



HAL
open science

Analyse biomécanique de l'appui sportif: contributions méthodologiques et application au saut en kungfu wushu

Léo Benouaich

► To cite this version:

Léo Benouaich. Analyse biomécanique de l'appui sportif: contributions méthodologiques et application au saut en kungfu wushu. Biomécanique [physics.med-ph]. Ecole nationale supérieure d'arts et métiers - ENSAM, 2015. Français. NNT: 2015ENAM0010 . tel-01203475

HAL Id: tel-01203475

<https://pastel.hal.science/tel-01203475>

Submitted on 23 Sep 2015

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.

École doctorale n° 232 : Sciences des Métiers de l'Ingénieur

Doctorat ParisTech

T H È S E

pour obtenir le grade de docteur délivré par

l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers

Spécialité " Biomécanique "

présentée et soutenue publiquement par

Léo Benouaich

le 8 juin 2015

**Analyse biomécanique de l'appui sportif :
contributions méthodologiques et application au saut en kungfu wushu**

Directeur de thèse : **Philippe ROUCH**
Co-encadrement de la thèse : **Patricia THOREUX**
Co-encadrement de la thèse : **Françoise NATTA**

Jury

Mme Laurence CHEZE, Professeur des universités, LBMC, INRETS-UCBL, Lyon

M. Antoine NORDEZ, Maître de conférences, MIP, Université de Nantes

M. Florent COLLOUD, Maître de conférences, Institut P', Université de Poitiers

M. Benoit BIDEAU, Maître de conférences, M2S, Université Rennes 2

Mme Wafa SKALLI, Professeur des universités, Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak,
Arts et Métiers ParisTech

M. Philippe ROUCH, Professeur des universités, Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak,
Arts et Métiers ParisTech

Mme Patricia THOREUX, Professeur des Universités, Université Paris XIII – Arts et Métiers ParisTech

Mme Françoise NATTA, Docteur, INSEP, Paris

M. Pascal GIRODET, Docteur, Fédération Française de Karaté et Disciplines Associées

Président/
Rapporteur
Rapporteur
Examineur
Examineur
Examineur
Examineur
Examineur
Examineur
Invité

**T
H
È
S
E**

REMERCIEMENTS

L'aboutissement de ce travail a été possible grâce à l'implication de nombreuses personnes, qui ont contribué à l'avancée de ma thèse par leurs compétences scientifiques, techniques, ou simplement par leur sympathie. Je tiens donc à les remercier, en tentant de n'oublier personne.

Je tiens d'abord à exprimer mes remerciements à mes encadrants de thèse :

- Pr. Philippe Rouch, pour sa confiance, son enthousiasme à toute épreuve et son recul sur la mécanique des systèmes multi-corps ;
- Pr. Patricia Thoreux, pour sa vision clinique et son expérience de la médecine du sport ;
- Françoise Natta, pour m'avoir fait profiter de son expérience dans le domaine des sciences du sport, et pour ses relectures nombreuses et pointues.

J'aimerais remercier ensuite les éminents chercheurs qui ont accepté d'être membres du jury :

- les rapporteurs, Antoine Nordez et Pr. Laurence Chèze, dont les remarques et commentaires m'ont permis d'apporter un certain nombre de précisions à la soutenance et au manuscrit ;
- les examinateurs, Floren Colloud et Benoit Bideau pour leurs remarques pertinentes, ainsi que Pr. Wafa Skalli, pour ses conseils et pour son accueil chaleureux au sein du laboratoire ;
- Pascal Girodet, membre invité, chargé du développement du wushu auprès de la direction technique nationale, qui dès le passage de la délégation à la FFKDA, a montré un grand intérêt pour mon travail de thèse.

Enfin, je remercie l'École Normale Supérieure de Lyon d'avoir financé ces quatre années de thèse, et ainsi soutenu un projet original, divergeant quelque peu du cursus proposé classiquement à l'école.

C'est aussi l'occasion pour moi de remercier personnellement les membres du laboratoire, qui ont grandement contribué à l'avancée de ce travail :

Christophe Sauret et Hélène Pillet, pour le partage de leur grande connaissance de l'analyse du mouvement et de la dynamique inverse, pour leurs conseils tout au long de ma thèse, pour leur relectures, leurs corrections et pour leur sympathie. Plus largement, toute la *team analyse du mouvement*, pour leurs idées et leurs conseils : Xavier, Elena, Joseph, Coralie et Boris.

Célia et Guillaume, sans qui j'aurais sûrement abandonné la construction du parquet de la salle d'analyse du mouvement (cherchez dans les annexes, une belle surprise vous attend !). Tous les chercheurs, doctorants et masters qui m'ont assisté pour les manips : Coralie, Jennifer, Guillaume, Célia, Anthony, Boris, Maxime et Alexis. Guillaume pour m'avoir initié à cette merveille qu'est l'élastographie et pour m'avoir fait profiter de sa maîtrise inégalée de latex. Les *marathoniens de la biomécanique* : Lucas, Marion et Guillaume (décidément, il est formidable ce Guigui!) pour la saison 1 et Mary pour la saison 2.

Le noyau dur de la *team resto U* : Anthony, pour nos bilans quotidiens sur la séances de muscu de la veille sur le chemin du RU, et Lucas qui a été un super co-bureau pendant ces 4 ans, et qui m'a appris tant de choses sur la politique du Brésil. Merci aussi aux intermittents de la team : Miassa, Mathias, Fan, Cheng, Agathe et Shahin. Je n'oublierai jamais les couscous du mardi et la sauce grecque du jeudi, et encore moins les travers de porc au caramel !

Aux autres membres du labo : Marine, pour sa bonne humeur et sa patience face à mon incompetence administrative, Mohamed pour sa gentillesse et ses articles vintage de *Jbiomech*, Claudio, Pierre-Yves et Sylvain, pour les concerts de *LBM* et la *team course*, et puis aussi Marianne, Maria, Aurélien, Clayton et Sébastien.

Merci à Sophie Bernard, de m'avoir donné l'opportunité d'enseigner au sein du Master *Biomedical Engineering*, et ainsi confirmé une de mes vocations, et à Astrid, l'étudiante que j'ai encadré lors de son stage au laboratoire.

Cet accomplissement scientifique au sein du laboratoire s'est fait en parallèle d'un autre accomplissement, qui peut sembler éloigné à première vue, mais qui en réalité m'a semblé complètement lié au cours de ces quatre années : l'entraînement et l'enseignement du wushu.

Merci à Noy et Renaud pour ce beau club que nous dirigeons ensemble à Lagny-sur-Marne, et de compenser avec tant de brio mon aversion pour les appels téléphoniques, la communication et la paperasse associative. Merci à ceux qui y contribuent aussi, particulièrement Quentin, Wil, Raymond et Simon. La fierté que je ressens à chaque fois que je mets les pieds dans cette salle, c'est grâce à vous tous !

Merci à tous les entraîneurs, coachs et amis qui ont permis à mon wushu d'accéder à un niveau pas trop mal : Hou Lin, Jo M, God et Greg. Merci à tous mes *bros* d'entraînement et de compète, dont la plupart ont accepté d'être les magnifiques et dociles sujets de cette thèse (ils ne sont pas dans l'ordre, donc l'anonymat est préservé) : Jo M le colloc, Beber le papa, Alex le voisin-colloc, Vic, Michele, Domi, Antti, Sami, Jo V et Samy. Mention spéciale pour Émile, Ben et Quentin, qui son revenus à plusieurs reprises pour les pré-tests.

Merci à mes amis que je ne vois pas souvent, mais qui comptent : Marion, Ninon, Nico, Jojo, PE, Cricri et Pierrot.

Merci à mes parents chéris qui m'aiment toujours autant, malgré mes silences radios et le braquage systématique de leurs réfrigérateurs les jours de disette (surtout pendant la rédaction). Merci à mes deux soeurettes, Kim et Ana, sans quoi tout serait tellement moins drôle. Merci à mes grands parents, que j'admire par dessus tout.

Enfin, merci à ma Pauline et à notre si belle liberté. Tu sais.

Introduction générale

La recherche de la performance constitue le principal objectif de l'entraînement sportif de haut-niveau, mais cette performance ne peut être optimisée que si l'équipe d'encadrement de l'athlète est capable de lui fournir rapidement des données précises et utiles pour corriger sa technique. La compétence de l'entraîneur réside donc dans sa capacité à analyser correctement les facteurs de performance, et à cibler spécifiquement les défauts de performance de l'athlète lors de l'entraînement. En l'absence de *feedback* de la part de l'entraîneur, les chances de progression de l'athlète sont limitées (Carling *et al.*, 2005) et ces informations ne peuvent être fournies que si le mouvement et ses causes mécaniques, notamment, sont compris par l'entraîneur. Or, deux paramètres peuvent biaiser cette compréhension : la vitesse du mouvement considéré et la subjectivité de l'entraîneur.

En effet, la perception de l'entraîneur n'est souvent pas suffisante pour analyser les mouvements rapides, et l'analyse de ralenti vidéos est couramment pratiquée pour mieux comprendre et corriger les mouvements chez les athlètes (Smith *et al.*, 2012). Cependant, même avec l'aide de la vidéo, l'analyse qualitative du mouvement dépend fortement des connaissances biomécaniques et des « préjugés » de l'entraîneur. C'est donc la recherche d'une quantification objective des caractéristiques du mouvement qui intéresse les biomécaniciens, en vue d'aider les entraîneurs dans la compréhension des facteurs de performance du geste sportif. Ainsi, un des objectifs majeurs va être de pouvoir détecter les facteurs « pathomécaniques » du geste de l'athlète, c'est-à-dire les caractéristiques mécaniques du mouvement qui diminuent la performance d'un geste sportif donné et/ou entraînent une sur-sollicitation d'une des structures du système musculo-squelettique, conduisant à des blessures traumatiques ou chroniques, ces deux effets étant souvent associés (Fortenbaugh *et al.*, 2009; Kibler et Thomas, 2012).

De nombreuses études ont porté sur l'analyse biomécanique de divers gestes sportifs. Bien que les techniques d'investigation aient régulièrement évolué, elles peuvent encore conduire à l'heure actuelle à des erreurs de mesure importantes sur la cinématique et la dynamique. Néanmoins, lorsque l'intérêt est porté sur la comparaison entre le geste de sportifs amateurs et le geste d'experts considéré comme optimal, il est possible, soit, que ces différences s'avèrent suffisamment importantes pour être détectées malgré un petit nombre d'athlètes (Falco *et al.*, 2009), soit, que des différences plus fines émergent toutefois du fait d'une population suffisamment importante, permettant de garantir une validité statistique des résultats (Chu *et al.*, 2010). Dans ce type d'études, l'expert est donc pris comme référence, pour établir des consignes visant à faire progresser les sportifs non-experts. Or, dans le sport de haut-niveau, c'est l'expert que l'on veut faire progresser.

Bien que les entraîneurs souhaitent intégrer progressivement des tests scientifiques sur le terrain (Williams et Kendall, 2007), certaines contraintes spécifiques au sport de haut-niveau rendent difficile l'insertion de l'analyse biomécanique en routine au cours de l'entraînement. En effet, il n'est souvent pas possible de réaliser des expérimentations trop contraignantes en termes de temps ou d'effort musculaire, du fait d'un programme d'entraînement planifié et souvent très chargé. De plus, par définition, le sport d'élite concerne une très petite population, dont les caractéristiques morphologiques et les capacités physiques peuvent être

différentes d'un athlète à l'autre. Il est donc nécessaire d'effectuer une mesure à la fois précise et personnalisée des caractéristiques du geste pour assurer un *feedback* pertinent pour l'athlète.

Parmi les différents gestes déterminants de la performance sportive de haut-niveau, les appuis jouent un rôle primordial dans de nombreuses disciplines (Dempsey *et al.*, 2012). L'analyse de l'appui sportif apparaît souvent complexe car, en plus de nombreux biais inhérents aux techniques de mesure actuelles, le comportement du membre inférieur est lié à l'action simultanée d'un grand nombre de structures actives et passives de l'ensemble du système musculo-squelettique. Le kungfu wushu est un parfait exemple de sport où les appuis constituent une des clés de la performance.

Le kung fu wushu constitue la forme moderne et sportive des arts martiaux chinois et consiste, en compétition, à la réalisation d'un enchaînement de techniques martiales (*taolu*) et de sauts acrobatiques (*nandu*). La performance est évaluée par un jury sur la précision des techniques martiales et l'accomplissement des sauts acrobatiques. Ces sauts ont pris une importance considérable dans la notation, devenant un critère majeur de la performance, particulièrement à haut-niveau. Le travail de ces sauts constitue donc une part importante de l'entraînement, et de par la nature des mouvements, ils correspondent à l'apparition des blessures (Falk, 1989; Niiler, 1997; Er-ping, 2005). Le wushu est depuis quelques années candidat à l'olympisme, l'*International Wushu Federation* (IWUF) étant représentée dans 146 pays. Si cette discipline moderne est peu représentée en France en nombre de licenciés, elle bénéficie du statut de sport de haut-niveau du Ministère de la Jeunesse et des Sports, et les athlètes français se sont illustrés dans de nombreuses compétitions internationales.

Deux caractéristiques des sauts acrobatiques sont essentielles en wushu et s'initient au cours de l'appui : sauter haut et tourner vite. Pour la première, la détente verticale joue un rôle considérable, car le sol réglementaire en compétition n'est pas rebondissant, contrairement à d'autres sports à dominante acrobatique (gymnastique artistique, trampoline ou plongeon). L'athlète doit donc générer une importante quantité de mouvement verticale lors de la phase d'appui, et deux stratégies ont été observées par les entraîneurs, pouvant être qualifiées de stratégie « ressort » et de stratégie « en puissance » (Wu, 2007). Les « sauteurs ressorts » auraient la capacité de sauter plus facilement que les « sauteurs en puissance », mais possèderaient une amplitude articulaire réduite au niveau de la cheville, préjudiciable pour la réalisation de certaines positions basses imposées par le règlement de l'IWUF. Pour satisfaire à la caractéristique de tourner vite, il faut que la création de quantité de mouvement verticale soit accompagnée d'une rotation importante selon ce même axe vertical (Yijie, 2010).

Les appuis de sauts en wushu, et leur dynamique en particulier, n'ont pas été étudiés spécifiquement dans la littérature. Cette absence d'analyse dynamique, essentielle à la compréhension de mouvements d'appuis sportifs à fortes accélérations, peut en partie s'expliquer par les nombreux biais inhérents aux méthodes classiquement utilisées. Les deux objectifs de ce travail seront donc de proposer des améliorations méthodologiques adaptées à l'analyse dynamique d'appuis sportifs à fortes accélérations, et d'appliquer ces méthodes pour l'analyse de mouvements de sauts en kungfu wushu, en particulier en termes de caractérisation des différentes stratégies utilisées par les athlètes, et de détection personnalisée des facteurs « pathomécaniques ».

Le document est divisé en trois parties comportant chacune différents chapitres. La première partie du document (chapitres 1 et 2) sera constituée d'une revue de la littérature portant sur des méthodes biomécaniques couramment utilisées en analyse du mouvement. La seconde partie (chapitres 3, 4 et 5) proposera des adaptations méthodologiques, en termes d'acquisition de la cinématique et des torseurs dynamiques des segments, nécessaires au calcul de dynamique inverse lors d'appuis sportifs. La troisième partie (chapitres 6, 7 et 8) sera consacrée à l'application des méthodes développées dans la partie précédente. Enfin, il sera proposé une conclusion à ce travail et des perspectives pour l'application à l'entraînement.

Dans la revue de littérature, les intérêts et limites des différentes méthodes seront présentés. Il sera montré que l'analyse cinématique des appuis n'est généralement pas suffisante pour appréhender les causes du mouvement, alors que l'analyse dynamique permet d'estimer les sollicitations des différentes structures du système musculo-squelettique. Couramment utilisée pour l'analyse de la marche, la dynamique inverse permet de quantifier les actions inter-segmentaires, potentiellement traumatiques, au cours du mouvement. Cette méthode comporte toutefois certains biais, dont deux apparaîtront particulièrement importants dans l'analyse de mouvements sportifs à fortes accélérations : l'artefact des tissus mous et la précision du torseur dynamique.

Les adaptations méthodologiques porteront sur trois points : 1) la méthode cinématique des « centres articulaires moyens », basée sur l'utilisation de *clusters* rigides ; 2) les influences de la fréquence d'échantillonnage et de la méthode de dérivation discrète sur le calcul des accélérations ; 3) la validation d'un modèle volumique personnalisé, permettant une meilleure estimation des paramètres inertiels que celle des modèles proportionnels couramment utilisés.

Les méthodes développées seront appliquées à une expérimentation sur le kungfu wushu. Cette expérimentation portera sur l'analyse de sauts chez 12 athlètes d'élite, membres du collectif France. Elle visera à comparer les « sauteurs ressorts » et les « sauteurs en puissance » au niveau du comportement mécanique de la cheville, *via* l'évolution de la quasi-raideur en dorsiflexion lors d'un appui de saut de type pliométrique. Ces stratégies de sauts seront aussi mises en parallèle d'une évaluation du risque de blessures du membre inférieur au cours de l'appui, et de la mesure de caractéristiques spécifiques de l'athlète, telles que l'amplitude articulaire en dorsiflexion et les modules d'élasticité de différentes structures du triceps sural obtenus par élastographie. Les facteurs pathomécaniques seront spécifiquement évalués chez les différents athlètes lors des saut verticaux avec rotation du corps.

Dans les conclusions, des propositions seront faites, en vue de l'évolution des pratiques d'entraînement et de la prévention personnalisée des blessures.

