Paris, France; ^bFédération Française de Gymnastique, Paris, France; ^cCentre d'Etudes et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés, Institution Nationale des Invalides, Créteil, France; ^dDepartment of Physical and Rehabilitation Medicine, CHU Rouen, Rouen, France; ^eHôpital Hôtel-Dieu, AP-HP, Paris, France; ^fUniversité Sorbonne Paris Nord, Bobigny, France

1. Introduction

Dynamic study of the spine during gymnastics movements is a major challenge to better understand mechanisms underlying back pain that is prevalent among gymnasts. Since vertebrae relative movement and intervertebral forces cannot be measured in situ, a kinematic model should be used to assess spinal kinematics. Within this approach, a linked-segment model composed of the pelvis and a fully articulated spine (from L5 to T1) was previously developed using the OpenSim musculoskeletal simulation software (Poulet et al. 2020). Although this model can be personalised from medical images such as EOS radiographs, it remains to be validated in terms of kinematics, especially for extreme flexion and extension, both common in gymnastics and challenging in terms of kinematic assessment.

Therefore, the aim of the current work was to evaluate this spine kinematic model in hyperextension against medical images.

2. Methods

2.1. Experimental data

Data were obtained from four female elite gymnasts (two artists: A and B, and two rhythmic: C and D) who consented to participate in a parallel study on gymnastics in which they were evaluated twice with a three-month gap in between (first and second evaluation of each subject are numbered 1 and 2 respectively). Gymnasts were 17 ± 3 years old, weighted 55 ± 8 kg and were 1.57 ± 0.10 m tall on average. During each evaluation, they underwent micro-dose biplanar radiographs (EOS system, EOS imaging, France) both in the EOS recommended neutral standing upright posture and in hyperextension. Data were retrieved for the present research, resulting in eight case studies.

2.2. Musculoskeletal model

The kinematic model (Poulet et al. 2020) was based on the work of Christophy et al. (2012). The lumbar and thoracic intervertebral joint motions of the kinematic model were linearly constrained by lumbar lordosis and thoracic kyphosis generalized coordinates, respectively; and resulting in 6 rotational degrees of freedom for the whole spine. The model was personalised to each participant in terms of geometries and intervertebral joint centre locations (IV-JCL) from pelvis and vertebrae 3D-reconstructions on the EOS acquisitions in neutral position.

3D-reconstructions of the pelvis and vertebrae from L5 to the most cranial visible vertebra were also made on the EOS hyperextension acquisitions (Figure 1).

2.3. Inverse kinematics and data processing

Pelvis and vertebrae 3D-reconstructions allowed to associate virtual markers to these bones both on the model and in the EOS reference frame (for both the neutral and hyperextension acquisitions). Four virtual markers were placed on the posterior arc of L5, T12, T8 and T3 vertebrae and four others on the pelvis (depicted as pink balls on Figure 1). Then, the inverse kinematic tool implemented in OpenSim software was run with weights of 1 and 3 for each vertebra and pelvis marker, respectively. The resulting IV-JCL were calculated and compared to their respective true locations determined from the corresponding EOS-based 3D-reconstruction in hyperextension (Figure 2). Root-mean-square distances (RMSD) for joint centres of the lumbar and thoracic spine segments in each of the three space directions were used as criteria.

3. Results and discussion

RMSD obtained for every subject are presented in Table 1. Overall, RMSD ranged between 1 and 15 mm for the lumbar spine and between 2 and 29 mm for the thoracic spine. Case D-1 clearly appeared more affected than others and was considered as an outlier. Removing this latter, average RMSD were 2.1 ± 1.0 mm, 2.6 ± 0.8 mm and 3.7 ± 1.4 mm in the lumbar spine (x-, y- and z- axes respectively) and 3.0 ± 1.4 mm, 3.7 ± 2.3 mm and 2.9 ± 1.5 mm in the thoracic spine (x-, y- and z- axes respectively). In the sagittal, frontal and transversal planes, this resulted in RMSD of 3.4 ± 0.9 mm, 4.6 ± 1.4 mm and 4.3 ± 1.4 mm for the lumbar spine and of 4.9 ± 2.2 mm, 4.8 ± 2.3 mm and 4.2 ± 1.9 mm for the thoracic spine.

These results indicated the model was more prone to predict flexion-extension movement of the lumbar spine than lateral bending and axial rotation. In the sagittal plane, results showed also that the kinematic model performed better in the lumbar spine than in the thoracic

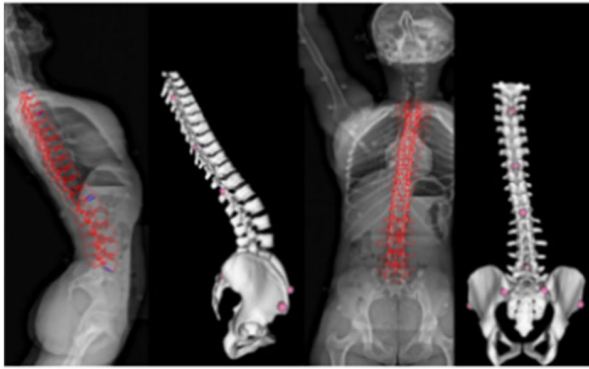


Figure 1. Bi-planar radiographs in hyperextension with retro-projected spine reconstructions and corresponding kinematic model (case C-2).

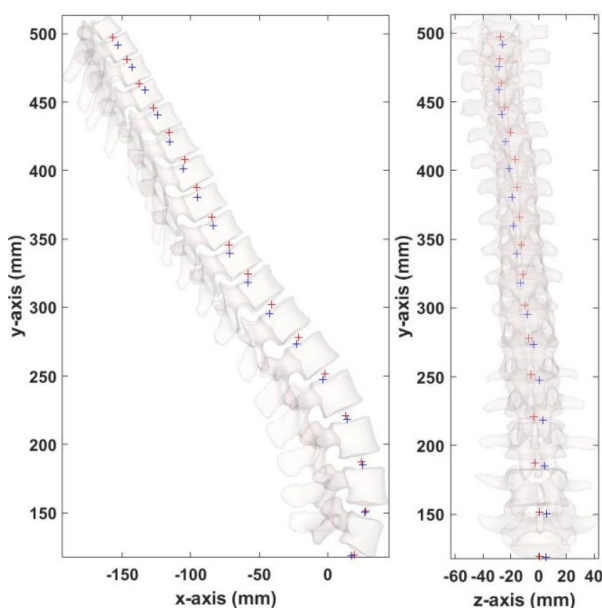


Figure 2. Case C-2 EOS-based reference vertebral geometries and IV-JCL (red) vs model IV-JCL (blue) in hyperextension in the sagittal and frontal planes.

spine. These two findings could be explained by the coefficients chosen for coupling the intervertebral rotations to the two global generalized coordinates. A first method to improve the results would be to implement a more refined distribution of the global thoracic kyphosis between the different vertebrae than the homogeneous distribution currently implemented. In addition, taking neutral and hyperextension EOS-radiographs provides the opportunity to envisage a subject-specific tuning of lumbar and thoracic coefficients. Fixed centres of rotation and linear coupling relations could also contribute to inaccuracies. Moreover, further developments aiming to better predict frontal and transversal vertebral rotations should be done, in particular because moderate scoliosis is regular among gymnasts.

Furthermore, it was observed that RMSD values in the lumbar spine tended to grow with increasing lumbar

Table 1. RMSD (mm) of IV-JCL in hyperextension.

Ca-se	T12-S1 angle	Lumbar			Thoracic		
		x-axis	y-axis	z-axis	x-axis	y-axis	z-axis
A-1	70.5°	2.3	1.8	2.5	5.8	2.6	4.0
A-2	73.9°	1.9	1.5	2.6	4.8	1.7	3.7
B-1	66.7°	0.9	2.5	2.4	4.3	4.5	1.8
B-2	91.9°	1.6	3.9	3.6	10.9	5.4	17.8
C-1	82.3°	3.1	2.9	4.6	3.7	2.0	2.6
C-2	82.5°	1.4	2.5	6.1	1.4	6.0	4.8
D-1	79.4°	10.6	6.2	14.5	13.3	2.8	28.6
D-2	99.2°	3.6	3.1	4.1	4.1	5.1	9.7

lordosis (Table 1) highlighting the necessity to fine-tune the spine kinematics model to study gymnastics movements with significant hyperextensions. The model behaviour with real markers affected by soft tissue artefacts should also be evaluated which could be done within the same framework as the present study.