Introduction générale	3
I Revue de littérature	11
1 Analyse biomécanique du geste sportif	13
1 Analyse cinématique	14
1.1 Méthodes de mesure	14
1.2 Applications au sport	17
2 Analyse dynamique	18
2.1 Modèle ponctuel	18
2.2 Dynamique inverse	20
3 Mesures de « raideurs »	24
3.1 Raideur tissulaire	24
3.2 Raideurs apparentes et quasi-raideurs des articulations	28
3.3 « Raideurs » et performance lors de l'appui	31
4 Électromyographie de surface	34
5 Simulations	34
6 Bilan : Intérêt de la dynamique inverse de l'appui sportif	35
2 Analyse par dynamique inverse	37
1 Principe	38
2 Limites du principe	39
3 Erreurs de mesure sur les données d'entrée	39
3.1 Efforts externes	41
3.2 Cinématique des segments	42
3.3 Répartition des masses	49
4 Formalismes	52
4.1 Cinématique angulaire	52
4.2 Méthodes de calcul	53
5 Éléments de validation	54
6 Bilan : Biais spécifiques pour l'appui sportif	55
II Adaptations du protocole de dynamique inverse pour l'étude de l'appui sportif	57
3 Mouvement sportif et artefact des tissus mous	59
1 Centres articulaires moyens	60
1.1 Introduction	60
1.2 Matériel et Méthodes	62

1.3	Résultats	65
1.4	Discussion	66
1.5	Bilan : Intérêt des clusters rigides et des centres articulaires moyens pour l'acquisition de la cinématique du geste sportif	70
2	Note technique : Occlusion de marqueurs et erreur de rigidification du segment bassin	71
4	Précision du torseur dynamique : accélérations segmentaires	75
1	Introduction	76
2	Matériel et Méthodes	77
2.1	Protocole expérimental	77
2.2	Calcul des vitesses et accélérations à partir des marqueurs	78
2.3	Synchronisation	80
2.4	Calcul de l'erreur	80
3	Résultats	82
3.1	Présentation du signal de référence	82
3.2	Relation vitesse du mouvement - fréquence d'échantillonnage	82
3.3	Influence de la méthode de dérivation	82
4	Discussion	86
4.1	Fréquence d'échantillonnage	86
4.2	Méthode de dérivation	87
4.3	Limites de l'étude	87
5	Bilan : Validation des accélérations obtenues par dérivation de matrices homogènes	88
5	Précision du torseur dynamique : paramètres inertiels segmentaires	89
1	Améliorations apportées au modèle volumique personnalisé pour le calcul des paramètres inertiels segmentaires	90
1.1	Introduction	90
1.2	Matériel et Méthodes	91
1.3	Résultats	96
1.4	Discussion	101
1.5	Bilan : Pistes pour une amélioration du modèle volumique personnalisé	103
2	Différenciation des volumes osseux et des tissus mous pour l'estimation des paramètres inertiels	105
2.1	Introduction	105
2.2	Matériel et Méthodes	106
2.3	Résultats	107
2.4	Discussion	109
2.5	Bilan : Propositions d'améliorations d'un modèle volumique différencié	110
III	Analyse dynamique de la performance en kungfu wushu	111
6	Protocole expérimental	113
1	Introduction	114
1.1	« Sauteurs ressorts » vs. « sauteurs en puissance »	114
1.2	Sauter haut et tourner vite	116
1.3	Cahier des charges	116
2	Conception et réalisation de la salle d'analyse du mouvement	116
3	Sujets	117
3.1	Données anthropométriques	117
3.2	Entraînement et niveau de compétition	117
3.3	Questionnaire	117
4	Chronologie du protocole expérimental	119

4.1	Échauffement	119
4.2	Acquisition statique et détermination des centres et amplitudes articulaires	119
4.3	Acquisitions dynamiques	122
4.4	Élastographie	127
5	Traitement des données	128
6	Bilan : Intérêt du protocole et exploitation des données	130
7	Sauteurs ressort vs. sauteurs en puissance : rôle de la cheville dans la performance et risque de blessures	131
1	Introduction	132
1.1	Énergie élastique	132
1.2	Coordination inter-articulaire	132
1.3	Risque de blessures	133
2	Méthodes calculatoires	133
2.1	Performance, effet pliométrique et distinctions des types de sauteurs . .	134
2.2	Quasi-raideur de la cheville au cours de la phase concentrique du drop jump	134
2.3	Coordination inter-articulaire et travail des articulations au cours du drop jump	134
2.4	Estimation du risque de blessures sur l'ensemble des sauts	134
3	Résultats	135
3.1	Performance et effet pliométrique	135
3.2	Caractéristiques des athlètes	135
3.3	Phase concentrique du drop jump bipodal	135
3.4	Étude de l'ensemble des sauts réalisés	135
3.5	Questionnaire	138
4	Discussion	141
4.1	Mesure de l'élasticité musculaire et tendineuse	141
4.2	Drop jump bipodal	142
4.3	Ensemble des sauts	143
5	Bilan : Conseils pour l'optimisation de l'entraînement et la prévention des blessures	147
8	Sauter haut et tourner vite : détection personnalisée de facteurs pathomécaniques	149
1	Introduction	150
1.1	Temps de vol	150
1.2	Vitesse de rotation	151
2	Méthodes calculatoires	152
2.1	Analyse de la phase de vol	152
2.2	Analyse de la phase d'appui	153
3	Résultats	154
3.1	Paramètres de la performance	154
3.2	Phase de vol	155
3.3	Phase d'appui	155
4	Discussion	160
4.1	Phase de vol	160
4.2	Phase d'appui	161
5	Bilan : Conseils pour les athlètes et les entraîneurs	164

Conclusion générale et perspectives	169
Bibliographie	171
Annexes	201
A Glossaire	201
B Vitesse angulaire et accélération du cluster cuisse au cours du drop jump	203
C Mise en place de la salle d'analyse du mouvement	205
D Repères anatomiques	207
E Conventions de signe	211
F Somme des puissances articulaires	215
G Wushu en compétition	217
H Note d'information et formulaire de consentement	219
I Communications	229

Première partie

Revue de littérature

Sommaire

1	Analyse cinématique	14
1.1	Méthodes de mesure	14
1.1.1	Centrales inertielles	14
1.1.2	Systèmes à marqueurs actifs	15
1.1.3	Systèmes optoélectroniques	16
1.1.4	Données vidéos et données infrarouges	16
1.2	Applications au sport	17
2	Analyse dynamique	18
2.1	Modèle ponctuel	18
2.1.1	Forces et moments appliqués au centre de masse	18
2.1.2	Raideur globale des membres inférieurs	19
2.1.3	Puissance et travail du système ponctuel	19
2.2	Dynamique inverse	20
2.2.1	Moments articulaires	20
2.2.2	Quasi-raideur des articulations	22
2.2.3	Puissance et travail des articulations	22
3	Mesures de « raideurs »	24
3.1	Raideur tissulaire	24
3.1.1	Raideur tendineuse	24
3.1.2	Élastographie par ondes de cisaillement	25
3.2	Raideurs apparentes et quasi-raideurs des articulations	28
3.2.1	Raideur apparente de l'articulation	29
3.2.2	Raideur apparente et quasi-raideur du complexe muscle-tendon	29
3.3	« Raideurs » et performance lors de l'appui	31
3.3.1	Cycle d'étirement-raccourcissement	31
3.3.2	Effet pliométrique	32
3.3.3	« Raideurs » chez les athlètes d'élite	33
3.3.4	Influence d'entraînements spécifiques	33
4	Électromyographie de surface	34
5	Simulations	34
6	Bilan : Intérêt de la dynamique inverse de l'appui sportif	35

Le geste sportif a très tôt intéressé les scientifiques, qui ont cherché à détecter chez les athlètes les facteurs déterminants de performance ou du risque de blessures. Les analyses biomécaniques ont d'abord concerné la cinématique, puis la dynamique du mouvement, et enfin la simulation. L'électromyographie de surface (EMG), peut aussi être utilisée pour l'analyse du contrôle moteur et de la coordination musculaire.

1 Analyse cinématique

En biomécanique, l'analyse cinématique a pour but la connaissance des positions, vitesses et accélérations des segments corporels, ou plus précisément des os, qui associée à la position des points d'insertion ligamentaires et tendineux, peut permettre d'estimer l'allongement de ces structures interosseuses au cours du mouvement. L'analyse dite « cinétique » consiste à associer les données cinématiques à des données inertielles, telles que la masse ou le tenseur d'inertie des segments, qui peuvent être obtenues par différentes méthodes (chapitre 2). De nombreuses méthodes de mesure cinématique ont été développées et utilisées dans la littérature pour l'analyse de mouvements sportifs.

1.1 Méthodes de mesure

Les premiers travaux scientifiques concernant l'analyse du mouvement furent réalisés par Étienne Jules Marey (1873) et Eadweard Muybridge (1887) à la fin du XIX^e siècle et visaient à représenter les positions instantanées du corps d'hommes ou d'animaux en mouvement sur un même cliché, grâce à la chronophotographie (figure 1.1). Cette représentation qualitative du mouvement constitue la base des études cinématiques qui se développèrent avec le progrès des techniques cinématographiques (Murray *et al.*, 1964). Les travaux se sont d'abord faits en 2 dimensions, avant de passer aux 3 dimensions à partir des années 90, avec l'amélioration des systèmes de mesure et du calcul numérique.



FIGURE 1.1. Chronophotographie d'un départ de sprint par E.J. Marey.

Différentes techniques de mesure permettant d'obtenir la cinématique des segments ont été développées et utilisées dans la littérature pour l'analyse du geste sportif. Ces méthodes peuvent se séparer en quatre groupes : les mesures accélérométriques et gyroscopiques, les systèmes à marqueurs actifs, les systèmes optoélectroniques et les données vidéos.

1.1.1 Centrales inertielles

Les centrales inertielles tri-axiales sont composées de trois accéléromètres et de trois gyroscopes et permettent la mesure des accélérations linéaires et des vitesses angulaires. Ces données sont exprimées dans le repère mobile de la centrale défini par les axes de sensibilité des capteurs, montés de manière à être orthogonaux. Lorsqu'il est nécessaire de connaître le repère inertiel global, les données de direction et d'intensité du champ magnétique local peuvent aussi être utilisées.

Les avancées récentes dans le domaine des systèmes micro-électro-mécaniques et la théorie de la fusion des capteurs empruntée à l'aérospatiale ont permis d'améliorer l'encombrement, la robustesse, la consommation d'énergie, la performance de mesure et le prix de ces centrales

inertielles, les rendant ainsi intéressantes pour des applications biomédicales. La miniaturisation a permis le développement de capteurs assez légers et petits pour être fixés directement sur le corps. De plus, les centrales inertielles ne nécessitent pas l'immersion du sujet dans un environnement de laboratoire, ce qui permet l'analyse de mouvement en extérieur, sans limitation de volume ou de durée d'acquisition, et sur tout type de terrain (herbe, sable, plongeur...). Cette validité d'ordre écologique, ajoutée au temps d'installation relativement court, peut rendre intéressante l'utilisation des centrales inertielles pour l'analyse de mouvements sportifs (Bergamini, 2011).

Cependant, ces méthodes présentent aussi des inconvénients. D'abord, elles sont difficilement applicables à un ensemble important de segments et la définition de ces segments apparaît difficilement personnalisable. Ensuite, la position des centrales dans les coordonnées locales des segments ou par rapport à d'autres systèmes de mesure comme les plateformes de forces est techniquement compliquée et demande souvent l'utilisation conjointe d'une autre méthode de mesure cinématique. Cette position obtenue par intégration des signaux mesurés, est aussi soumise à une dérive du fait de l'erreur sur les constantes d'intégration, qui peut être importante lors de mesures de longue durée (Dadashi *et al.*, 2014). Enfin, la capture de mouvement du corps entier à haute-fréquence est souvent limitée, car aujourd'hui seuls les systèmes filaires très encombrants permettent d'avoir une fréquence d'échantillonnage allant jusqu'à 500 Hz. Les systèmes sans-fils corps entier (figure 1.2), ont une fréquence de capture maximale d'échantillonnage maximale de 50 Hz, à cause de la difficulté technique pour synchroniser les signaux sans-fils de plusieurs centrales. La synchronisation avec d'autres systèmes de mesure analogiques et digitaux est aussi difficile avec la plupart des modèles présents sur le marché, et demande souvent l'intervention de méthodes de synchronisation manuelles qui peuvent biaiser les données, surtout à basse fréquence.



FIGURE 1.2. Système corps entier de centrales inertielles non-filaires (source : www.xsens.com).

1.1.2 Systèmes à marqueurs actifs

Les systèmes dits « à marqueurs actifs » consistent en un ensemble de capteurs qui émettent ou reçoivent des informations, souvent sous forme d'ondes magnétiques ou ultrasonores. Ces capteurs peuvent être placés sur les segments du corps pour en connaître la position ou l'orientation.

Les systèmes électromagnétiques (Koerhuis *et al.*, 2003) sont constitués d'un émetteur d'ondes magnétiques et de capteurs qui fournissent à la fois la position et l'orientation du capteur par rapport à la source. Avec un seul capteur placé sur le solide, on connaît donc la position du solide dans l'espace. Bien qu'ils permettent de s'affranchir des problèmes de dérive propres aux centrales inertielles et des problèmes d'occultation des systèmes optiques, avec des capteurs de très petite taille, les systèmes sont le plus souvent filaires et sont très sensibles à l'environnement, qui doit être totalement amagnétique.

Les systèmes ultrasonores (Kiss *et al.*, 2004) sont constitués d'une tête comportant 3 récepteurs ultrasonores et de marqueurs qui émettent des ultrasons. Selon le temps nécessaire aux ultrasons pour atteindre le récepteur, le système détermine la position du marqueur par rapport à la tête. Ces systèmes sont très sensibles à l'environnement sonore et sont limités à des applications dans un volume restreint.

Deux problèmes majeurs se posent quand à l'utilisation de ces systèmes pour l'analyse de mouvement : l'alimentation des capteurs nécessite la présence de connectiques qui peuvent perturber considérablement le mouvement, surtout si celui-ci a une amplitude importante,

et les mesures sont très sensibles à l'environnement. Pour obtenir la position des segments corporels au cours du temps, la majorité des études utilisent des systèmes optoélectroniques à marqueurs passifs.

1.1.3 Systèmes optoélectroniques

Il a été vu précédemment que les systèmes à marqueurs actifs et les accéléromètres pouvaient être compliqués d'utilisation, notamment du fait de leur encombrement (batteries, connectiques), de leur fréquence d'acquisition souvent faible et de la difficulté à utiliser les marqueurs de manière personnalisée. Pour cette raison, les systèmes optoélectroniques sont largement utilisés dans le domaine de l'analyse de mouvement, car ils permettent de mesurer les positions des segments à des fréquences d'échantillonnage importantes, grâce à des marqueurs peu encombrants dont le placement est personnalisable (figure 1.3).

Le principe de fonctionnement est l'enregistrement en simultané par plusieurs caméras infrarouges de la position de marqueurs réfléchissants (passifs) ou émettant (actifs) de la lumière infrarouge. Après une phase de calibration servant à connaître la position relative des champs des caméras, la position 3D d'un marqueur à l'intérieur du volume de capture peut être reconstruite à partir des positions 2D dans les plans d'au moins 2 caméras. Les trajectoires des marqueurs sont ensuite labélisées semi-automatiquement, c'est-à-dire que chaque trajectoire est associée au nom du point anatomique sur lequel est placé le marqueur réfléchissant.



FIGURE 1.3. Système optoélectronique en extérieur (source : www.vicon.com).

Des systèmes optoélectroniques à marqueurs actifs ont également été développés. Chaque marqueur émet des flashes avec longueur d'onde propre et est donc reconnu de manière unique par le système, ce qui permet de s'affranchir au moins partiellement de certains inconvénients des systèmes classiques à marqueurs passifs, comme la perte de marqueurs ou les erreurs de labélisation.

Ces systèmes présentent cependant de nombreux biais, qui seront analysés dans le chapitre 2.

1.1.4 Données vidéos et données infrarouges

Les données vidéos ont été utilisées avant le développement d'autres systèmes d'analyse du mouvement pour connaître les trajectoires de centres articulaires au cours du geste sportif. Ces méthodes ont été utilisées en 2D, notamment pour l'analyse dans le plan sagittal des mouvements sportifs comme la course (Ito *et al.*, 1982) ou le saut en longueur (Bosco *et al.*, 1976), puis en 3D grâce à la synchronisation des données d'au moins 2 caméras, après une étape de calibration pour déterminer les positions relatives des caméras (Shapiro, 1978). Ces méthodes ont très souvent été remplacées par l'utilisation des autres outils plus techniques décrits précédemment, permettant une meilleure précision et une durée de post-traitement moins importante.

Cependant, un retour aux données vidéos pour l'analyse du mouvement est observé, car ces méthodes, bien que moins précises et nécessitant à l'heure actuelle un post-traitement plus

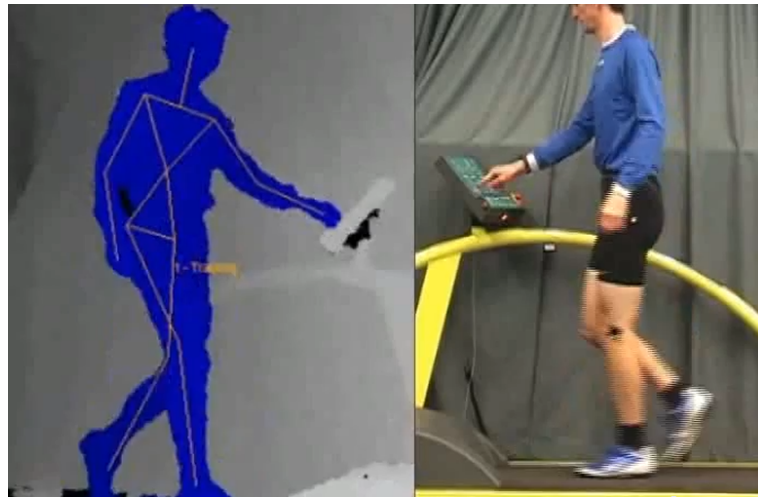


FIGURE 1.4. Nuage des profondeurs et image vidéo obtenues par Microsoft Kinect™.

important pour l'expérimentateur, permettent de ne pas perturber le mouvement du sujet, et ainsi d'analyser le sujet dans des situations réelles. Des méthodes de traitement d'image comme la détection de silhouette (Castelli *et al.*, 2014) ou l'optimisation avec contrainte (Lawson, 2014) sont étudiées afin de détecter plus précisément les positions des segments du corps et de réduire le temps de post-traitement *via* l'automatisation. Les données surfaciques issues des systèmes infrarouges peuvent aussi permettre de compléter les données vidéos et d'ainsi mieux prévoir le comportement 3D des segments d'un sujet (figure 1.4). Le système Kinect™ de Microsoft allie ces deux technologies pour obtenir une meilleure position et orientation des segments au cours du temps (Plantard *et al.*, 2014; Skals *et al.*, 2014).

Les systèmes de mesure sans marqueurs apparaissent comme une grande promesse pour l'analyse du mouvement, comme en témoigne le grand nombre d'études sur ces méthodes présentées lors du congrès *3D Analysis of Human Movement (3DAHM) 2014* à Lausanne. Bien que la précision de ces méthodes soit encore trop faible et le temps de post-traitement trop long, leur prix réduit et l'absence de tout encombrement pour le sujet pourrait à l'avenir permettre l'analyse de la performance en continu, dans des situations réelles d'entraînement ou de compétition.

1.2 Applications au sport

La mesure de la cinématique des segments au cours du mouvement sportif a d'abord permis de quantifier objectivement des données traditionnellement observées qualitativement et subjectivement par les entraîneurs sur le terrain. L'analyse cinématique constitue en effet un moyen d'étudier les mouvements rapides, dont les subtilités sont difficilement détectables à l'œil nu, ou de quantifier des différences fines de technique entre des athlètes ou des groupes d'athlètes.

De nombreuses études se sont intéressées à la comparaison des gestes d'experts et de débutants dans divers sports comme par exemple le tennis (Blackwell et Cole, 1994), le golf (Sim et Kim, 2010) ou le handball (Wagner *et al.*, 2012). Ces études permettaient de dégager certains facteurs principaux de la performance, et de donner aux entraîneurs des indications pour l'enseignement des techniques « correctes » chez les débutants. Cependant, ces études ne permettent pas de différencier des techniques différentes entre des experts.

Or, dans le milieu du sport de haut-niveau, c'est l'expert que l'on souhaite faire progresser. Il s'agit donc de comprendre ce qui différencie la performance des athlètes d'élite par rapport aux athlètes experts. Lorsque la performance est facilement identifiable, comme la vitesse lors d'un sprint, des études à basse résolution peuvent utiliser des données vidéos de grandes compétitions (Krell et Stefanyshyn, 2006), ou de grands champions sur le terrain (Beneke et Taylor, 2010).

Sur ce point s'opposent les habiletés « fermées » et les habiletés « ouvertes » (Poulton, 1957). Les premières se déroulent dans un environnement prévisible (golf, activités athlétiques, gymniques, lancers etc...) et reposent sur la réalisation efficace d'une technique alors que les secondes demandent une adaptation en temps réel à l'activité d'autres participants (sports d'équipe, sports de raquette ou de combat). La compatibilité des habiletés fermées avec l'étude biomécanique du geste sportif est évidente, et même dans les sports à dominante ouverte, la plupart des études biomécaniques se sont consacrées à la part d'habileté fermée caractéristique de ces sports (coups francs en football, service en tennis, coup de pieds en taekwondo). Martin *et al.* (2012) cherchent par exemple à établir chez des experts quelle est la plus efficace entre deux techniques distinctes de service pour suivre à la volée. Seuls Brault *et al.* (2010) choisissent d'étudier une habileté ouverte et de comparer chez les rugbymen d'élite la cinématique des feintes de corps réussies avec celle des feintes non réussies, où le défenseur parvient à attraper l'attaquant.

La limite actuelle de l'étude cinématique ou cinétique de mouvements sportifs d'élite réside dans la grande proximité existant entre les athlètes de haut-niveau pour la plupart des paramètres étudiés. Cette finesse du geste rend leur technique facile à perturber, notamment par l'immersion dans un environnement de laboratoire et la standardisation des mouvements. Il serait donc idéal de pouvoir analyser le geste au cours d'un entraînement ou d'une compétition, dans l'environnement habituel de pratique. Cependant, les méthodes de mesure non contraignantes n'ont souvent pas la précision nécessaire à discerner les différences fines entre les athlètes. Enfin, la performance ne dépend souvent pas uniquement de la propreté technique du geste, et elle apparaît souvent hautement multifactorielle.

Si l'analyse cinématique permet d'avoir des informations sur les caractéristiques du mouvement, elle ne permet pas d'appréhender les causes de ce mouvement. En effet, le mouvement correspond à l'effet des actions mécaniques (forces et moments) internes et externes agissant sur le corps. L'analyse dynamique du mouvement sportif permet d'estimer les efforts agissant sur le système musculo-squelettique, et donc d'expliquer la performance d'un athlète. Ces grandeurs dynamiques peuvent aussi permettre d'estimer la sollicitation des différentes structures du corps lors du mouvement, qui peut être reliée au risque de blessures.

2 Analyse dynamique

Outre l'analyse cinématique du geste sportif, certains auteurs se sont intéressés à sa dynamique, c'est-à-dire l'analyse des causes mécaniques du mouvement. Ces études nécessitent le plus souvent la mesure des actions mécaniques s'exerçant sur le solide d'intérêt, et l'analyse peut être réalisée en considérant le corps de l'athlète comme un solide ponctuel ou comme un ensemble de solides rigides articulés.

2.1 Modèle ponctuel

Dans les premières études dynamiques au cours du mouvement, le corps était considéré comme un solide ponctuel placé au centre de masse du corps. Le matériel nécessaire à l'analyse peut être réduit à une plateforme de forces, éventuellement complété par un système de caméras vidéos. Ces modèles simplifiés permettent d'avoir accès à de nombreuses informations, les forces et moments appliqués par le sol sur le centre de masse du sujet, la raideur du membre inférieur ou la puissance et le travail du système ponctuel.

2.1.1 Forces et moments appliqués au centre de masse

Les forces de réaction du sol ont été analysées pendant la course (Cavanagh et Lafortune, 1980) ou la réception de sauts (Prapavessis et McNair, 1999). D'autres auteurs (Nigg *et al.*, 2003) ont utilisé les plateformes pour déterminer pendant la course la trajectoire du centre de pression (CoP), qui correspond au point où les composantes horizontales des moments des forces de réaction du sol sont nulles pendant la course.

La vitesse et la position du Centre de Masse (CoM) peuvent être obtenues à partir de la force de réaction du sol, si la vitesse et la position initiale (Bosco *et al.*, 1983) sont connues. Le fait de n'utiliser que les données des plateformes de forces permet de s'affranchir des erreurs importantes de mesure de la cinématique (chapitre 2).

La connaissance de la position du CoM permet de calculer les moments des forces extérieures appliquées au CoM. D'après le théorème du moment cinétique, on peut calculer la variation de moment cinétique du corps au cours de l'appui, qui est un paramètre important de la performance, par exemple en gymnastique (Hay *et al.*, 1977) ou en saut en hauteur (Dapena, 1978).

La connaissance de la position et de la vitesse du CoM permet aussi de pouvoir évaluer la raideur du membre inférieur avec un modèle masse-ressort et la puissance et le travail des forces extérieures avec le modèle ponctuel classique.

2.1.2 Raideur globale des membres inférieurs

Une raideur globale des membres inférieurs, couramment notée K_{leg} dans la littérature, a souvent été étudiée pour la marche, la course ou les sauts répétitifs (*hopping*). Le corps entier est ici assimilé à un modèle de masse montée sur un ressort (figure 1.5), bondissant ou non. Ainsi, en mesurant les efforts au sol et la variation de hauteur du CoM, un K_{leg} est déterminé, en $N.m^{-1}$.

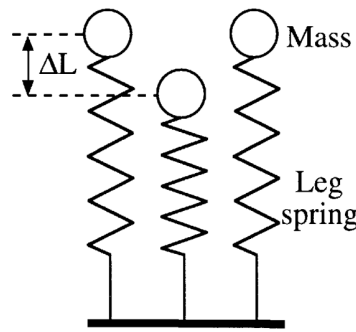


FIGURE 1.5. Raideur globale des membres inférieurs (K_{leg}) au cours d'un saut vertical (Farley et Morgenroth, 1999).

Pour le saut pliométrique qui correspond majoritairement à un mouvement vertical :

$$K_{leg} = \frac{F_{z,max}}{\Delta L} \quad (1.1)$$

avec $F_{z,max}$ le pic de la composante verticale de la force de réaction du sol et ΔL la distance verticale entre la position du CoM à l'instant où les pieds quittent le sol et sa position la plus basse.

La limite du K_{leg} pour l'analyse de la performance explosive réside dans le fait qu'on considère le membre inférieur comme une structure passive. Si cette hypothèse est acceptable pour la locomotion ou les autres mouvements cycliques, elle est discutable pour les mouvement impliquant des puissances importantes comme la détente verticale (Rabita *et al.*, 2008).

2.1.3 Puissance et travail du système ponctuel

Avec le système ponctuel, le CoM peut être considéré comme exerçant un effort sur le sol. La puissance du CoM (P_{CoM}) est le produit scalaire de l'opposé de la réaction du sol ($\vec{F}_{CoM/sol}$) et de la vitesse du CoM (\vec{v}_{CoM}) :

$$P_{CoM} = \vec{F}_{CoM/sol} \cdot \vec{v}_{CoM} \quad (1.2)$$

Le travail du CoM (W_{CoM}) est calculé au cours du mouvement selon :

$$W_{CoM} = \int_{appui} P_{CoM} \quad (1.3)$$

La puissance correspond à la puissance développée par l'ensemble des muscles du corps, et ne permet pas de localiser la production de puissance. Pour cette raison, la méthode de dynamique inverse a été développée pour analyser les actions mécaniques inter-segmentaires.

2.2 Dynamique inverse

La dynamique inverse, qui fait l'objet du chapitre 2, consiste à utiliser le principe fondamental de la dynamique à des solides articulés entre eux, de manière récursive. Connaissant les accélérations et les propriétés inertielles des segments, ainsi que les efforts à l'une des extrémités de la chaîne de segments, il est possible de quantifier les moments et les efforts articulaires. Ce calcul étant redondant lorsqu'il est appliqué au corps entier, il est aussi possible d'estimer les couples articulaires uniquement à partir de propriétés inertielles et d'accélération, mais ce calcul est souvent moins précis que les méthodes utilisant des capteurs de forces, dont la précision est nettement supérieure (Pillet *et al.*, 2010).

Cette méthode d'analyse dynamique du mouvement humain, initiée par Bresler et Frankel (1950), a largement été utilisée pour l'analyse de la marche (Doriot, 2001; Goujon, 2006; Villa, 2014). En effet, elle permet de lier les données cinématiques du mouvement aux données dynamiques, pour estimer *in vivo* les efforts agissant au niveau des différentes articulations, de manière non-invasive. La connaissance de ces efforts internes peut avoir de nombreuses applications.

2.2.1 Moments articulaires

La dynamique inverse permet de quantifier les forces et moments de réaction des articulations aux efforts extérieurs. Ces actions mécaniques correspondent à l'effet combiné de l'action des complexes musculotendineux et du comportement de structures passives telles que les ligaments ou les contacts osseux. Vaughan (1996) conseille de prendre des précautions sur l'interprétation des moments articulaires, dont la signification peut varier en fonction du mouvement, de l'articulation et du plan anatomique étudiés. Cependant, dans le cas du membre inférieur, certaines composantes des moments articulaires peuvent être interprétées pour l'évaluation du risque de certaines blessures ou pour l'évaluation de la performance. Les forces articulaires sont plus rarement associées à des risques spécifiques de blessures dans la littérature.

Évaluation du risque de blessures

Les blessures, dont l'occurrence est hautement multifactorielle, peuvent survenir chez tous les athlètes. Il est cependant intéressant de connaître les facteurs de risque de blessures, dans un but de prévention. La référence pour la détermination des facteurs de risque sont les études épidémiologiques prospectives sur les blessures des sportifs, qui ne peuvent se faire que sur une population et une durée importantes. Ces conditions, nécessaires aussi à la robustesse d'études rétrospectives, sont le plus souvent difficiles à obtenir dans le domaine du sport de haut-niveau, et de plus, ces études statistiques ne permettent pas de comprendre les mécanismes des blessures traumatiques ou chroniques. Les moments articulaires peuvent constituer un paramètre pour analyser ces mécanismes.

Le moment articulaire calculé par dynamique inverse correspond au moment résultant de l'ensemble des efforts agissant sur la rotation de l'articulation (forces musculaires, ligaments, contacts osseux etc...). L'analyse des moments articulaires peut être conduite selon les différents plans anatomiques de l'articulation. Ainsi, si aucun muscle ne permet la rotation volontaire de l'articulation dans un des plans anatomiques, le moment de réaction de l'articulation dans ce plan sera principalement du à la sollicitation de structures passives

(ligaments ou contacts osseux). Une sollicitation excessive de ces structures peut amener à des blessures traumatiques ou chroniques. Les conventions de signe pour les rotations et les moments articulaires à la cheville, au genou et à la hanche sont présentées dans l'annexe E.

Dans l'exemple du genou, il n'y a pas de structure musculo-tendineuse impliquée spécifiquement dans le mouvement dans le plan frontal (*varus/valgus*). Ainsi, un moment de réaction du genou important en *valgus* ou en *varus* correspond à une structure passive sollicitée de manière importante. Pour cette raison, certaines composantes du moment de réaction du genou ont été reliées au risque de blessures traumatiques ou de pathologies chroniques :

- le moment de réaction du genou en *varus*, correspondant à un moment extérieur en *valgus* exercé sur le genou, ainsi que le moment de réaction du genou en rotation externe, correspondant à un moment extérieur en rotation interne exercé sur le genou. Ces composantes du moment ont été montrées comme sollicitant particulièrement le ligament croisé antérieur (LCA) (Markolf *et al.*, 1995). La rupture du LCA étant une des blessures traumatiques les plus pénalisantes pour les carrières sportives à haut-niveau, la sollicitation de ce ligament a été étudiée *via* ces composantes du moment articulaire du genou dans de nombreuses études, au cours de mouvements standardisés (*drop jump*, *cutting*, course) ou de mouvements plus complexes (Besier *et al.*, 2001; Kernozek *et al.*, 2005; Kernozek et Ragan, 2008; Cochrane *et al.*, 2010; Dempsey *et al.*, 2012; Rouch *et al.*, 2012);
- le moment de réaction du genou en *valgus*, correspondant à un moment extérieur en *varus* exercé sur le genou, a été relié au chargement excessif de la partie médiale du plateau tibial qui est la zone la plus touchée par l'arthrose de genou. Si la sollicitation cyclique de cette zone permet l'ostéogenèse, des pics trop importants de ce moment de réaction en *valgus* au cours de la marche ont été corrélés au risque d'apparition d'arthrose du genou (Andriacchi, 1994; Haim *et al.*, 2008). À notre connaissance, aucune étude ne s'est intéressée au pics de moments de réaction en *valgus* au cours de mouvements sportifs.

Au niveau de la cheville, le système musculaire permet de réaliser des mouvements de rotation à 3 degrés de liberté. Cependant, la cinématique de l'entorse de cheville impliquant le plus souvent une inversion (mouvement en *varus*) et une rotation interne excessives du pied, les moments correspondant ont été évalués par dynamique inverse dans la littérature. Deux études rapportent des cas d'entorses de chevilles étant survenus au cours d'expérimentations d'analyse de mouvement, et observent des moments externes importants en inversion et en rotation interne (Kristianslund *et al.*, 2011; Gehring *et al.*, 2013). Monaghan *et al.* (2006) constatent que les patients présentant une instabilité chronique de la cheville montrent un moment de réaction de la cheville en eversion (*valgus*) plus important au cours de la marche, par rapport à un groupe contrôle. Les moments excessifs en inversion-eversion de la cheville et de rotation externe du tibia peuvent aussi être liés à l'apparition d'autres pathologies du membre inférieur, telles que la tendinopathie patellaire (Richards *et al.*, 2002).

L'impulsion, c'est-à-dire la variation temporelle du moment articulaire, est aussi parfois évaluée pour les trois composantes du moment articulaire pour le genou, comme pour la cheville.

Performance

Lorsque des muscles sont impliqués dans le mouvement dans le plan anatomique d'intérêt, les moments calculés peuvent correspondre à l'action conjointe des muscles et des structures passives du système musculo-squelettique. Par exemple, le moment de plantiflexion de la cheville est souvent considéré comme propulseur dans la marche, la course ou le saut, et assimilé au moment produit par la force de contraction du triceps sural.

Cependant, les structures passives du système musculo-squelettique influent aussi sur ce moment de réaction. Pour résoudre ces systèmes complexes, des méthodes d'optimisation avec contraintes sont utilisées pour estimer les efforts dans les différents tissus (muscles et tendons, ligaments, surfaces articulaires, capsules) (Anderson et Pandey, 1999; Nagano et Gerritsen, 2001; Delp *et al.*, 2007; Moissenet *et al.*, 2014).

2.2.2 Quasi-raideur des articulations

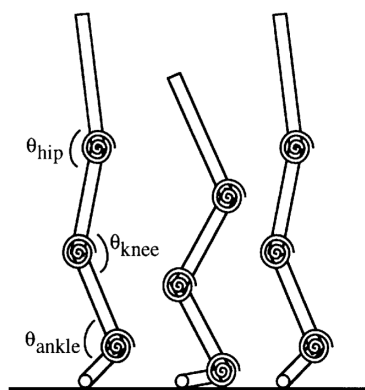


FIGURE 1.6. Quasi-raideurs articulaires au cours d'un saut vertical (Farley et Morgenroth, 1999).

La « quasi-raideur » d'une articulation peut être calculée au cours du mouvement comme la variation du moment articulaire sur la variation de l'angle articulaire correspondant (figure 1.6). En particulier, la cheville a été longtemps suspectée d'une contribution importante dans le stockage et la récupération d'énergie élastique lors des habiletés motrices explosives comme le sprint ou la détente verticale (Farley et Morgenroth, 1999) :

$$k_{cheville,sag} = \frac{\Delta M_{cheville,sag}}{\Delta \theta_{cheville,sag}} \quad (1.4)$$

avec $M_{cheville,sag}$ et $\theta_{cheville,sag}$ le moment et l'angle de la cheville dans le plan sagittal, respectivement.

Cependant, le moment articulaire mesuré correspond à l'action combinée de structures actives et passives. Il apparaît ainsi difficile, par cette simple mesure, de différencier la contribution relative des fibres musculaires, des tendons et des autres structures passives. De plus, cette contribution relative peut varier au cours du mouvement, en fonction de l'angle articulaire ou de la stratégie motrice utilisée. Ce calcul étant très éloigné de la définition classique d'une raideur, Latash et Zatsiorsky (1993) proposent donc d'utiliser le terme de quasi-raideur pour désigner la variation du moment articulaire en fonction de l'angle articulaire.

Bien que la relation entre le moment articulaire et les différentes forces en jeu soit complexe, la dynamique inverse permet de calculer les actions mécaniques inter-segmentaires tout au long de la phase d'appui. Fortement non-linéaire, l'évolution du moment de flexion en fonction de l'angle de flexion de la cheville peut toutefois être étudiée *via* la pente de la courbe, comme proposé par Pillet *et al.* (2014a). Cette quasi-raideur est ainsi calculée comme la pente de la régression linéaire, lors d'une phase donnée de l'appui.

2.2.3 Puissance et travail des articulations

La puissance totale de l'articulation P_{artic} peut être quantifiée comme la somme d'un terme de translation et d'un terme de rotation. Cependant, les déplacements linéaires des articulations étant souvent très faibles, la puissance en translation P_{trans} est négligeable par rapport à la puissance en rotation P_{rot} (Bonnet, 2009) :

$$P_{artic} = P_{trans} + P_{rot} \simeq P_{rot} \quad (1.5)$$

La puissance articulaire (P_{artic}) peut ainsi s'exprimer en fonction du moment exercé par le segment distal sur le segment proximal ($\vec{M}_{d/p}$) et de la vitesse angulaire du segment proximal par rapport au segment distal ($\vec{\omega}_{p/d}$). P_{rot} étant un produit scalaire, Robertson et Winter (1980) proposent d'évaluer la part de chaque plan anatomique dans la puissance articulaire :

$$P_{artic} = \vec{M}_{d/p} \cdot \vec{\omega}_{p/d} \quad (1.6)$$

$$= M_{d/p,x} \times \omega_{p/d,x} + M_{d/p,y} \times \omega_{p/d,y} + M_{d/p,z} \times \omega_{p/d,z} \quad (1.7)$$

$$= P_x + P_y + P_z \quad (1.8)$$

avec P_x , P_y et P_z les parts de la puissance articulaire dans le plan frontal, transverse et sagittal, respectivement. Ces parts sont exprimées en Watts.

De même que dans le cas du modèle ponctuel, le travail articulaire peut être calculé par intégration de la puissance sur la durée de l'appui.

Par l'analyse de la puissance du CoM (P_{CoM}) et des puissances articulaires, [Zelik et Kuo \(2012\)](#) proposent d'estimer la puissance et le travail dus à la déformation des tissus mous, comme le coussinet du talon, les surfaces articulaires, les muscles, les viscères ou les disques intervertébraux, entre autres (figure 1.7). Ce travail est en effet estimé à partir de P_{CoM} , car cette partie du calcul ne nécessite aucune hypothèse de rigidité sur les segments. En revanche, le calcul des puissances par dynamique inverse ne permet de considérer que les puissances dues aux corps rigides. Ainsi, ces auteurs estiment que :

$$P_{tot} = P_{CoM} + P_{int} = \sum P_{artic} + \sum P_{tissusmous}$$

d'où

$$\sum P_{tissusmous} = P_{CoM} + P_{int} - \sum P_{artic} \quad (1.9)$$

avec P_{int} la puissance interne, correspondant aux mouvements de « gesticulation » des centres de masses des segments par rapport au centre de masse du système, et $P_{tissusmous}$ la puissance due aux mouvements des tissus mous.

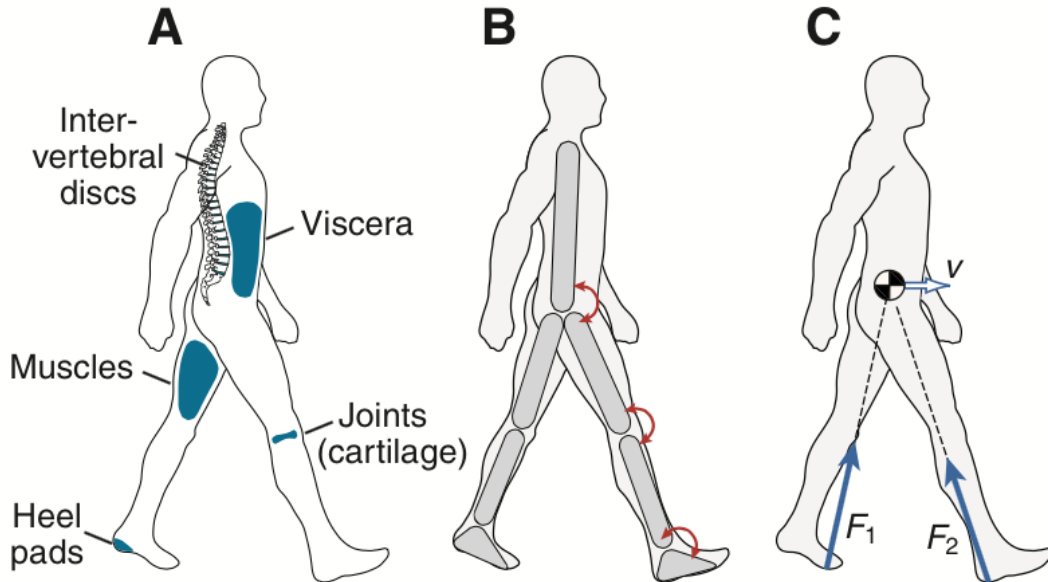


FIGURE 1.7. Différentes sources de puissances calculées par [Zelik et Kuo \(2010\)](#) : la puissance des tissus mous (A), les puissances articulaires (B) et la puissance du centre de gravité (C).