4. Conclusions

Kinematic evaluation of musculoskeletal models against medical images is infrequent in the literature. In this study, a spine kinematic model was tested for eight cases studies from four subjects against EOS-based 3D-reconstructions of the spine. Results showed variable accuracies depending on the subject and a model not prone to correctly adapt to lateral and axial rotations during hyperextension. This work enables to draw future development directions to improve model accuracy such as thoracic kyphosis and lumbar axial rotation intervertebral constraint distributions.

Disclosure statement

No potential conflict of interest was reported by the authors.


Funding

This study was supported by the French ministry of sports (grant 19r33).

References

- Christophy M, Faruk Senan NA, Lotz JC, O'Reuilly OM. 2012. A musculoskeletal model for the lumbar spine. *Biomech. Model. Mechanobiol.* 11(1–2):19–34.
- Poulet Y, Eyssartier C, Marsan T, Valdes-Tomayo L, Robert M, Billard P, Rouch P, Thoreux P, Sauret C. 2020. Lumbar lordosis obtained with and without intervertebral thoracic spine motions during rhythmic gymnastics movements: a preliminary study. *Comput Method Biomech Biomed Eng.* 23(sup1):S232–S234.

KEYWORDS Musculoskeletal model; spine; kinematics; hyperextension; gymnastics

 camille.eyssartier@ensam.eu

D.2.3 International Society of Biomechanics in Sports Conference, Liverpool 2022

COMPARISON OF PEAK LUMBAR LORDOSIS BETWEEN SOME BASIC MOVEMENTS OF RHYTHMIC GYMNASTICS

Camille Eyssartier^{1,2}, Pierre Billard², Martine Robert², Patricia Thoreux^{3,4}, and Christophe Sauret^{1,5}

¹ Arts et Métiers Institute of Technology, Université Sorbonne Paris Nord, Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Paris, France

² Fédération Française de Gymnastique, Paris, France

³ Hôpital Hôtel-Dieu, AP-HP, Paris, France

⁴ Université Sorbonne Paris Nord, Arts et Métiers Institute of Technology, Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Paris, France

⁵ Centre d'Etude et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés, Institution Nationale des Invalides, Créteil, France

To assist coaches in managing gymnasts, a good knowledge of the movements most likely to cause back pain is required. In rhythmic gymnastics (RG), this can be considered as identifying movements involving very high lumbar curvatures. To quantify the lumbar lordosis during some basic RG movements (*ring*, *penché*, *penché with rotation*, *split leap*, *turning split leap*, and *front and back walkovers*), eight gymnasts were enrolled and a 3D motion analysis was performed based on motion capture data, a musculoskeletal model and low-dose biplanar radiographs for model personalisation purposes. The *ring* and both the *front* and *back walkovers* were the movements studied involving the lumbar spine in extension the most but also resulting in the highest dispersion between gymnasts. Hence, future works should investigate the causes of this greater dispersion.

KEYWORDS: lumbar, gymnastics, kinematics

INTRODUCTION: Back pain is prevalent among women practising rhythmic gymnastics (RG) (Caine & Nassar, 2005; Kruse & Lemmen, 2009; Purcell & Micheli, 2009). Frequent repetition of movements requiring extreme lumbar extensions places major stress on the lumbar spine and may result in overuse injuries such as intervertebral discs degeneration or micro-traumatic pathologies such as isthmus lysis and spondylolisthesis (Kruse & Lemmen, 2009; Purcell & Micheli, 2009). Maintain gymnast health is therefore a major issue, particularly in high-level practice where in the search for performance the increasing training load is challenged by the induced increased risk of overuse injury. Consequently, practicing more smartly seems crucial and requires a more detailed knowledge of the relative impact of the frequent repetition of each type of RG movement on the lumbar spine. In this way, the identification of the RG movements increasing the most the stress in the lumbar spine could help the medical staff and coaches to address recommendations.