Ils montrent ainsi que le travail des tissus mous est plus important lorsque le travail des articulations est plus faible, et donc que les stratégies de réception de saut, par un travail articulaire plus important, permettent de réduire le travail des tissus mous, potentiellement douloureux ou traumatiques.

En plus de la puissance articulaire classiquement calculée, une méthode de dynamique inverse translationnelle a été proposée pour calculer la puissance motrice lors de mouvements de sauts maximaux (Nagano *et al.*, 1998). Martin *et al.* (2014) proposent également de calculer les transferts d'énergie entre les segments du haut du corps, pour analyser la performance et le risque de blessures au cours du service au tennis.

Les résultats de la dynamique inverse peuvent donc permettre de calculer de nombreux paramètres aussi bien en termes de risque de blessures (rupture du LCA, arthrose du genou, entorse de cheville), qu'en termes de performance (quasi-raideur, puissance articulaire, contribution des tissus mous, puissance motrice, transferts d'énergie). Cependant, le grand nombre de biais inhérents à cette méthode constitue l'une de ses principales limites. Ces différentes sources d'erreur et leur importance pour l'analyse de mouvements sportifs en dynamique inverse seront analysées dans le chapitre suivant.

Les analyses cinématiques et dynamiques sont réalisées au cours du mouvement, mais il est également possible de mesurer les propriétés mécaniques des différentes structures du système musculo-squelettique au cours de tests spécifiques.

3 Mesures de « raideurs »

La raideur des différentes structures du système musculo-squelettique est une grandeur à laquelle se sont intéressés de nombreux auteurs en biomécanique du sport, du fait de son implication dans l'utilisation de l'énergie élastique, qui permet à la fois une augmentation de la performance et une économie d'énergie musculaire au cours du mouvement. La raideur en mécanique (k) peut être définie comme la variation de l'action appliquée sur un système (ΔF ou ΔM), sur sa déformation (ΔL ou $\Delta\alpha$) :

$$k = \frac{\Delta F}{\Delta L} \quad \text{en N.m}^{-1} \text{ pour un ressort en traction/compression} \quad (1.10)$$

$$k = \frac{\Delta M}{\Delta\alpha} \quad \text{en N.m pour un ressort en rotation} \quad (1.11)$$

Dans les études biomécaniques *in vivo*, l'analyse de la raideur peut être réalisée à plusieurs échelles à l'aide de différents tests spécifiques. Bien que certaines des grandeurs mesurées posent des problèmes de cohérence d'un point de vue mécanique (Latash et Zatsiorsky, 1993), les différents tissus du complexe muscle-tendon peuvent dans certains cas être considérés comme des ressorts en traction, et les articulations comme des ressorts en rotation.

3.1 Raideur tissulaire

En traction, les structures tendineuses et ligamentaires peuvent être assimilées à des ressorts. La caractérisation de la raideur associée au ressort nécessite le plus souvent de mesurer à la fois la force exercée par le tendon et son allongement. Ces ressorts ont été décrits comme non-linéaire du fait du réarrangement des fibres de collagène au cours de la traction (Danielsen et Andreassen, 1988). Il est donc nécessaire de mesurer l'allongement du tendon pour différentes valeurs de force afin d'établir la loi de comportement de la structure. Plusieurs méthodes ont été développées pour mesurer la raideur du tendon et des autres structures passives.

3.1.1 Raideur tendineuse

Le tendon étant une structure passive, l'évaluation de sa raideur est parfaitement cohérente (Latash et Zatsiorsky, 1993). En particulier, le tendon d'Achille a fait l'objet de nombreuses études, du fait de l'implication dans le comportement de la cheville et du triceps sural aussi bien dans la locomotion (marche, course), que dans la performance de type explosif (sprint, saut).

Pour la quantification de la raideur tendineuse du tendon d'Achille, il est nécessaire de connaître la force appliquée sur le tendon et son allongement :

— Force exercée par le tendon

Il est possible de mesurer les forces au niveau des tendons *in vivo*, avec des méthodes invasives impliquant des capteurs insérés de manière chirurgicale au niveau du tendon (Komi, 1990), ou bien par fibres optiques (Komi *et al.*, 1996). Les méthodes non-invasives demandent souvent l'utilisation d'un ergomètre, dont le couple mesuré au niveau de la cheville est divisé par le bras de levier estimé du triceps sural pour la flexion plantaire, pour l'exemple du tendon d'Achille (Fouré *et al.*, 2011).

— Allongement du tendon

Le tendon étant placé au sein du complexe muscle-tendon, en série d'autres éléments ayant des propriétés mécaniques différentes, la mesure de l'allongement du tendon ne peut se faire uniquement par une mesure angulaire. Cette mesure se base sur des images échographiques et est réalisée de manière indirecte ou directe.

La manière indirecte consiste à calculer l'allongement comme la longueur totale du complexe muscle-tendon, obtenue à partir de l'angle articulaire, moins l'allongement des fibres musculaires multiplié par le sinus de l'angle de pennation (Sousa *et al.*, 2007). La manière directe consiste à mesurer l'allongement du tendon comme le déplacement relatif de la jonction myotendineuse du gastrocnémien médial par rapport à la position de repos, pour une contraction isométrique. Cette valeur est toutefois le plus souvent corrigée par la prise en compte de la légère rotation de l'articulation (Fouré *et al.*, 2011).

La loi de comportement lors d'un cycle de charge et de décharge en traction du tendon permet d'estimer à la fois l'énergie élastique pouvant être stockée, et la dissipation d'énergie *via* l'hystérésis (Fouré *et al.*, 2010b) (figure 1.8).

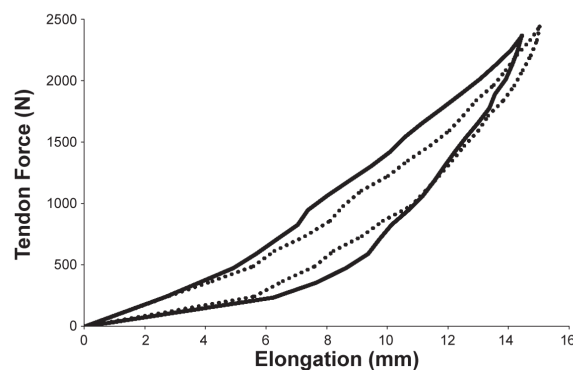


FIGURE 1.8. Hystérésis lors d'un cycle de charge et décharge avant (ligne pleine) et après entraînement pliométrique (pointillés) (Fouré *et al.*, 2010b).

Ces méthodes peuvent être considérées comme relativement « fonctionnelles », car elles permettent l'évaluation de la raideur tendineuse au cours de contractions. Elles demandent cependant une implication importante du sujet dans l'étude de par le temps nécessaire à la mise en place du protocole. Ces méthodes sont donc difficilement applicables en routine pour les sportifs de haut-niveau.

3.1.2 Élastographie par ondes de cisaillement

L'élasticité peut être définie comme la mesure de la capacité d'un solide à reprendre sa forme suite à une déformation par étirement, compression ou torsion. Pour un matériau linéaire, homogène et isotrope, l'élasticité est caractérisée par le module d'Young, E , qui peut s'exprimer en fonction des coefficients de Lamé, λ et μ (équation 1.12). Pour la mesure du module d'Young par élastographie, plusieurs hypothèses doivent être considérées concernant les tissus étudiés :

- le comportement linéaire (Gennisson *et al.*, 2003; Bercoff *et al.*, 2004; Nordez *et al.*, 2008);
- l'effet négligeable de la viscosité (Deffieux *et al.*, 2009);
- l'incompressibilité, les tissus étudiés étant composés à 95% d'eau. Cette hypothèse permet d'avoir $\lambda \gg \mu$.

En posant ces hypothèses, il est donc possible de calculer le module d'Young à partir du module de cisaillement (μ) :

$$E = \mu \frac{3\lambda + 2\mu}{\lambda + \mu} \simeq 3\mu \quad (1.12)$$

Le module de cisaillement peut être relié à la vitesse de propagation des ondes de cisaillement (C_s), qui est aussi très largement inférieure à la vitesse de propagation des ondes planes de compression (C_p) utilisées en échographie classique :

$$C_s = \sqrt{\frac{\mu}{\rho}} \simeq 1 - 10 \text{ m.s}^{-1} C_p = \sqrt{\frac{\lambda + 2\mu}{\rho}} \simeq \sqrt{\frac{\lambda}{\rho}} \simeq 1500 \text{ m.s}^{-1} \quad (1.13)$$

$$(1.14)$$

Cependant, le tissu musculaire comme le tissu tendineux sont isotropes transverse. Deux modules d'Young peuvent donc être distingués, selon que les ondes se déplacent dans la direction parallèle aux fibres ($E_{//}$) ou perpendiculairement aux fibres (E_{\perp}). Royer *et al.* (2011) montrent que $3\mu_{\perp} \leq E_{\perp} \leq 4\mu_{\perp}$ et que $E_{//}$ ne peut être estimé qu'à partir de la mesure de $\mu_{//}$ et μ_{\perp} . Par ailleurs, Eby *et al.* (2013) ont montré, lors d'un test de traction sur le muscle, que la relation entre le module d'Young mesuré *in vitro* et $\mu_{//}$ mesuré par élastographie était linéaire, telle que $E_{//} = 5,14 \times \mu_{//} + 18,88$.

Ophir *et al.* (1991) ont initié l'idée de mesurer l'élasticité des tissus par échographie, *via* la déformation des tissus. Cette évaluation a d'abord été faite qualitativement, puis des méthodes de corrélation d'image ont été développées dans les machines échographiques, pour mesurer le profil de déformation des tissus. Ces méthodes étant fortement dépendantes de l'opérateur, d'autres méthodes d'élastographie ont été développées, se basant sur la résonance magnétique (Dresner *et al.*, 2001) ou la mesure de la vitesse d'ondes de cisaillement dans le tissu.

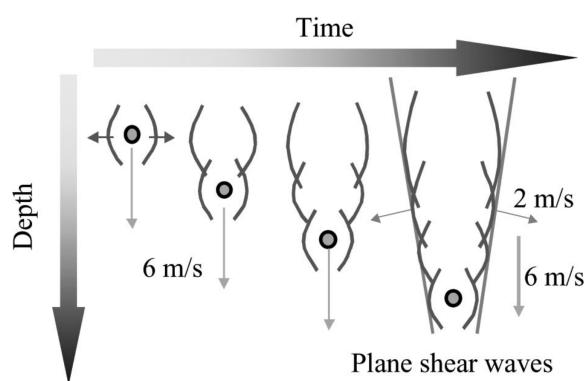


FIGURE 1.9. Déplacement du point de compression et formation du cône de Mach (Bercoff *et al.*, 2004).

L'*Ultrafast ShearWave Elastography* a été mise au point par l'institut Langevin (ESPCI). Son principe consiste à évaluer l'élasticité d'un tissu par imagerie ultra-rapide de la propagation d'une onde de cisaillement dans le tissu (Bercoff *et al.*, 2004). Pour générer l'onde de cisaillement, les transducteurs piézo-électriques de la sonde focalisent, dans un premier temps, un train d'ondes de compression sur un point du tissu durant une centaine de microsecondes. Le tissu, ainsi comprimé localement, se relâche en créant une source ponctuelle d'ondes de cisaillement. Cette première étape est répétée en déplaçant le point focal de plus en plus

profond, à une vitesse 3 fois supérieure à la vitesse de propagation des ondes de cisaillement, générant ainsi un cône de Mach (figure 1.9). La sonde passe ensuite dans le mode d'imagerie ultra-rapide, pour suivre la propagation de l'onde de cisaillement à 20000 images/sec. Pour cela, des ondes planes sont émises très rapidement, et leurs échos sont comparés (figure 1.10).

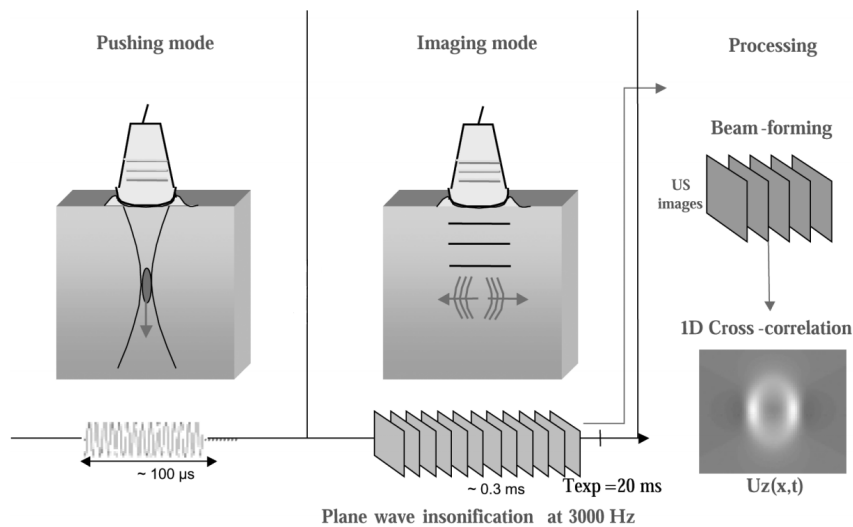


FIGURE 1.10. Principe de fonctionnement de l'élastographie par ondes de cisaillement (Bercoff *et al.*, 2004).

Ainsi, plusieurs mesures par seconde peuvent être réalisées dans une région d'intérêt définie par l'opérateur, de quelques cm^2 . Si cette méthode a été développée à l'origine pour la détection des tumeurs dans les tissus mous, elle commence à être utilisée pour l'analyse des propriétés mécaniques des différents composants du système musculo-squelettique :

- dans le corps musculaire. Cette méthode a été appliquée sur les muscles du membre inférieur au repos, en position raccourcie ou étirée chez différentes populations saines (Lacourpaille *et al.*, 2012; Maïsetti *et al.*, 2012; Dubois, 2014). Le module d'élasticité augmente lorsque le muscle est en position étirée (figure 1.11). La mesure a aussi été réalisée pendant la contraction (Shinohara *et al.*, 2010; Lapole *et al.*, 2015) ou *ex vivo* (Koo *et al.*, 2013), en étant reliée à la force passive du muscle ;
- dans le tendon. La mesure de l'élasticité a été réalisée principalement dans le tendon d'Achille (Drakonaki *et al.*, 2009), bien que la mesure soit moins précise pour le tendon que pour le corps musculaire (Aubry *et al.*, 2013). Cette méthode ne permet pas de réaliser des mesures pour des valeurs supérieures à 800 MPa. Le module d'élasticité du tendon ne peut donc être mesuré que passivement ou pour des allongements faibles. De plus, le déplacement des ondes de cisaillement de longueurs d'ondes importantes dans un tissu fin comme le tendon entraîne un certain nombre de biais, explicités par Brum *et al.* (2014).

L'élastographie peut permettre, de détecter des lésions tendineuses (Tan *et al.*, 2012; Chen *et al.*, 2013), de déterminer la longueur à vide des structures musculaires et tendineuses pour l'intégration dans les modèles musculo-squelettiques (Hug *et al.*, 2013) ou de suivre l'effet d'entraînements spécifiques sur les propriétés élastiques du tendon et du muscle (Nakamura *et al.*, 2014).

Les limites de cette méthode tiennent particulièrement aux erreurs de répétabilité et de reproductibilité relativement élevées pour le tendon, comparées aux muscles (Aubry *et al.*, 2013). En effet, Haen *et al.* (2015) trouvent une erreur de reproductibilité d'environ 20% pour le tendon d'Achille sur des pièces cadavériques. Cependant, cette mesure quantitative peut être effectuée rapidement, de manière non-invasive et en passif, ce qui rend cette méthode particulièrement applicable en routine pour les sportifs de haut-niveau.

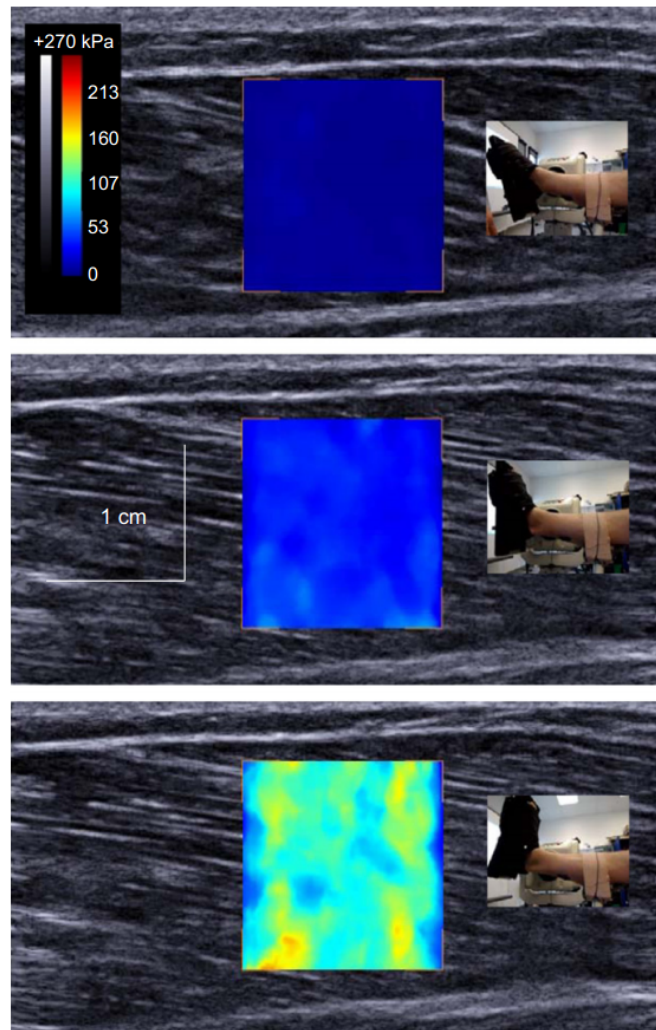


FIGURE 1.11. Élastographie des gastrocnémiens lors de la dorsiflexion passive (Maïsetti *et al.*, 2012).

3.2 Raideurs apparentes et quasi-raideurs des articulations

Sur le terrain, la raideur articulaire est souvent assimilée à son amplitude articulaire de manière qualitative et subjective. Un athlète est par exemple qualifié de plus « raide » en flexion de cheville qu'un autre athlète, s'il ne parvient pas à réduire suffisamment l'angle du tibia par rapport au pied dans le plan sagittal. Cependant, il existe de nombreuses méthodes pour quantifier objectivement différents types de « raideurs » du système musculo-squelettique.

En l'absence de contraction musculaire, la résistance à la rotation d'une articulation peut être interprétée comme une raideur apparente (Latash et Zatsiorsky, 1993). Lorsque les muscles sont activés et/ou que les conditions ne sont pas quasi-statiques, Latash et Zatsiorsky (1993) conseillent d'utiliser le terme de quasi-raideur. Le système musculo-squelettique impliquant de nombreuses structures, cette quasi-raideur correspond à l'effet combiné de deux grandeurs : la raideur apparente l'articulation (ligaments, butées articulaires) et la quasi-raideur du complexe muscle-tendon. Il apparaît souvent difficile de mesurer indépendamment ces facteurs, mais certains tests permettent de mesurer principalement une des composantes. L'exemple de la raideur de la cheville en dorsiflexion sera pris pour expliciter ces différents paramètres.

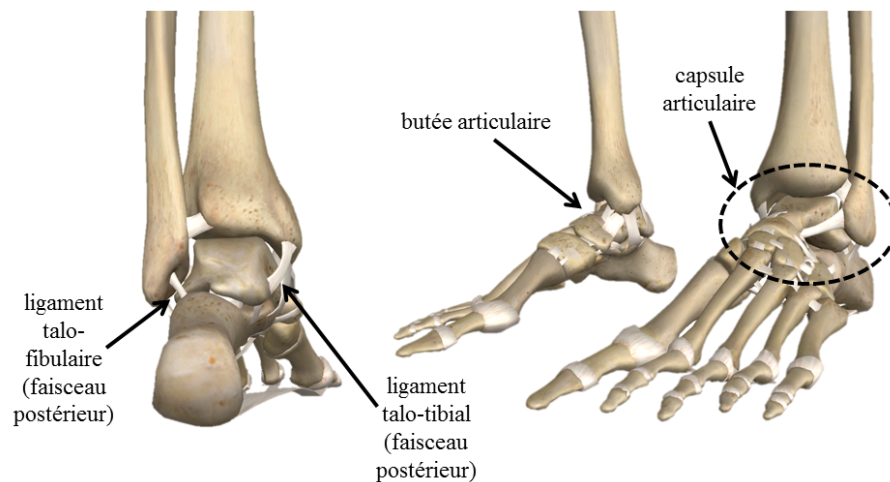


FIGURE 1.12. Anatomie de l'articulation de la cheville (source : www.zygotebody.com).

3.2.1 Raideur apparente de l'articulation

Même en l'absence de muscles, une articulation possède une certaine résistance à la rotation, du fait de la limitation à l'étirement des ligaments de la capsule articulaire ou des contacts inter-osseux. Par exemple, la dorsiflexion de la cheville peut être limitée par :

- les faisceaux postérieurs des ligaments talo-fibulaire et talo-tibial, qui sont détendus (en position courte) sur la plus grande partie de l'amplitude articulaire mais étirés au cours de dorsiflexions importantes ;
- le contact de la pince tibio-fibulaire sur le talus, qui ne concerne que l'amplitude articulaire maximale en dorsiflexion (figure 1.12).

Cette raideur apparente de l'articulation joue donc un rôle important uniquement à proximité des amplitudes articulaires maximales. Sa mesure *in vivo* est difficile du fait de la présence des muscles du triceps sural. Cependant, lorsque la cheville est en dorsiflexion et le genou fléchi, comme c'est le cas lors de la transition entre phase excentrique et concentrique d'un appui de saut, les muscles gastrocnémiens sont en position raccourcie et la contribution relative de cette raideur apparente de l'articulation à la quasi-raideur de la cheville peut être maximale (Wright et Johns, 1960).

L'hypermobilité articulaire généralisée (hyperlaxité) correspond à une compliance excessive des ligaments. Cette pathologie peut donc influencer de manière importante sur la raideur apparente des articulations. Jones *et al.* (2005) proposent d'évaluer la laxité de la cheville en dorsiflexion, talon au sol et genou fléchi avec application du poids du corps (*lunge test*). L'hyperlaxité concernant l'ensemble des ligaments du corps, de nombreux tests cliniques permettent de l'évaluer, par l'observation des amplitudes articulaires (Beighton et Horan, 1969; Boyle *et al.*, 2003). Par ailleurs, l'hyperlaxité a été montrée comme ayant une forte prévalence au sein des populations d'athlètes, et étant liée à un risque accru de blessures du membre inférieur (Decoster *et al.*, 1997; Seçkin *et al.*, 2005; Pacey *et al.*, 2010).

3.2.2 Raideur apparente et quasi-raideur du complexe muscle-tendon

À l'aide d'un ergomètre iso-cinétique (McNair *et al.*, 2001; Nordez *et al.*, 2008) ou de systèmes artisanaux (Moseley *et al.*, 2001; Cheshire et Vandervoort, 1995), il est possible de connaître la relation entre l'angle articulaire et le couple généré par l'articulation. Si la raideur apparente de l'articulation est négligée, cette relation correspond à une raideur apparente du complexe muscle tendon lorsque les muscles sont inactifs, ou à une quasi-raideur lorsque les muscles sont activés. Le modèle de Hill (1938) (figure 1.13) permet d'identifier 3 paramètres importants de la quasi-raideur de ce complexe :

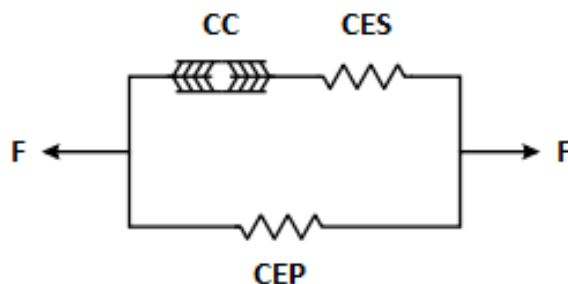


FIGURE 1.13. Modèle de Hill.

1. la *composante élastique parallèle* (CEP), qui correspond aux différentes enveloppes musculaires et aux fascias. Pour le triceps sural (figure 1.14), la raideur de la CEP est majoritairement évaluée lors d'un test de dorsiflexion passive, le genou en extension complète. Au cours du mouvement, et notamment lors d'un cycle d'étirement-raccourcissement, Kubo *et al.* (2001) considèrent que la contribution de la CEP est relativement faible. Whittington *et al.* (2008) et Silder *et al.* (2008) montrent en revanche que la CEP joue un rôle dans la production d'énergie mécanique au cours de tâches locomotrices ;
2. la *composante élastique série* (CES), qui correspond aux structures tendineuses (part passive) et à la raideur des myofibrilles et des ponts actine-myosine (part active). La raideur du tendon d'Achille peut être mesurée indépendamment des autres raideurs en utilisant les méthodes vues précédemment. Pour mesurer la raideur de la CES au cours de mouvements actifs, différents tests consistent à observer le comportement de la cheville au cours d'une contraction isométrique :
 - le test de *quick-release* (Pousson *et al.*, 1990; Farcy *et al.*, 2014) consiste à demander au sujet de réaliser une contraction maximale volontaire du triceps sural sur un ergomètre, en isométrique le pied en appui sur le plateau de l'ergomètre. La résistance du plateau est soudainement relâchée, et il en résulte un mouvement oscillatoire de la cheville, dont la cinétique peut être enregistrée et reliée à la raideur de la CES ;
 - le test de *controlled-release* consiste, à l'inverse, à imposer une variation de longueur et de mesurer la différence de tension (Hof, 1998) ;
 - le test de perturbation sinusoïdale consiste à répéter un mouvement cyclique et d'analyser la réponse de la structure (Walshe *et al.*, 1996).

Ces tests sont réalisés à proximité de la longueur à vide du muscle L_0 pour éviter l'intervention de la CEP. La mesure est réalisée immédiatement après perturbation afin que seules les propriétés de la CES soient prises en compte, avant que la composante contractile, toujours activée, n'ait pu ré-étirer la CES.

Bien que présentant l'avantage d'une bonne standardisation, ces différents tests se font à partir d'une contraction isométrique, ce qui ne correspond pas à un mouvement naturel, tel qu'il s'exprime lors de la locomotion ou d'une performance explosive comme le saut ou le sprint.

3. la *composante contractile* (CC), qui correspond aux sarcomères. Cette composante n'intervient donc que lors de la contraction. Elle induit un raccourcissement des fibres, mesurable à l'échographie, qui va exercer une traction de la CES. Cette force de traction dépendant de la longueur du muscle et de la vitesse du mouvement, la connaissance du comportement de la CC demande l'utilisation d'un ergomètre iso-cinétique à différentes vitesses.

Ainsi l'ensemble de ces tests de raideurs se font en passif, ou en contraction isométrique. Au cours de l'appui, les contractions sont de types pliométriques (phase excentrique suivie d'une phase concentrique), et les différentes raideurs mesurées ne correspondent donc pas

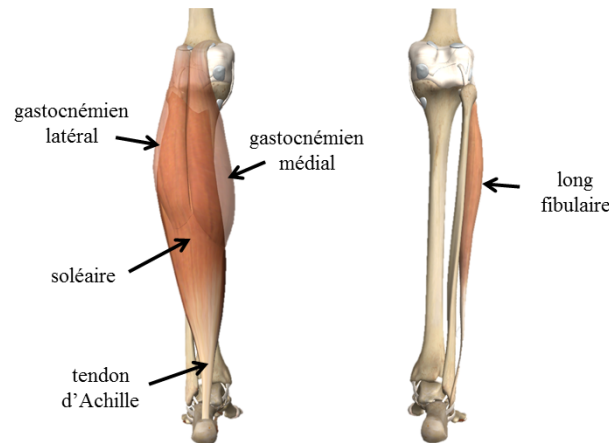


FIGURE 1.14. Anatomie du triceps sural et du long fibulaire (*peroneus longus*) (source : www.zygotobody.com).

exactement au geste étudié. Les quasi-raideurs mesurées au cours du mouvement possèdent également des limites quand à leur lien avec une réelle quantification d'énergie élastique. Cependant, les liens entre ces différents types de « raideurs » et la performance lors de l'appui ont été largement étudiés dans la littérature.

3.3 « Raideurs » et performance lors de l'appui

3.3.1 Cycle d'étirement-raccourcissement

Dans de nombreux sports, les appuis sont réalisés avec une vitesse initiale, et sont composés d'une phase excentrique suivie d'une phase concentrique. Ce mécanisme est largement documenté dans la littérature anglo-saxonne sous le nom de *Stretch-Shortening Cycle* (SSC). Le SSC est un mécanisme propre au complexe muscle-tendon, qui permet une amélioration de la performance et une économie d'énergie musculaire par rapport à une contraction concentrique isolée. L'exemple de l'appui de saut vertical (avec élan préalable) sera utilisé pour expliquer ce mécanisme.

Lors de la phase concentrique de l'appui de saut, il s'agit donc de partir d'une vitesse verticale nulle à la fin de la phase excentrique, pour atteindre une vitesse verticale maximale à l'instant où les pieds quittent le sol. Il s'agit de développer une importante puissance lors de la phase concentrique (Hatze, 1998). En faisant abstraction du mouvement des membres supérieurs et du tronc, qui fera l'objet du chapitre 8, la détente verticale après un appui de type SSC peut être considérée comme le résultat de l'action de trois structures lors de la phase concentrique :

1. **les fibres musculaires** des différents muscles extenseurs du membre inférieur (triceps sural, quadriceps, extenseurs de hanche). La puissance intrinsèque pouvant être générée par le raccourcissement global d'un muscle est liée à trois caractéristiques agissant sur la force ou la vitesse de contraction : la surface de section physiologique du muscle, la longueur des fibres musculaires et la typologie musculaire. En effet, la force pouvant être développée par le muscle dépend du nombre de ponts actine-myosine formés en parallèle dans le muscle et donc de sa surface de section physiologique (mesure prenant en compte la pennation des fibres musculaires). La longueur des fibres est liée au nombre de sarcomères en série et donc à la vitesse de raccourcissement. La typologie musculaire rend compte du pourcentage de fibres de type I (*slow-twitch*) et de type IIa et IIb (*fast-twitch*). Si, à volume égal, les forces pouvant être développées par ces différentes fibres sont similaires, les fibres utilisant les voies anaérobies lactiques et alactiques pour la contraction (IIa et IIb, respectivement) montrent des vitesses de raccourcissement plus élevées que pour les fibres de type I. Leur puissance est donc supérieure à celle des fibres

de type I. Pour se contracter, ces fibres doivent toutefois recevoir un influx nerveux afférent du système nerveux central.

2. **le système nerveux.** Le système nerveux central intervient de deux façons pour la production de puissance. Premièrement à l'échelle du muscle, par le nombre d'unités motrices recrutées. Une unité motrice est un ensemble composé d'un motoneurone et des fibres musculaires innervées par celui-ci. Le nombre d'unités motrices recrutées pour un mouvement donné dépend de l'intensité du signal transmis par le système nerveux central dans les voies afférentes. Deuxièmement à l'échelle du membre inférieur, par la bonne coordination entre les muscles qui actionnent les différentes articulations. Le système nerveux périphérique peut aussi intervenir par la proprioception et le réflexe d'étirement, qui peuvent modifier l'influx nerveux afférent du système nerveux central, le plus souvent en synergie.
3. **les structures passives** du membre inférieur, qui permettent, de par leurs propriétés mécaniques, de retourner de l'énergie élastique acquise lors de la phase excentrique par leur déformation. Ces structures comprennent les tendons, les aponévroses et fascias, les ligaments (ou capsules) et les butées articulaires.

La production de puissance par la contraction concentrique des fibres musculaire représente un coût métabolique important. Pour cette raison, il a été recherché un moyen de quantifier la performance d'un appui de saut de type SSC, permettant de s'abstraire de cette composante contractile.

3.3.2 Effet pliométrique

Le Squat Jump (SJ), qui consiste à réaliser un saut maximal en partant de la position accroupie permet d'isoler la performance de l'athlète sur la puissance musculaire du membre inférieur dans son ensemble, c'est-à-dire la puissance de raccourcissement, le recrutement des unités motrices et la coordination. Le counter-movement jump, qui consiste à partir de la position debout, à réaliser un mouvement excentrique avant la phase concentrique a d'abord été utilisé pour étudier l'utilisation de la phase excentrique. Cependant, l'absence de vitesse initiale rend cet exercice assez différent des sauts effectués dans le sport. Le Drop Jump (DJ), qui consiste à se laisser tomber d'une hauteur avant de réaliser un saut maximal, sans mouvement des membres supérieurs, permet de standardiser un saut maximal de type SSC avec vitesse initiale. La performance lors de cet exercice est liée à l'ensemble des paramètres vus précédemment.

L'amélioration de la détente verticale, dans le cas d'un DJ par rapport à un SJ, peut être liée à une action plus optimale du système nerveux et/ou à l'utilisation de l'énergie élastique (Komi, 2008). Ces paramètres peuvent être estimés globalement en utilisant la mesure de l'« effet pliométrique », décrit dans la littérature sous le nom de *Pre-Stretch Augmentation* (PSA) (Walshe *et al.*, 1996; Kubo *et al.*, 2007b). Cette mesure correspond au gain de hauteur d'un saut pliométrique comme le DJ, par rapport au SJ :

$$PSA_{DJ} = \frac{perf_{DJ}}{perf_{SJ}} - 1$$

avec pour chaque saut

$$perf = h_{CoM, max} - h_{CoM, stat} \quad (1.15)$$

avec $h_{CoM, stat}$ la hauteur du CoM en position statique.

La notion d'énergie élastique, et son potentiel à, à la fois augmenter la performance et réduire la consommation d'énergie, a poussé les auteurs à évaluer dans le contexte du SSC les influences respectives de l'ensemble des types de « raideurs » vus précédemment. Ces influences ont été évaluées par deux méthodes : la comparaison experts/amateurs ou l'effet d'entraînements spécifiques.

3.3.3 « Raideurs » chez les athlètes d'élite

Concernant les sportifs d'endurance, comme par exemple les coureurs de fond, il a été montré que la performance était corrélée à la raideur du membre inférieur K_{leg} (Heise et Martin, 1998), à la quasi-raideur de la cheville et du genou (Kubo *et al.*, 2000a), la raideur de la CES du triceps sural et la raideur du tendon patellaire et du tendon d'Achille (Rosager *et al.*, 2002; Albracht et Arampatzis, 2013). L'économie d'énergie permise par le mécanisme de stockage/restitution d'énergie élastique est en effet un avantage majeur lors des activités nécessitant une grande répétition de ces appuis.

Cependant, chez les spécialistes d'appuis de type SSC explosifs, la relation n'est pas aussi simple :

- le K_{leg} n'est pas corrélée à la performance lors de *hopping*, chez les sauteurs en hauteur (Rabita *et al.*, 2008) ;
- la quasi-raideur des articulations, calculée lors de la phase excentrique, n'est pas non plus reliée à la performance en sprint (Kubo *et al.*, 2000b) ;
- la raideur musculo-tendineuse est plus importante (Rabita *et al.*, 2008) ;
- la raideur passive est plus importante (Rabita *et al.*, 2008) ;
- la raideur tendineuse est plus importante (Arampatzis *et al.*, 2007).

Concernant les performances explosives, la relation est en effet plus complexe car le mouvement ne nécessite pas forcément le contact le plus court possible pour la production maximale de puissance (Brüggemann, 2014). Ces athlètes experts du saut sont soumis quotidiennement à un entraînement de type pliométrique et/ou de musculation. Si l'observation de l'effet d'entraînements spécifiques sur des athlètes experts est compliqué, car les effets sont souvent limités, ce type d'étude est possible sur des sujets sportifs non spécialistes ou sédentaires.

3.3.4 Influence d'entraînements spécifiques

L'entraînement pliométrique a été montré bénéfique pour la performance en course d'endurance (Spurrs *et al.*, 2003), et augmentant la raideur du tendon chez l'animal (Buchanan et Marsh, 2001). Pour les mouvements explosifs comme le sauts, la relation est plus complexe, et ne fait encore pas consensus dans la communauté scientifique. Les évolutions des différentes « raideurs » vues précédemment, suite à un entraînement pliométrique, ont été recherchées :

- le K_{leg} n'est pas augmenté ;
- la quasi-raideur des articulations a été décrite comme augmentant (Pousson *et al.*, 1995; Spurrs *et al.*, 2003; Kubo *et al.*, 2007b), et à l'inverse diminuant chez Cornu *et al.* (1997) et Grosset *et al.* (2009) ;
- la raideur apparente passive est invariante (Fouré *et al.*, 2009) ;
- la raideur tendineuse a aussi été montrée comme augmentant (Burgess *et al.*, 2007; Wu *et al.*, 2010), ou invariante (Kubo *et al.*, 2007b; Fouré *et al.*, 2011).

Pour résumer, les résultats contradictoires de la littérature concernant la raideur de la CES peuvent s'expliquer par différentes composantes du complexe muscle-tendon qui n'ont pas la même adaptation à l'entraînement pliométrique. En utilisant l'*alpha method* (Morgan, 1977; Fouré *et al.*, 2010a; Hauraix *et al.*, 2015), qui permet d'évaluer les parts relatives des structures actives et passives à la raideur globale du complexe muscle-tendon, Fouré *et al.* (2011) montrent que l'entraînement pliométrique permet, chez des sujets sportifs réguliers, d'augmenter la raideur tendineuse, permettant ainsi une meilleure transmission de la tension musculaire à l'os lors de la contraction. Conjointement, la proportion de fibres de type II (*fast-twitch*), plus compliantes que les fibres de type I (*slow-twitch*), augmenterait, rendant la composante active de la CES plus compliante. Le K_{leg} et la quasi-raideur lors de la phase excentrique ne semble pas avoir d'influence sur la PSA. Le rôle de l'influx nerveux dans l'augmentation de la PSA semble assez faible chez une population sédentaire (Kubo *et al.*, 2007b).

L'entraînement de musculation avec charge semble augmenter la raideur tendineuse mais n'augmenter ni la quasi-raideur articulaire au cours du mouvement, ni la PSA lors de sauts de type SSC (Kubo *et al.*, 2006, 2007b). Concernant l'exercice excentrique, des résultats de la littérature sont contradictoires selon les méthodologies utilisées : augmentation (Fouré *et al.*, 2013) ou réduction (Morrissey *et al.*, 2011) de la raideur tendineuse, et réduction (Fouré *et al.*, 2013) ou augmentation (Green *et al.*, 2012) de la compliance de la partie active de la CES.

4 Électromyographie de surface

L'électromyographie de surface (EMG) est une technique consistant à mesurer le courant électrique caractérisant la contraction des fibres musculaires, à l'aide d'électrodes fixées sur la peau à la surface des muscles. Cette méthode permet d'étudier la coordination musculaire (Bobbert et van Ingen Schenau, 1988), ou encore l'effet de la fatigue sur le signal myoélectrique (De Luca, 1984). De plus, l'intensité du signal électrique mesuré étant corrélée au pourcentage de contraction maximale volontaire du muscle, il est possible de connaître à chaque instant l'intensité de la contraction musculaire et la force développée par le muscle (De Luca, 1997).