As lumbar extension is known to increase the stress in the lumbar spine (d'Hemecourt & Luke, 2012; Hall, 1986; Kruse & Lemmen, 2009), peak lumbar lordosis could be considered as a good indicator to identify movements that are more at risk of lumbar spine injury. Therefore, the objective of this study was to quantify the maximum of lumbar lordosis reached during basics RG movements performed by eight gymnasts in order to distinguish which ones are significantly more prone to overstress the lumbar spine. Basic RG movements studied, which have been previously selected with coaches as being representative of the discipline and consistent with measurement protocol, were: *rings*, *penchés*, *penchés with rotation*, *split leaps*, *turning split leaps*, *front walkovers* and *back walkovers*.

METHODS:

Participants: After receiving ethical agreement for the study (number: 2018-A01926-49), eight young RG athletes, all training in French national training centres (at least 15 hours per week for the youngest), consented to participate in the study. Gymnasts were 15 years old in average

(range: 12 to 18 years old). Their masses were 46 ± 12 kg (range: 33 kg to 63 kg) and their heights were 1.59 ± 0.08 m (range: 1.44 to 1.69 m).

Data Collection: Gymnasts underwent a motion capture session that took place in a motion analysis lab equipped with a dedicated RG floor. Reflective markers (82 in total) were placed on the segments of the gymnasts: 38 on their lower limbs, 5 on their pelvis, 4 on the spine (L5, T12, T8 and C7), and the 35 others on the upper limbs and the thorax. The three-dimensional location of the markers was tracked at 200 Hz by a 14-cameras optoelectronic motion capture system (Vicon system, hardware: 1.3/2.2 Vero cameras; Nexus 2 software; Oxford Metrics, UK). Each gymnast made a static acquisition in upright standing posture and then performed successfully from one to five repetitions of each of the 7 RG movements studied (Figure 1A). After the motion capture acquisitions, gymnasts underwent micro-dose biplanar radiographs (EOS system, EOS imaging, France) in the EOS recommended neutral standing upright posture, while still being equipped with the reflective markers of the motion capture system.

Data processing: As 3D kinematics of the spine during gymnastics movements cannot be determined directly from the motion capture data, a three-dimensional linked-segment full-body model has been developed using the open-source musculoskeletal simulation software OpenSim (Delp et al., 2007). The model was based on the full-body model of Raabe and Chaudhari (2016) with a fully articulated spine based on the model of Bruno et al (2015). A body-specific coordinate system was defined for each vertebra in order to calculate directly the lumbar lordosis that was defined as the angle between the sacral endplate (body S1) and the first lumbar vertebra (body L1).

This generic model was then scaled to each gymnast through proportional coefficients for each segment based on distances between specific markers from the static acquisition. The eight scaled models were then personalised to each gymnast for the pelvis and thoraco-lumbar spine. To this end, 3D-reconstructions of the pelvis and vertebrae were performed based on EOS radiographic images. Then, the 3D surface meshes of the pelvis and vertebrae were used to personalise the model in terms of geometries and intervertebral joint centres locations (located in the middle of the intervertebral discs as in the model of Bruno et al (2015)). The locations of the markers placed on the pelvis and vertebrae were also personalised for each gymnast based on markers identification on biplanar EOS images.

Then, joints kinematics during RG movements were determined using a multibody kinematics optimization algorithm implemented in OpenSim 3.3 software (Delp et al., 2007). Bodies kinematics were then calculated from inverse kinematics results in order to get position and orientation of each body of the model during movements. The time courses of the lumbar lordosis were then calculated from S1 and L1 kinematics. For interpretation, a zxy rotation sequence was used, corresponding to flexion/extension then lateral bending then axial rotation, to determine the flexion-extension angle (first angle of the rotation sequence) between S1 and L1 (Figure 1B).

Time courses of lumbar lordosis were obtained for each trial and the maximum values of lumbar lordosis reached during the acquisitions of each movement were considered to calculate the mean peak lumbar lordosis reached by each gymnast for each movement. Given the objective of this study and the low number of participants, non-parametric statistical tests for paired data of Wilcoxon (rank sum test) were then conducted. The significance level was chosen at $\alpha=0.05$ and every probability (p -values) was reported.

RESULTS: Figure 1 (A) shows the typical time courses of the lumbar lordosis associated with illustrations of the key postures of the gymnast during the RG movements. This enables to visualise both the instants of peak lumbar lordosis occurrence and the associated general postures.