Cependant, cette technique ne sera pas utilisée dans ce travail, principalement pour des raisons de gêne de l'athlète et de temps de mise en place. En effet, un signal électromyographique de qualité, s'il est plus facile à obtenir avec une population sportive qui possède une couche relativement fine de graisse sous-cutanée, requière plusieurs précautions particulièrement chronophages lors des expérimentations :

- le rasage de la zone de placement de l'électrode et le décapage des couches de peau mortes à l'alcool ;
- la réalisation de contractions maximales volontaires pour chacun des muscles testées, lorsque l'on veut lier le signal à pourcentage de force maximale volontaire.

La qualité du signal est aussi fortement dépendante de la position de l'électrode à la surface du muscle (Rainoldi *et al.*, 2004), et la mesure ne peut être réalisée que pour les muscles superficiels et relativement volumineux.

5 Simulations

La simulation de mouvements présente deux intérêts majeurs pour le sport de haut-niveau, particulièrement pour les sports acrobatiques :

- *optimisation de la performance*. Dans certains sports, comme le kungfu wushu par exemple, la technique d'une nouvelle acrobatie est acquise par l'athlète empiriquement par essai-erreur au cours de nombreuses tentatives. La connaissance du geste optimal peut donc permettre de gagner du temps sur l'entraînement, en indiquant dès le premier essai le mouvement à effectuer et le bon timing ;
- *réduction du risque de blessure*. La plupart des blessures dans les sports acrobatiques surviennent lors de répétitions de l'acrobatie. La réduction du temps de recherche par essai-erreur permet de réduire indirectement le risque de blessure. De plus, la simulation peut permettre de voir si une nouvelle acrobatie, impliquant par exemple une rotation supplémentaire, est réalisable par l'athlète au vu de ses capacités physiques, sans le faire intervenir physiquement dans la tentative d'une acrobatie dangereuse.

De plus, le contrôle de l'ensemble des paramètres fait que le calcul n'est soumis à aucun biais de mesure. Ainsi, des méthodes de simulation de la cinématique (Yeadon, 1990) et de la dynamique segmentaire (King *et al.*, 2006; Leboeuf *et al.*, 2007; King *et al.*, 2009; Allen *et al.*, 2010; Wilson *et al.*, 2011) ont été proposées dans la littérature.

Cependant, la simulation ne permet pas de connaître les origines mécaniques des blessures ou de la performance d'un athlète au cours de son mouvement. Pour cela, il est nécessaire de mesurer ces paramètres sur le terrain, comme cela est possible en utilisant la dynamique inverse.

6 Bilan : Intérêt de la dynamique inverse de l'appui sportif

La revue de littérature montre qu'une analyse uniquement cinématique ne permet pas la compréhension des causes mécaniques du mouvement. Or, au cours des appuis sportifs, les efforts extérieurs importants agissant sur l'athlète s'avèrent essentiels pour l'analyse.

L'électromyographie de surface, nécessitant un important temps de mise en place, ne sera pas utilisée dans ce travail pour étudier la coordination ou les forces musculaires.

La simulation numérique ne convient pas non plus à aux objectifs de ce travail. Elle permet effectivement d'intégrer les efforts extérieurs, sans faire intervenir l'athlète physiquement, et ainsi contribuer à la recherche du geste optimal. Cependant, lors des appuis, cette simulation doit d'une part, faire intervenir des modèles dynamiques complexes, et d'autre part ne permet pas de mesurer sur le terrain les gestes pathomécaniques réalisés par l'athlète, qui peuvent influencer sur sa performance ou son risque de blessures.

Pour leur part, les tests spécifiques de « raideur » (tendineuse, articulaire passive et articulaire active), réalisés en laboratoire, présentent un intérêt certain, mais sont difficilement applicables en routine à l'entraînement. Seule l'élastographie par ondes de cisaillement apparaît comme une nouvelle méthode permettant de quantifier rapidement les propriétés mécaniques des muscles et des tendons, même profonds.

En ce qui concerne l'analyse dynamique, le modèle ponctuel permet de quantifier un certain nombre de paramètres déterminants de la performance, tels que la puissance développée par le centre de masse, ou encore la variation de moment cinétique du corps au cours de l'appui. Cependant, trois autres paramètres particulièrement intéressants pour leur application au sport de haut-niveau nécessitent d'être investigués par dynamique inverse :

- les pics de moments articulaires, qui peuvent être reliés à un risque de blessures traumatiques ou chroniques. Il est aussi possible de savoir à quel instant du mouvement apparaît ce moment potentiellement traumatique, en vue d'une prévention efficace des blessures ;
- la quasi-raideur des articulations, qui permet d'appréhender le comportement global de l'articulation. Ce comportement dépendant de différentes structures actives et passives, des changements importants de quasi-raideur peuvent correspondre à des variations de la contribution relative de ces différentes structures selon l'angle articulaire ;
- la puissance et le travail des articulations, qui peuvent être corrélés à la performance de détente verticale. Bien qu'il ne soit pas possible de lier le travail mesuré à une énergie consommée par le muscle dans le cas de mouvements explosifs de type *stretch-shortening cycle*, il est possible de quantifier les contributions relatives des différentes articulations à la performance.

Cependant, de nombreux biais liés à la dynamique inverse ont été mis en évidence dans la littérature, majoritairement pour son application à l'analyse quantifiée de la marche. Il convient donc d'établir un bilan de ces biais potentiels préalablement à une application à l'analyse d'appuis sportifs.

Dans le cas de l'analyse du sport de haut-niveau, ces biais peuvent être d'autant plus préjudiciables que le nombre de sujets et le nombre de répétitions réalisables pour chaque mouvement sont limités. Il est donc difficilement réalisable de mener des analyses statistiques avec beaucoup d'essais pour compenser les artefacts de mesures. Ainsi, il est capital d'avoir la mesure la plus juste possible pour chaque athlète, de manière à pouvoir interpréter ses résultats dans son intérêt, pour le diagnostic de sa performance et la prévention de ses blessures.

Sommaire

1	Principe	38
2	Limites du principe	39
3	Erreurs de mesure sur les données d'entrée	39
3.1	Efforts externes	41
3.1.1	Erreurs de mesure	41
3.1.2	Synchronisation et positionnement relatif du système de mesure cinématique	41
3.1.3	Filtrage des actions mécaniques	42
3.2	Cinématique des segments	42
3.2.1	Erreurs de mesure	43
3.2.2	Fréquence d'échantillonnage	43
3.2.3	Perte de marqueurs	43
3.2.4	Positionnement des marqueurs anatomiques	44
3.2.5	Modèle squelettique	44
3.2.6	Repères anatomiques	44
3.2.7	Détermination des centres articulaires	44
3.2.8	Artefact des tissus mous	45
	Méthodes physiques	46
	Méthodes calculatoires	46
3.2.9	Filtrage de la cinématique	47
3.2.10	Obtention des accélérations	48
3.3	Répartition des masses	49
3.3.1	Mesure directe des volumes des tissus et des densités massiques par imagerie médicale	49
3.3.2	Modèles proportionnels	50
3.3.3	Modèles volumiques	51
3.3.4	Identification des paramètres inertiels	51
3.3.5	Comparaisons des différents modèles	52
4	Formalismes	52
4.1	Cinématique angulaire	52
4.2	Méthodes de calcul	53
5	Éléments de validation	54
6	Bilan : Biases spécifiques pour l'appui sportif	55

Il a été vu dans le chapitre précédant que l'analyse dynamique du mouvement pouvait se faire par dynamique dite inverse, au sens où elle consiste à déterminer les actions mécaniques agissant sur le système à partir de la cinématique des segments. Cette méthode largement utilisée en robotique présente de nombreux biais pour son application à la biomécanique. Il convient donc, après en avoir détaillé le principe et ses limites, d'analyser les différentes sources d'erreurs, leur influence sur les résultats et les techniques permettant de réduire ces erreurs, et enfin de décrire les moyens de validation existant.

1 Principe

Dans cette approche, le corps humain est modélisé comme un ensemble de chaînes ouvertes de segments rigides articulés entre eux. Le principe de la dynamique inverse consiste en l'application du principe fondamental de la dynamique pour chacun des segments de la chaîne : le torseur dynamique $\{D(S_i)\}_P$ d'un segment S_i est ainsi égal à la somme des torseurs des efforts des segments sus-jacents S_{i+1} et sous-jacent S_{i-1} sur le segment S_i , $\{\Phi(S_{i+1} \rightarrow S_i)\}_P$ et $\{\Phi(S_{i-1} \rightarrow S_i)\}_P$, et du torseur des efforts dus à la gravité $\{\Phi(pes \rightarrow S_i)\}_P$, tous ces torseurs étant exprimés dans le même repère R , et au même point quelconque P . Ainsi, ce calcul peut s'effectuer de manière récursive sur tous les segments du modèle, en partant d'une extrémité de la chaîne où les forces extérieures sont connues vers l'autre extrémité. Les données d'entrée du calcul sont donc : les efforts extérieurs (réaction du sol sur le pied dans le cas de l'appui), les positions instantanées des segments, leurs champs d'accélération et leurs paramètres inertiels.

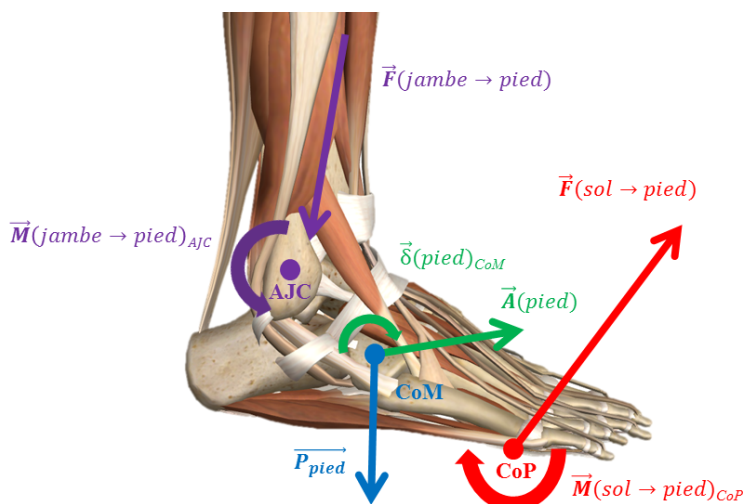


FIGURE 2.1. Représentation schématique des forces et des moments s'appliquant sur le segment pied.

$$\{D(S_i)\}_G = \{\Phi(S_{i+1} \rightarrow S_i)\}_G + \{\Phi(S_{i-1} \rightarrow S_i)\}_G + \{\Phi(pes \rightarrow S_i)\}_G \quad (2.1)$$

$$\begin{aligned} \{D(S_i)\}_G &= \begin{Bmatrix} \vec{A}(S_i) \\ \vec{\delta}(S_i)_G \end{Bmatrix} \\ \{\Phi(S_{i+1} \rightarrow S_i)\}_G &= \begin{Bmatrix} \vec{F}(S_{i+1} \rightarrow S_i) \\ \vec{M}(S_{i+1} \rightarrow S_i)_G \end{Bmatrix} \\ \{\Phi(pes \rightarrow S_i)\}_G &= \begin{Bmatrix} m_{S_i} \times \vec{g} \\ \vec{0} \end{Bmatrix} \end{aligned}$$

dans un repère R , avec $\vec{A}(S_i)$ la quantité d'accélération du CoM du segment, $\vec{\delta}(S_i)_G$ le moment dynamique exprimé au centre de masse G du segment, $\vec{F}(S_{i+1} \rightarrow S_i)$ et $\vec{M}(S_{i+1} \rightarrow S_i)_G$ la résultante et le moment résultant de S_{i+1} sur S_i exprimés au point G , m_{S_i} la masse du segment et \vec{g} l'accélération gravitationnelle (figure 2.1).

2 Limites du principe

Il existe plusieurs limites à l'analyse par dynamique inverse, certaines étant liées à la validité des hypothèses de départ et d'autres aux incertitudes sur les données d'entrées du calcul. Les limites du principe tiennent en trois points détaillés ci-après.

Hypothèse des corps rigides

Pour pouvoir appliquer le principe fondamental de la dynamique, les segments du corps sont considérés comme rigides. Si cette approximation est acceptable pour les parties osseuses, le fait de rassembler les segments osseux en meta-segments (pied, tronc, abdomen, thorax) et de considérer les tissus mous (muscles, tissus adipeux, organes) comme partie de ces segments rigides constitue un premier biais.

Centres articulaires ponctuels

Les articulations sont souvent considérées dans les modèles comme ponctuelles, avec des rotules ou des pivots parfaits. Si cette hypothèse peut être acceptable pour le centre articulaire de la hanche, elle s'avère moins évidente pour l'épaule ou le genou. En effet, la position de l'axe de flexion du genou varie en fonction de l'angle de flexion, car on observe un glissement du plateau tibial par rapport au fémur lors des flexions supérieures à 90° .

Cette limite n'intervient pas dans le cas de repères segmentaires indépendants, c'est-à-dire définis par au moins 3 marqueurs indépendants des marqueurs servant à la définition des repères segmentaires adjacents. C'est le cas, par exemple, pour les études utilisant des repères segmentaires déterminés à partir de cluster rigides, et en utilisant pour le calcul le formalisme des matrices homogènes (Goujon, 2006; Villa, 2014). Les torseurs des actions mécaniques y sont en effet calculés de manière indépendante du point d'application de la force et il n'y a donc pas à définir de centre articulaire pour le calcul des torseurs inter-segmentaires. Il est en revanche nécessaire de choisir un point d'application des moments, après le calcul, pour être en mesure de les interpréter en tant que moments articulaires.

Propagation des erreurs

Le calcul se faisant de manière itérative, chaque étape du calcul est fortement dépendante des étapes antérieures. Il en résulte une importante propagation des erreurs le long de la chaîne de segments, et une attention particulière doit donc être portée à la minimisation des erreurs sur l'ensemble des données d'entrée pour chacune des étapes du calcul, c'est-à-dire pour chaque segment.

Si les deux premières limites tenant au principe même de la dynamique inverse doivent être acceptées, la propagation des erreurs le long de la chaîne doit demander une attention particulière pour la réduction des erreurs de mesure sur les données d'entrée, et particulièrement lorsqu'on veut appliquer le calcul à des chaînes composées de nombreux segments ou ramifiées, comme c'est souvent le cas dans les modèles de corps humain.

3 Erreurs de mesure sur les données d'entrée

L'importante propagation des erreurs lors du calcul en dynamique inverse rend nécessaire la minimisation des erreurs sur les données d'entrée du calcul : le torseur des efforts extérieurs sur le premier segment de la chaîne, les données cinématiques et les paramètres inertiels segmentaires. La figure 2.2 référence toutes les sources potentielles d'erreurs entre le mouvement réel et le résultat final du calcul. Cette partie consiste donc à expliciter chacune de ces sources d'erreurs, à les quantifier au niveau de leur influence sur les résultats du calcul et à détailler les solutions proposées dans la littérature pour les réduire.

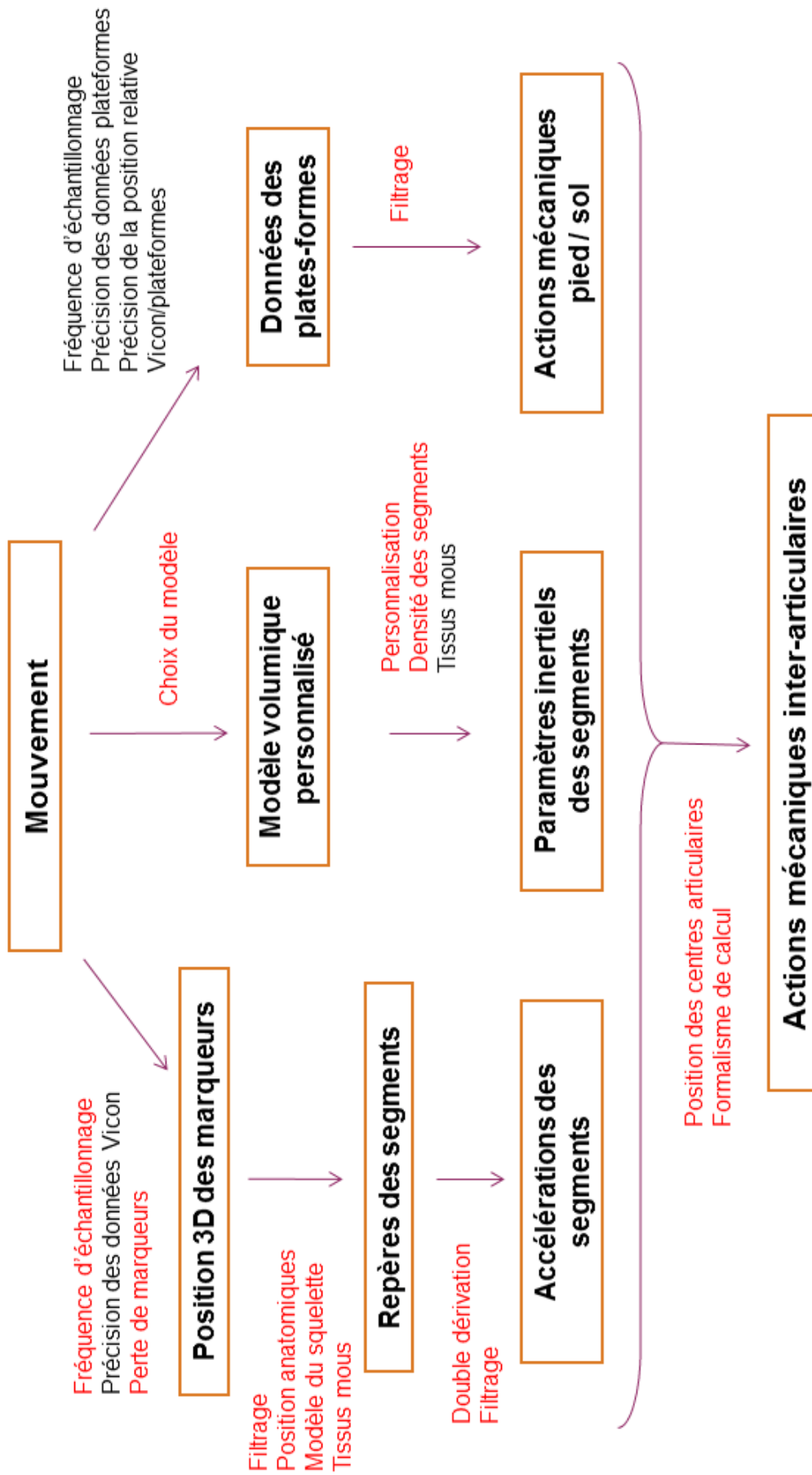


FIGURE 2.2. Étapes du calcul de dynamique inverse et sources d'erreurs associées.

3.1 Efforts externes

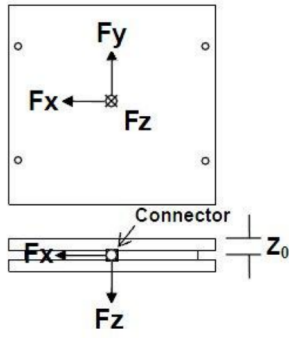


FIGURE 2.3. Plateforme de forces.

Le torseur des actions mécaniques au niveau de l'extrémité de la chaîne de segments peut être mesuré par un capteur ou une plateforme de forces. Ces capteurs peuvent être de deux types, à jauges de déformation ou à jauges piezo-électriques, et permettent de mesurer les 3 composantes de l'effort et les 3 composantes du moment au centre de la plateforme. La position du centre de pression (CoP) et le moment libre T_z sont ensuite calculés à partir de ces 6 composantes (figure 2.3) :

$$CoP_x = \frac{-(M_y + F_x Z_0)}{F_z} \quad (2.2)$$

$$CoP_y = \frac{M_x + F_y Z_0}{F_z} \quad (2.3)$$

$$T_z = M_z - F_y \cdot \frac{M_y + F_x Z_0}{F_z} + F_x \cdot \frac{M_x - F_y Z_0}{F_z} \quad (2.4)$$

Les six composantes mesurées et les trois données qui en découlent directement sont soumises à des erreurs dont les effets sur les résultats de la dynamique inverse peuvent être importants. Une étude complète de sensibilité (Silva et Ambrosio, 2004) montre que l'influence des efforts extérieurs du sol sur le pied et de leur point d'application est environ de 10% pendant la marche. Pour la course, une variation de ± 1 cm sur la position du centre de pression peut entraîner une variation de $\pm 20\%$ du pic de moment extenseur de la cheville et du genou (McCaw et DeVita, 1995).

Ces erreurs peuvent provenir directement de la mesure de la plateforme ou indirectement avec la synchronisation de la plateforme et son placement relatif par rapport au système de capture de mouvement.

3.1.1 Erreurs de mesure

La précision des forces et moments mesurés varie selon le type de capteurs et leur sensibilité, qui est fournie par le constructeur sous la forme d'une matrice de sensibilités. Cette sensibilité peut être modulée par le choix de la tension d'excitation de la jauge $V_{excitation}$ et du gain G , spécialement pour les appuis sportifs (sprint, sauts), afin d'éviter la saturation du signal pour les grandes valeurs de réaction du sol, particulièrement selon l'axe vertical.

$$FouM = \frac{V_{sortie}}{\text{sensibilite} \times G \times V_{excitation} \times \text{conversion d'unité}} \quad (2.5)$$

Cette erreur directe de la mesure issue des plateformes peut être quantifiée sans faire intervenir le système optoélectronique, en exerçant un effort connu sur différents point d'application connu de la plateforme (Chockalingam et al., 2002). Dans la plupart des études, il est montré que l'erreur sur le centre de pression est plus importante lorsque l'on s'éloigne du centre de la plateforme (Bobbert et Schamhardt, 1990; Schmiedmayer et Kastner, 2000).

3.1.2 Synchronisation et positionnement relatif du système de mesure cinématique

Des erreurs de mesure peuvent aussi être dues à la mauvaise synchronisation ou au mauvais placement des repères des plateformes dans le repère d'analyse cinématique.

Un décalage dans la synchronisation peut entraîner des erreurs de 11% pour le moment sagittal du genou et 18% pour celui de la hanche (Alexander et al., 1997). Cependant, la plupart des systèmes modernes d'analyse dynamique du mouvement permettent une synchronisation automatique lors de l'acquisition des données.

En revanche, le positionnement précis du centre de la plateforme et de son orientation dans le repère de mesure cinématique peut être une source importante d'erreur. En effet, un décalage lors de la mise en place du repère origine du système optoélectronique après la calibration cinématique peut entraîner des erreurs sur la position du centre de pression atteignant ± 20 mm (Holden *et al.*, 2003) qui vont influencer directement sur les moments calculés par dynamique inverse. Une attention particulière doit donc être portée à la détermination d'une position répétable du repère origine du système optoélectronique, et proche du centre des plateformes pour éviter les décalages angulaires. La position et l'orientation des plateformes dans le repère du système optoélectronique doit aussi être définie avec précaution et la précision en position du système complet peut être évaluée par des tests spécifiques (Holden *et al.*, 2003) en statique et en dynamique. Une autre étude propose une calibration à l'aide d'une perche instrumentée avec un capteur d'efforts et des marqueurs réfléchissants (figure 2.4), qui permet de réduire les erreurs RMS de position du CoP de 8 à 3 mm (Collins *et al.*, 2009).

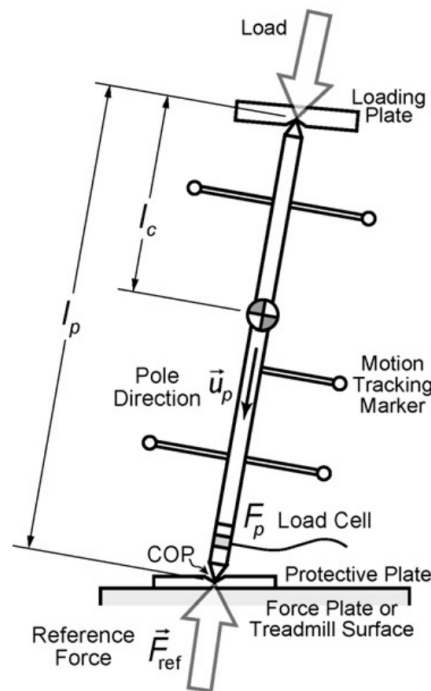


FIGURE 2.4. Perche instrumentée pour la calibration des plateformes de forces (Collins *et al.*, 2009).

3.1.3 Filtrage des actions mécaniques

Le signal analogique des plateformes est le plus souvent filtré en interne par un filtre analogique anti-repliement, mais le signal converti en numérique n'est généralement pas filtré avant son entrée dans le calcul de dynamique inverse. Bisseling et Hof (2006) préconisent cependant un filtrage des signaux du torseur des efforts du sol sur le pied à la même fréquence de coupure que les données cinématiques, afin d'éviter que les pics de forces interviennent comme un artefact dans les mesures dynamiques.

3.2 Cinématique des segments

Les études de dynamique inverse nécessitent en entrée, d'une part la position et l'orientation de chacun des segments, et d'autre part les champs d'accélération de ces segments. Bien que de nombreux systèmes de mesure cinématique aient été développés et utilisés dans la littérature (chapitre 1), la majeure partie des études d'analyse du mouvement utilisent des systèmes optoélectroniques. Cependant, ces systèmes entraînent des erreurs d'origines diverses sur les mesures cinématiques.

3.2.1 Erreurs de mesure

L'erreur de position 3D des marqueurs peut varier selon le nombre de caméras du système, la fréquence d'échantillonnage, le volume de capture, la vitesse du mouvement étudié, la définition des caméras, la qualité de la calibration et le choix du nombre minimal de caméras nécessaires à la reconstruction.

La norme X07 - 001 relative aux incertitudes de mesure distingue deux types d'erreurs à évaluer pour déterminer la précision d'un matériel de mesure, qui correspondent respectivement à la justesse et la fidélité de ce matériel (Goujon, 2006) :

- l'*erreur systématique*, qui peut aisément être quantifiée comme la moyenne des différences entre la mesure et une valeur de référence, et éventuellement corrigée. Concernant le système optoélectronique Vicon, cette erreur a été évaluée dans la littérature, de moins de 1 mm (Ehara *et al.*, 1995) à environ 3 mm (Chiari *et al.*, 2005).
- les *erreurs aléatoires*, qui correspondent à la variabilité des valeurs mesurées par rapport à la valeur de référence, et ne peut pas être corrigée. L'évaluation de l'écart type entre les valeurs mesurées successivement permet cependant de donner un intervalle de tolérance. Cet écart type est évalué à moins de 1,5 mm dans la plupart des études, mais l'écart maximal observé dépasse parfois les 5 mm (Richards, 1999).

Cependant, les études citées ne concernent pas les dernières générations de systèmes optoélectroniques, dont on peut supposer que la justesse et la fidélité ont été améliorées. Cette erreur étant inférieure au millimètre, elle ne constituera pas le principal biais lors de l'analyse de mouvements amples (marche, mouvements sportifs), bien que les erreurs aléatoires puissent générer un bruit de mesure qui sera amplifié lors de la dérivation du signal de position, pour l'obtention des vitesses et des accélérations.

3.2.2 Fréquence d'échantillonnage

Le choix de la fréquence d'échantillonnage peut aussi influencer les résultats. La solution de prendre autant de données que possible, en utilisant une fréquence maximale, n'est pas applicable car le système perd en résolution lorsqu'on augmente cette fréquence d'échantillonnage. Il convient donc de choisir cette fréquence en fonction du mouvement étudié, suffisamment élevée pour détecter les mouvements d'intérêt, mais garantissant tout de même une bonne résolution, nécessaire pour limiter les erreurs de mesure et garantir un volume de mesure important. Dans la plupart des études, ce choix est fait empiriquement. Seule une étude (Cochrane *et al.*, 2010) s'attache à réaliser une décomposition de Fourier sur le signal des plateformes de force, dont la fréquence d'échantillonnage est plus élevée, pour déterminer le contenu fréquentiel du mouvement et ainsi choisir la fréquence d'échantillonnage adaptée au mouvement étudié.

3.2.3 Perte de marqueurs

La perte de marqueurs est une autre limite des mesures cinématiques par un système optoélectronique. Cela concerne aussi bien les problèmes d'occlusion de marqueurs (par le corps, les vêtements ou un autre marqueur) que leur chute partielle ou totale.

Dans le premier cas, le marqueur n'est plus détecté par le nombre minimum de caméras, et il en résulte un trou de mesure dans sa trajectoire 3D. Lorsque ce trou apparaît pendant un temps suffisamment court, de nombreuses méthodes d'interpolation par splines peuvent être appliquées (Vaughan, 1982; Woltring, 1985). La trajectoire d'un marqueur voisin est aussi parfois utilisée pour calquer la trajectoire du marqueur perdu (Woltring, 1991). Pour des trous plus importants, il est possible d'utiliser la redondance des marqueurs présent sur le segment d'intérêt en utilisant des algorithmes de rigidification (Söderkvist et Wedin, 1993). Ces différentes méthodes peuvent entraîner des erreurs plus ou moins importantes selon le type de mouvement et l'ampleur du trou dans la trajectoire (Smith, 1989).

Dans le deuxième cas, l'erreur peut venir du repositionnement du marqueur par l'expérimentateur après sa chute ou son déplacement, dans une position différente de celle du début de l'expérimentation. Le positionnement des marqueurs anatomiques par un opérateur est en effet soumis à un certain biais qui peut avoir des conséquences importantes sur les résultats du calcul de dynamique inverse.

3.2.4 Positionnement des marqueurs anatomiques

Le positionnement des marqueurs réfléchissants sur la peau se fait le plus souvent *in vivo* sur des reliefs osseux palpables directement sous la peau. Cependant en réalité, ces reliefs osseux ne sont pas des points mais des surfaces, la couche de tissus mous sus-jacente possède une épaisseur et une composition variables et la localisation dépend du protocole de palpation, ce qui entraîne un problème de reproductibilité (inter-opérateurs) et de répétabilité (intra-opérateur) pour le positionnement des marqueurs.

En intra- et en inter-opérateurs, la variabilité du placement des marqueurs sur les segments du membre inférieur peut aller, selon les points anatomiques, de 6 à 21 mm pour le tibia et de 11 à 25 mm pour le fémur (Della Croce *et al.*, 2005). Cette variabilité entraîne des erreurs au niveau de l'orientation des repères anatomiques de 0,3 à 9°, des erreurs sur les angles articulaires d'environ 6° pour la rotation interne/externe du genou en intra-opérateur et de 11° pour l'abduction/adduction de la cheville en inter-opérateurs (Stagni *et al.*, 2006).

La plupart des études traitant de ce problème concluent sur un avertissement à la communauté scientifique quant au placement des marqueurs. Pour s'affranchir de ce biais, certains auteurs proposent l'utilisation de l'imagerie médicale pour la définition des repères osseux, notamment à l'aide du système EOS (Sauret *et al.*, 2014). La stéréoradiographie étant réalisée après placement des marqueurs réfléchissants, elle permet de positionner précisément les marqueurs osseux par rapport au marqueurs externes en position statique.

3.2.5 Modèle squelettique

Le corps humain comprenant 206 os articulés et environ 570 muscles striés squelettiques, la simplification du modèle segmentaire apparaît nécessaire pour la modélisation biomécanique. Modéliser le corps humain en segments rigides articulés entre eux et rendus mobiles par des actionneurs entraîne *de facto* une perte d'information sur le fonctionnement réel de la structure étudiée. En particulier, le rassemblement de plusieurs segments osseux en méta-segments, au niveau du tronc ou du pied, peut entraîner une mauvaise évaluation des moments articulaires. Bezodis *et al.* (2012) montre par exemple que le fait de considérer le pied comme un segment unique entraîne une différence de la valeur pic du moment en plantiflexion de la cheville, du genou et de la hanche de 35%, - 40% et 9% respectivement, par rapport à un modèle de pied à deux segments.

3.2.6 Repères anatomiques

Le choix de la définition des axes des repères anatomiques peut influencer les résultats de dynamique inverse, particulièrement lors de l'expression des résultats et de leur interprétation. L'*International Society of Biomechanics* (ISB) préconise donc pour la plupart des segments une définition unique du repère anatomique, dont les axes correspondent à des plans anatomiques locaux du segment (Wu *et al.*, 2002, 2005). Ainsi, pour le membre inférieur, l'axe \vec{X} est normal au plan frontal, l'axe \vec{Y} au plan transverse et l'axe \vec{Z} au plan sagittal.

3.2.7 Détermination des centres articulaires

Les centres articulaires peuvent être localisés au cours du mouvement à partir de trois types de méthodes :

- les *méthodes par régression*. La position du centre articulaire est obtenue à partir de marqueurs réfléchissants placés sur des points anatomiques particuliers, grâce à des tables

de régression (Bell *et al.*, 1990; Harrington *et al.*, 2007). Ces méthodes par régressions ne prennent cependant pas en compte les différences morphologiques inter-individuelles et sont fortement soumises au biais de positionnement des marqueurs vu précédemment.

- l'*imagerie médicale* (scanner, stéréoradiographie, IRM) permet d'avoir une excellente précision de ces centres articulaires (Holden et Stanhope, 1998; Doriot et Chèze, 2001; Marin, 2000; Stagni *et al.*, 2000), mais ces méthodes sont très coûteuses en temps et financièrement, et dépendent de la technique utilisée pour le recallage (Pillet *et al.*, 2014b). Cependant, l'imagerie médicale peut être utilisée comme référence pour évaluer la précision des méthodes alternatives. Sangeux *et al.* (2014) se sont par exemple attachés à comparer les différentes méthodes fonctionnelles pour la détermination du centre articulaire de la hanche, en prenant pour référence la position issue de stéréoradiographie EOS.
- les *méthodes fonctionnelles*. Elles consistent en l'enregistrement du mouvement relatif de marqueurs réfléchissants placés sur les deux segments reliés par l'articulation d'intérêt au cours d'un mouvement fonctionnel. Le calcul d'un centre de rotation optimal pour les articulations considérées comme des rotules parfaites (hanche, épaule) ou d'un axe de rotation optimal pour les articulations considérées comme des pivots parfaits (genou, coude) est ensuite effectué. Le principal avantage de ces méthodes est qu'elles sont moins dépendantes du placement des marqueurs cutanés que les méthodes par régression, avec une précision comparable ou meilleure (Ehrig *et al.*, 2006).

Pour le centre articulaire de la hanche, la méthode SCoRE permet une précision à 1,2 mm près (Ehrig *et al.*, 2006). Appliquée à l'épaule, elle permet d'obtenir la position du centre articulaire à 3 mm près (Monnet *et al.*, 2007). D'autres méthodes fonctionnelles, comme la méthode géométrique (Cappozzo, 1984), la méthode algébrique (Chang et Pollard, 2007) ou la méthode *Centre Transformation Technique* (Piazza *et al.*, 2004) peuvent être appliquées.

Sangeux *et al.* (2014) montrent une supériorité de la méthode géométrique sur les autres méthodes fonctionnelles pour la détermination du centre articulaire de la hanche, ainsi que l'importance pour l'ensemble de ces méthodes d'utiliser au moins 6 marqueurs placés sur le segment cuisse. Camomilla *et al.* (2006) préconisent un protocole de mouvements à effectuer lors de l'acquisition de façon à ce que les mouvements des tissus mous au niveau du bassin et du fémur perturbent peu le mouvement des marqueurs par rapport au centre articulaire de la hanche.

En parallèle de la définition des repères, l'ISB préconise la méthode de détermination pour chaque centre articulaire (Wu *et al.*, 2005). Le centre articulaire de la cheville et du genou sont calculés par régression comme les milieux des malléoles médiales et distales et des condyles fémoraux médiaux et distaux, respectivement. Les auteurs conseillent en revanche d'utiliser une méthode fonctionnelle pour la détermination du centre articulaire de la hanche.

3.2.8 Artefact des tissus mous

L'artefact des tissus mous constitue la source d'erreur la plus étudiée en analyse du mouvement, car elle entraîne d'importantes erreurs d'estimation de position des os et est très difficile à corriger *in vivo* (Leardini *et al.*, 2005). En effet, l'artefact des tissus mous est dû au fait que les marqueurs utilisés pour mesurer la cinématique sont le plus souvent fixés sur la peau, et non directement sur les points anatomiques osseux, et que la peau et les tissus sous-jacents ne suivent pas le mouvement exact de l'os au cours du mouvement. Le mouvement relatif de ces marqueurs par rapport à leur point anatomique peut être dû à la fois au glissement de la peau, aux effets d'inertie des masses molles ou aux contractions musculaires.

Pendant l'appui de course, les angles de flexion/extension, d'abduction/adduction et de rotation interne/externe sont surévalués avec les marqueurs cutanés de 21%, 70% et 64%, respectivement (Reinschmidt *et al.*, 1997). Lors de l'appui de montée d'escalier, au niveau du genou, les moments en flexion/extension, en abduction/adduction et en rotation interne/externe

peuvent être évalués avec des erreurs atteignant 12,3%, 5,3% et 6,1%, respectivement (Tsai *et al.*, 2011).

Le contenu fréquentiel des mouvements des tissus mous étant similaire à celui de la cinématique osseuse (à l'exception des vibrations lors des impacts, qui ont une fréquence plus élevée), il est impossible de retirer ces artefacts par des méthodes conventionnelles de filtrage. Les méthodes pour réduire ces artefacts sont de deux types : physiques au cours du protocole de mesure ou calculatoires au cours du post-traitement des données.

Méthodes physiques

Les premières méthodes physiques consistaient majoritairement en un placement approprié des marqueurs externes, sur des parties du corps où l'os est proche de la peau et où le glissement de la peau est réduit (Cappozzo *et al.*, 1994).

Des clusters rigides, ou ancillaires, peuvent permettre de définir un repère auxiliaire grâce auquel il est possible de replacer les marqueurs anatomiques acquis pendant la statique (Marin *et al.*, 1999; Manal *et al.*, 2000; Ganjikia *et al.*, 2000; Südhoff *et al.*, 2007). Bien que le cluster soit aussi soumis au mouvement des tissus mous, leur utilisation présente l'avantage d'un plus grand confort des sujets, ainsi que la possibilité d'utiliser la redondance de multiples marqueurs et leur positionnement latéral pour réduire les problèmes de perte de marqueur.

La redondance de marqueurs segmentaires, avec des clusters non rigides de marqueurs auxiliaires placés sur le segment d'intérêt, sont parfois utilisés pour minimiser l'artefact des tissus mous par des méthodes calculatoires.

Méthodes calculatoires

Certaines méthodes calculatoires visent à utiliser la redondance des marqueurs segmentaires pour garder à chaque instant le triangle de marqueurs le plus rigide pour définir le repère du segment (Chèze *et al.*, 1995).

Certains auteurs proposent d'utiliser les différents degrés de liberté des articulations, la longueur des segments et le caractère ponctuel des articulations pour résoudre un problème d'optimisation globale de la position réelle des os (Lu et O'Connor, 1999; Reinbolt *et al.*, 2005; Begon *et al.*, 2008). Ces modèles simples avec des articulations parfaites présentant certaines limites dans la représentation du mouvement réel des segments osseux (Duprey *et al.*, 2010), Bergamini *et al.* (2011) puis Gasparutto *et al.* (2015) proposent un modèle plus complexe du genou, où la position relative du tibia et du fémur est obtenue par minimisation de l'étirement des ligaments articulaires (figure 2.5).