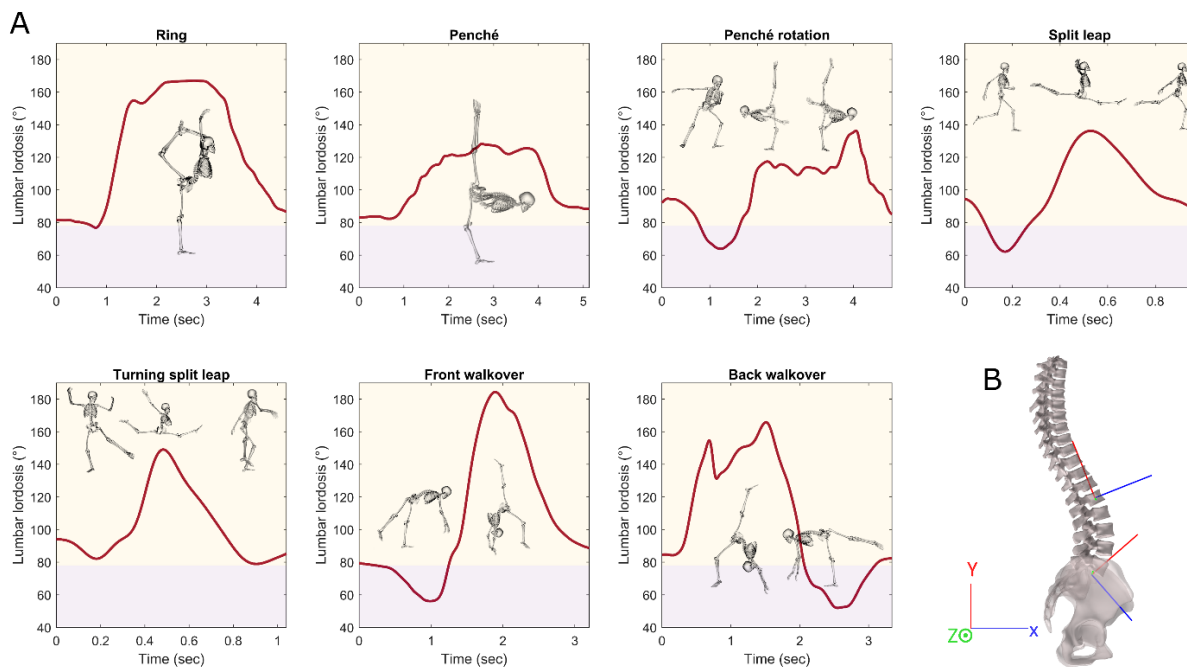


Figure 1: (A) Example of typical time courses of lumbar lordosis for one participant. The yellow (respectively purple) area indicates the lumbar spine is in an extension (respectively flexion) posture. Those areas were determined based on the calculation of the lumbar lordosis in neutral posture from the static acquisition in neutral upright standing posture (ie, 78° for this participant). Regarding the evolution, an increase (respectively a decrease) of the lumbar lordosis means a lumbar extension (respectively flexion) movement. **(B)** thoraco-lumbar spine and pelvis geometries showing S1 and L1 coordinate systems used to calculate lumbar lordosis.

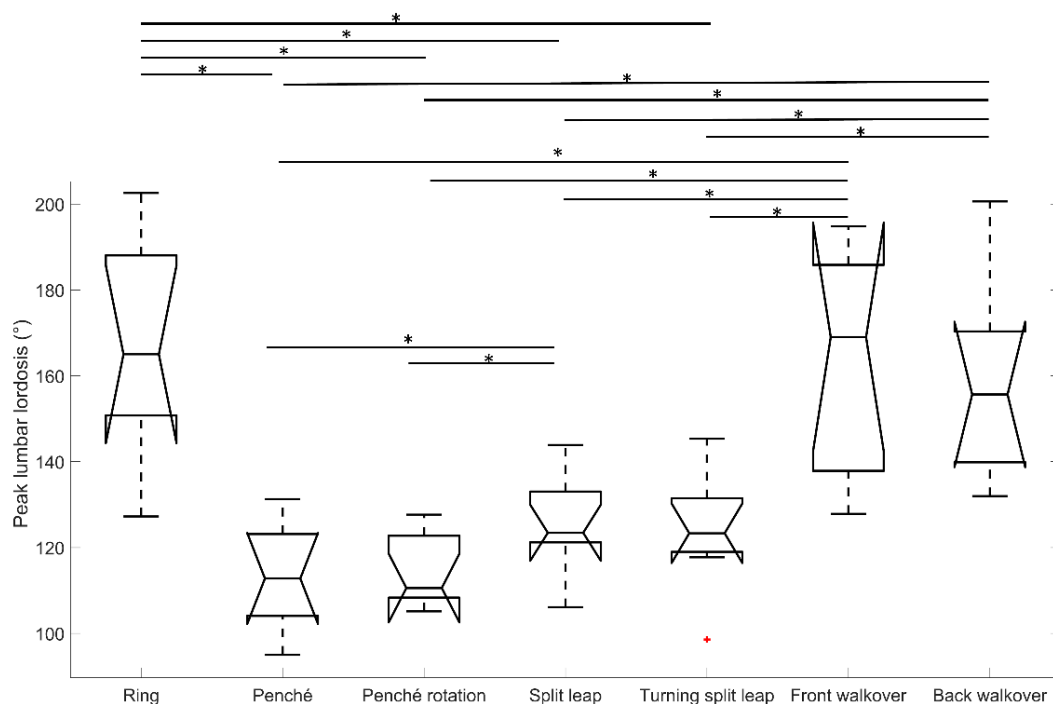


Figure 2: Box plots representing peak lumbar lordosis according to the RG movements.

For each movement, peak lumbar lordosis of the whole cohort are reported on figure 2 as box plots. Results showed that the *ring* along with the *front* and *back* walkovers required significantly highest lumbar lordosis (mean: $167^{\circ} \pm 25^{\circ}$, $164^{\circ} \pm 26^{\circ}$ and $158^{\circ} \pm 23^{\circ}$, respectively) than the *split leap*, the *turning split leap*, the *penché with rotation* and the *penché* (mean: $126^{\circ} \pm 11^{\circ}$, $124^{\circ} \pm 14^{\circ}$, $115^{\circ} \pm 9^{\circ}$ and $113^{\circ} \pm 12^{\circ}$, respectively) ($p \in [0.01-0.02]$). In addition, peak lumbar lordosis observed during the *split leap* were also significantly higher than during the

penché and the *penché with rotation* ($p=0.02$ in both cases). Other differences were not significant at the $\alpha=0.05$ threshold.

DISCUSSION: Peak lumbar lordosis were reported for each movement and the Wilcoxon non-parametric statistical tests for paired data were carried out to compare the movements.

The *ring* along with the *front* and *back walkovers* appeared to be the movements requiring the most lumbar extension. Although, the peak lumbar lordosis of the *split leap* was in average 25% lower than the one reached during the *ring*, it remained in average 10% higher than the one reached during the *penché*. Considering that high lumbar extensions increase the stress in the lumbar spine, quantifying the peak lumbar lordosis reached during basic RG movements enabled to identify that the *rings* and the *walkovers* (front and back) would induced more stress in the lumbar spine than the *penchés* and the *split leaps* (both with rotation or not).

However, this study is not free of limitations. First, to reinforce its statistical power, more gymnasts should be enrolled. However, evident differences already appeared between movements as well as a high variability between gymnasts, in particular for movements requiring the most lumbar extension. Hence, it would be beneficial in a future study to investigate whether the level of lumbar curvature for these movements is related with a success or a failure with respect to the Code of Points or with differences in the strategy of movement execution, in particular regarding the relative use of other joints. Secondly, the seven movements studied only represent a small portion of all possible RG movements. However, their diversity (statics or dynamics, with or without jump, with or without rotation) would enable coaches to estimate the level of stress induced by movements with similar postures. Thirdly, the lumbar lordosis values computed during the movement directly rely on the definition of the three-dimensional linked-segment full-body model used. However, the personalisation process of the model should have prevented from model inaccuracies.

CONCLUSION: To our knowledge, this study is the first to quantify lumbar lordosis during seven RG movements. It thus enabled to distinguish which of the RG movements are significantly more prone to overstress the lumbar spine and provide consequently coaches with a more detailed knowledge of the risk for the lumbar spine associated with the frequent repetitions of certain types of RG movements.

REFERENCES

- Bruno, A. G., Bouxsein, M. L., & Anderson, D. E. (2015). Development and validation of a musculoskeletal model of the fully articulated thoracolumbar spine and rib cage. *Journal of Biomechanical Engineering*, 137(8). <https://doi.org/10.1115/1.4030408>
- Caine, D., & Nassar, L. (2005). Gymnastics injuries. *Medicine and Sport Science*, 48, 18–58. <https://doi.org/10.1159/000084282>
- d'Hemecourt, P. A., & Luke, A. (2012). Sport-specific biomechanics of spinal injuries in aesthetic athletes (dancers, gymnasts, and figure skaters). *Clinics in Sports Medicine*, 31(3), 397–408. <https://doi.org/10.1016/j.csm.2012.03.010>
- Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., Guendelman, E., & Thelen, D. G. (2007). OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(11), 1940–1950. <https://doi.org/10.1109/TBME.2007.901024>
- Hall, S. J. (1986). Mechanical contribution to lumbar stress injuries in female gymnasts. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 18(6), 599–602.
- Kruse, D., & Lemmen, B. (2009). Spine injuries in the sport of gymnastics. *Current Sports Medicine Reports*, 8(1), 20–28. <https://doi.org/10.1249/JSR.0b013e3181967ca6>
- Purcell, L., & Micheli, L. (2009). Low back pain in young athletes. *Sports Health*, 1(3), 212–222. <https://doi.org/10.1177/1941738109334212>
- Raabe, M. E., & Chaudhari, A. M. W. (2016). An investigation of jogging biomechanics using the full-body lumbar spine model: Model development and validation. *Journal of Biomechanics*, 49(7), 1238–1243. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.02.046>

ACKNOWLEDGEMENTS: This work was supported by the French Gymnastics Federation; and the French ministry of sports under Grant 19r33.

Abstract : Low back pain, which is prevalent among the general population, also affects gymnasts whose lumbar spine is highly stressed. Concerned about promoting sport for health and protecting the low back of competitive gymnasts, the French Gymnastics Federation has developed a muscle strengthening and postural correction program named gym+, which is dedicated to the prevention of low back pain. The program is designed around exercises coming from gymnastics disciplines and based on the combination of the following instructions : self-expansion, perineal contraction and forced expiration. The main aim of the thesis was to quantify the effect of the gym+ program on static and dynamic parameters considered to be risk factors for low back pain, both in the general population and in the case of gymnasts. The aim was also to better understand the underlying mechanisms of this program, considering the specific characteristics of each individual. Experimental sessions involving a self-questionnaire, a clinical exam, stereo-radiographic images and motion capture were carried out in a research laboratory before and after fifteen weeks of gym+ training in order to investigate the impact of the gym+ program on specific biomechanical parameters of the spino-pelvic complex. The results enabled to identify the gymnastic skills that were most prone to increase the stress in the lumbar spine. As well as helping coaches to design more spine friendly training, these results showed the phases of gymnastic skills for which the gym+ should help gymnasts to adopt a posture or gesture that is more protective of the lumbar spine. The results also highlighted the importance of combining a self-expansion instruction with instructions of perineal contraction and forced expiration to enable a maximum of individuals to achieve postural objectives of the gym+ program (pelvis retroversion, reduction in lumbar lordosis and thoracic kyphosis). In addition, the results showed that fifteen weeks of gym+ training led to changes in the pelvic parameters and spinal curves, both in static (for both populations) and during movement (for the general population only). A better activation of the deep pelvic muscles and abdominal muscles strengthened during gym+ training certainly explains these evolutions and suggests a more effective stabilisation system of the lumbar spine. Then, self-questionnaire responses suggested, particularly in general population, an improvement in symptoms after fifteen weeks of gym+ training for individuals reporting low back pain before gym+ training sessions. However, research must be continued and correlations between results of biomechanical evaluations and clinical diagnosis of low back pain should be investigated thoroughly before these conclusions can be generalised.

Keywords : biomechanics, low back pain, gymnastics, spine, pelvis, motion analysis.