D'autres auteurs visent à modéliser cet artefact pour différents mouvements standardisés pour le soustraire (Bonci *et al.*, 2014; Dumas *et al.*, 2014). Ces données de référence peuvent être obtenues sur cadavre grâce à des marqueurs vissés directement dans l'os. Cependant, les modèles résultants ne prennent en compte que les glissements et les mouvements passifs des tissus mous lors de mouvements standardisés (Cereatti *et al.*, 2009).

Le développement des méthodes de fluoroscopie (Stagni *et al.*, 2005; Akbarshahi *et al.*, 2010) a permis d'augmenter considérablement les connaissances sur le sujet, mais la méthode reste très irradiante et bi-dimensionnelle. L'IRM dynamique pourrait être une solution tridimensionnelle et non irradiante, mais la méthode nécessite encore des améliorations techniques pour être adaptée à des mouvements de plus grande amplitude (Graichen *et al.*, 1999; Sahara *et al.*, 2007). Ainsi, des études récentes *in vivo* ont permis l'établissement de méthode de correction de l'artefact des tissus mous. La performance de ces méthodes reste cependant fortement dépendante du mouvement et de la population étudiés.

Les données de position des repères segmentaires ainsi acquises nécessitent d'être dérivées deux fois pour obtenir les accélérations segmentaires, afin de calculer les torseurs dynamiques des segments. Les méthodes de dérivation discrètes utilisées dans la littérature entraînent cependant une amplification importante du bruit de mesure présent dans le signal brut fourni par le système optoélectronique. Il est donc nécessaire de filtrer ces données brutes de position avant le processus de dérivation.

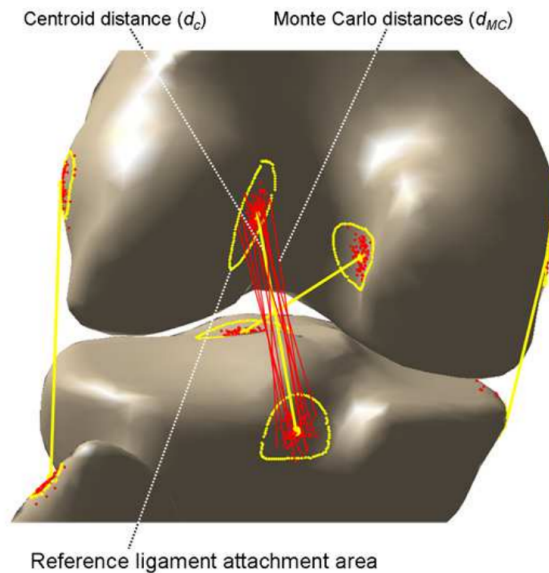


FIGURE 2.5. Minimisation de l'allongement des ligaments pour la détermination optimale des repères osseux (Bergamini *et al.*, 2011).

3.2.9 Filtrage de la cinématique

Le filtrage des données cinématiques n'est pas indispensable lorsque l'on s'intéresse uniquement aux positions instantanées des marqueurs ou des repères, car le bruit est généralement faible par rapport au déplacement mesuré. Cependant, les calculs de dérivation nécessaires à l'obtention des vitesses et accélérations linéaires et angulaires amplifient fortement le bruit de mesure. Sans l'utilisation de filtres passe-bas, les données d'accélération sont le plus souvent inexploitable pour le calcul des torseurs dynamiques des segments (figure 2.6).

Pour cette raison, depuis les années 70, de nombreux auteurs se sont intéressés à l'influence du filtrage sur le calcul des premières dérivées de données bruitées de position (Miller, 1973; Pezzack *et al.*, 1977). Leurs données ont ensuite été utilisées dans diverses études proposant différentes méthodes de filtrage : filtres Butterworth (Giakas et Baltzopoulos, 1997), splines cubiques ou quintiques (Vaughan, 1982; Woltring, 1985), transformée de Fourier (Hatze, 1981) ou ondelette (Ismail et Asfour, 1999). Tous ces filtres permettent selon les cas d'obtenir des accélérations précises, mais ils nécessitent de fixer *a priori* différents paramètres, comme par exemple la fréquence de coupure pour les filtre passe-bas.

Le choix de la fréquence de coupure étant souvent fait arbitrairement, de nombreuses méthodes d'optimisation de cette fréquence de coupure ont été proposées pour automatiser ce choix, le rendant ainsi moins dépendant de l'opérateur. Ces méthodes peuvent se reposer sur une analyse de l'auto-corrélation (Challis, 2010) ou sur une analyse des résidus (Winter, 1990). Toutes ces méthodes permettent de fixer automatiquement la fréquence de coupure qui semble la plus adaptée, et ce choix peut se faire de manière différenciée pour chacune des coordonnées de chacune des trajectoires de marqueurs étudiées. Aissaoui *et al.* (2006) utilisent la référence d'un accéléromètre et comparent les différentes méthodes de détermination automatique de la fréquence de coupure.

Même lorsque la fréquence de coupure est optimisée, cette fréquence est une fonction constante sur le domaine temporel. En d'autres termes, cela revient à considérer que le contenu fréquentiel du signal de position est constant au cours du temps et donc du mouvement (Downing, 1985). Si certains auteurs ont proposé de choisir des fréquences de coupure différentes pour les différentes phases du mouvement (impact, vol, etc...), d'autres auteurs proposent l'emploi de filtres adaptatifs, pour lesquels la fréquence de coupure dépend des caractéristiques du mouvement. Giakas *et al.* (2000) et Georgakis *et al.* (2002) proposent l'utilisation de la fonction de Wigner pour analyser et filtrer le signal sur le domaine temps/fréquence. Erer (2007) propose un filtre Butterworth adaptatif, dont la fréquence de coupure est choisie

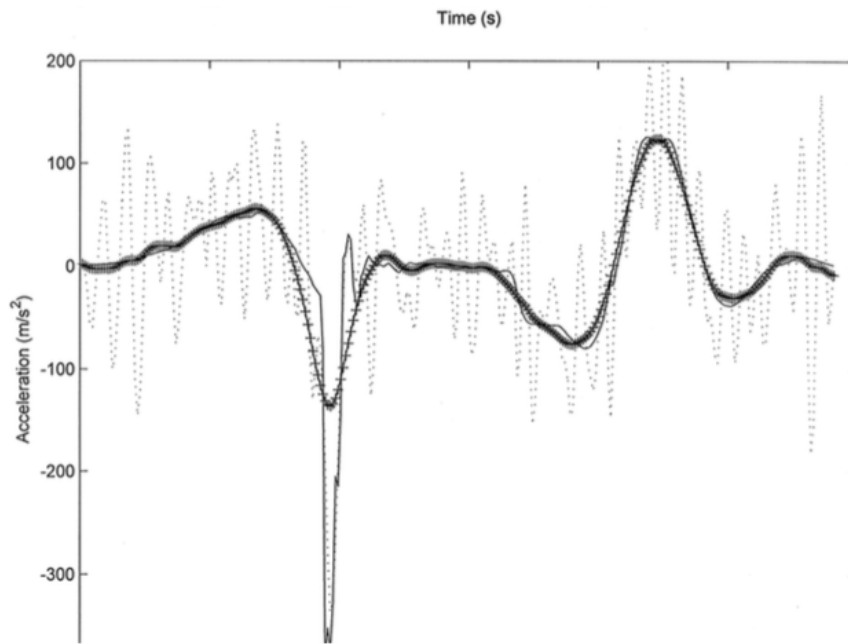


FIGURE 2.6. Accélération de référence obtenue par un accéléromètre (ligne pleine) et accélérations calculées par dérivation de la position, filtrée avec une fréquence de coupure élevée (pointillés) et faible (croix) (Giakas *et al.*, 2000)

en fonction de la vitesse et de l'accélération du point considéré. Ainsi, la fréquence de coupure varie au cours du temps pour optimiser la réduction du bruit tout en évitant au mieux la perte d'information.

3.2.10 Obtention des accélérations

Pour connaître le torseur dynamique des segments, il est nécessaire de connaître le champ d'accélération de chaque segment. Deux méthodes peuvent être utilisées : les accéléromètres ou bien la double dérivation des données de position.

Concernant la première méthode, il a été vu dans le chapitre 1 que les accéléromètres, bien qu'ils constituent la référence pour l'obtention des accélérations, sont difficilement utilisables pour l'obtention de l'accélération de repères segmentaires.

La deuxième méthode consiste à dériver les données de position après un filtrage adapté, pour obtenir les accélérations. Lorsque des splines sont utilisées pour filtrer les données ou boucher les trous de mesure, on peut directement dériver l'équation de la spline. Dans les autres cas, les données étant discrètes, il est nécessaire d'approximer la dérivée $f'(t)$ d'une fonction $f(t)$ par le calcul des différences finies. La formule de Taylor peut être prise à différents ordres, et être centrées ou non. La plupart des études utilisent le 2^{ième} ordre des différences finies centrées :

$$f'(t) = \frac{f(t+h) - f(t-h)}{2h} \quad (2.6)$$

D'autres études, souvent liées au formalisme des matrices homogènes (Doriot et Chèze, 2001; Goujon, 2006), utilisent le 4^{ième} ordre des différences finies centrées :

$$f'(t) = \frac{-f(t+2h) + 8f(t+h) - 8f(t-h) + f(t-2h)}{12h} \quad (2.7)$$

avec $h = 1/F_e$.

Cahouet *et al.* (2002) proposent de corriger les accélérations par une méthode des moindres carrés, en utilisant la redondance entre les données de position et les données issues de plateformes de force. Thies *et al.* (2007) comparent les accélérations obtenues par 2 modèles

d'accéléromètres et par double dérivation des données de position, et constatent une bonne correspondance entre les différentes techniques.

Pour le calcul du torseur dynamique, il est nécessaire de connaître les accélérations des segments, mais aussi la répartition des masses dans ces segments.

3.3 Répartition des masses

Lors de chaque étape du calcul de dynamique inverse, la répartition des masses au sein du segment intervient à deux niveaux :

- pour le calcul du torseur de pesanteur agissant sur le segment ;
- pour le calcul du torseur dynamique du segment.

Pour les besoins du calcul, cette répartition des masses peut être considérée comme constante au cours du mouvement et résumée à un ensemble de paramètres inertiels segmentaires (PIS) contenant, pour chaque segment considéré :

- sa masse ;
- la position de son centre de gravité ;
- son tenseur d'inertie.

Les premières études en dynamique inverse négligeaient les torseurs dynamiques afin de pouvoir réaliser l'analyse de la marche en considérant un problème de quasi-statique (Bresler et Frankel, 1950). Boccardi *et al.* (1981) réalisent le calcul des efforts et le calcul des torseurs dynamiques séparément, et justifient de négliger ces derniers lors de la marche. Doriot et Chêze (2001) ont montré que cette approximation n'entraînait pas d'erreur importante lors de la phase d'appui de la marche, mais pouvait en amener lors de la phase oscillante. Pour les mouvements sportifs, comme le saut (Bisseling et Hof, 2006) ou la course (Krabbe *et al.*, 1997) les paramètres inertiels ont plus d'influence.

Si la mesure directe de ces paramètres est difficile *in vivo*, il existe plusieurs méthodes pour estimer ces paramètres : les mesures directes par imagerie médicale, les modèles proportionnels, les modèles volumiques et l'identification des paramètres inertiels.

3.3.1 Mesure directe des volumes des tissus et des densités massiques par imagerie médicale

L'imagerie médicale peut permettre d'obtenir les paramètres inertiels segmentaires *via* la détermination différentielle des volumes des différents tissus au sein du segment. Connaissant la densité moyenne de chaque type de tissus, il est possible d'estimer la répartition des masses au sein du segment. Dans la littérature, ces volumes tissulaires ont pu être déterminés en utilisant :

- un scanner tridimensionnel de surface (Dannen, 1998; Norton *et al.*, 2002) ;
- un scanner gamma à mono-intensité (Zatsiorsky et Aleshinsky, 1979; Zatsiorsky, 2003) ;
- la tomographie (Erdmann et Gos, 1990) ;
- l'Imagerie par Résonance Magnétique (Pinti *et al.*, 2000; Cheng *et al.*, 2000) ;
- et plus récemment, l'échographie (Dubois, 2014).

D'autres méthodes, comme la *Dual-Energy X-ray Absorptiometry* (DEXA), permettent de mieux caractériser la répartition des masses dans les segments, mais uniquement dans le plan frontal (Durkin *et al.*, 2002).

Ces mesures permettent d'avoir une très bonne précision des paramètres inertiels. Cependant la durée, le coût et parfois l'irradiation rendent ces mesures difficilement applicables pour une routine clinique ou l'analyse de mouvements sportifs. Ces études ont souvent servi de références pour l'établissement de différents modèles proportionnels pour la détermination des paramètres inertiels.

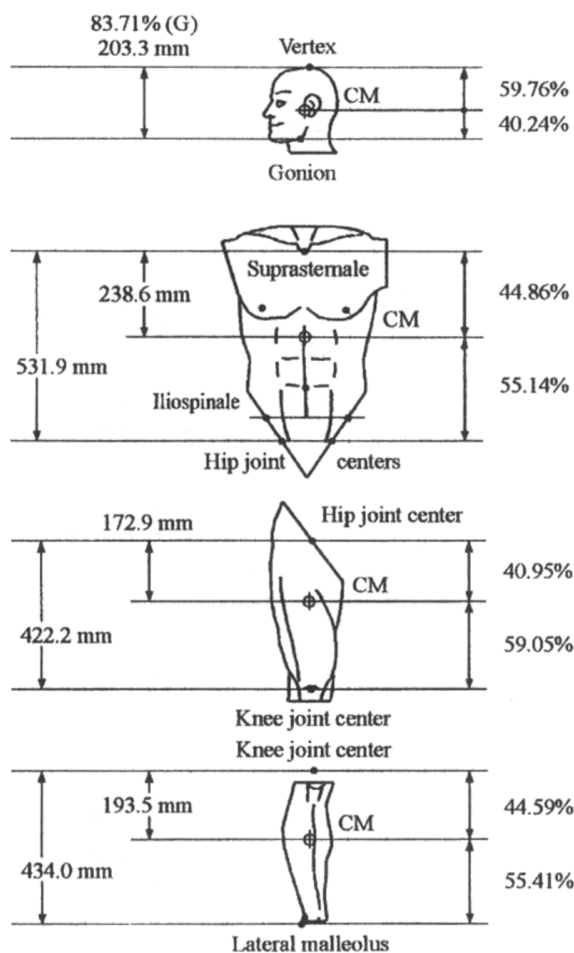


FIGURE 2.7. Modèle proportionnel (adapté de de Leva (1996)). CM correspond au centre de masse segmentaire.

3.3.2 Modèles proportionnels

Les équations de régression proposées dans les modèles proportionnels permettent de déterminer les paramètres inertiels à partir d'un nombre réduit de grandeurs facilement mesurables, comme la masse totale du sujet et sa taille.

La masse totale du corps est le plus souvent utilisée pour déterminer la masse des segments, et la longueur des segments pour la position des centres de masse segmentaires et les rayons de giration (Miller, 1973; Winter, 1990). Le modèle de Zatsiorky (1985) utilise pour sa part deux variables simultanément (masse et longueur), tandis que d'autres équations (Clauser, 1969; McConville, 1980) ajoutent d'autres paramètres tels que la circonférence, la largeur et l'épaisseur des segments.

Les populations différaient entre les études : étudiants en éducation physique chez Zatsiorky (1985), soldats chez McConville (1980), athlètes chez Plagenhoef *et al.* (1983), et hommes âgés caucasiens chez Dempster (1955). Pour l'étude de mouvements sportifs, la référence de Zatsiorky est cependant rarement utilisée, car le placement des marqueurs préconisé n'est pas adapté aux recommandations actuelles de l'ISB. Les ajustements de ces paramètres proposés par de Leva (1996) permettent d'adopter un placement des marqueurs plus approprié (figure 2.7). Dumas *et al.* (2005) ont aussi proposé un modèle adapté des données de McConville (1980). Contrairement aux autres méthodes proportionnelles, le centre de masse du segment n'y est pas forcément placé le long de l'axe proximo-distal du segment.

Ces méthodes de détermination des paramètres inertiels étant peu personnalisées, des modèles volumiques ont été proposés pour permettre de s'adapter à différents types de populations.

3.3.3 Modèles volumiques

Les modèles géométriques considèrent le corps humain comme une chaîne arborescente de volumes poly-articulés, auxquels sont appliquées des densités constantes souvent extraites de l'article de [Dempster \(1955\)](#). Les formes irrégulières des segments sont modélisées par des formes géométriques simples et diverses ([Hanavan, 1964](#); [Hatze, 1980](#); [Yeadon, 1990](#)), dont les dimensions sont mesurées directement sur le sujet pour la personnalisation du modèle.

Le modèle de [Jensen \(1978\)](#) découpe le corps en zones elliptiques de 2 cm d'épaisseur. Les autres dimensions sont obtenues à partir de photographies de face et de profil du sujet. Le protocole est donc moins fastidieux pour le sujet et pour l'expérimentateur que celui proposé par [Hatze \(1980\)](#) demandant 246 relevés anthropométriques, et ce pour une précision légèrement moindre. Le modèle de [Pillet *et al.* \(2010\)](#), dont le principe se rapproche du modèle de Jensen, permet aussi de personnaliser les volumes du chaque segment à partir de photographies de face et de profil, en paramétrant le nombre d'ellipses pour chaque segment (figure 2.8).

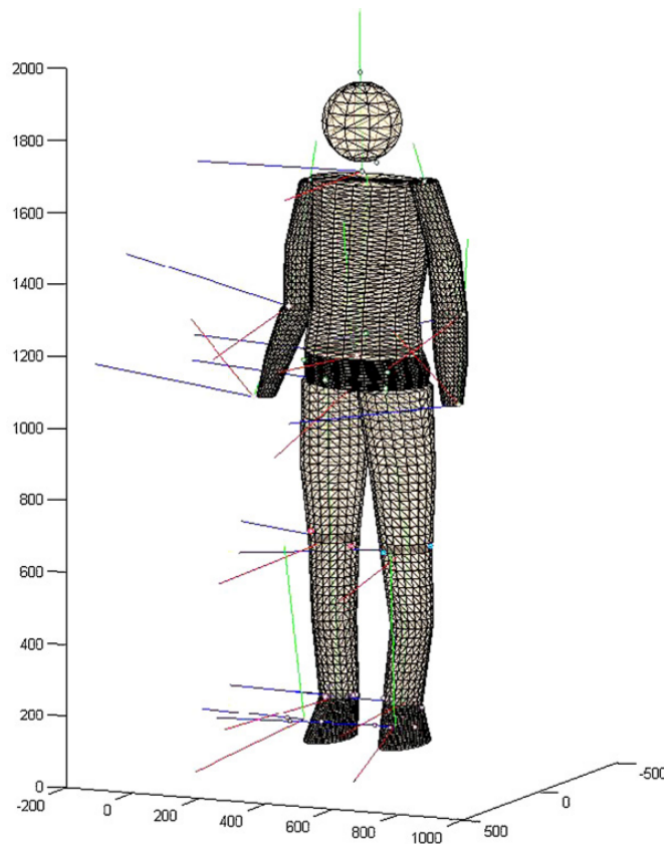


FIGURE 2.8. Modèle volumique personnalisé proposé par [Pillet *et al.* \(2010\)](#).

3.3.4 Identification des paramètres inertiels

[Monnet *et al.* \(2007\)](#) proposent d'identifier les paramètres inertiels en optimisant au moindre carré les matrices d'inertie des segments afin de résoudre le principe fondamental de la dynamique en connaissant la cinématique et les efforts extérieurs s'exerçant sur le corps. La précision des paramètres inertiels est meilleure qu'avec les modèles de [de Leva \(1996\)](#) et de [Hanavan \(1964\)](#), mais le protocole demande la réalisation de mouvements rapides de tous les segments du corps, ce qui peut être compliqué pour une application en routine pour l'analyse du mouvement. Ce calcul est de plus difficilement applicable à un modèle de plus de 10 segments.

3.3.5 Comparaisons des différents modèles

Les différents modèles ont été comparés dans différentes études (Pearsall et Costigan, 1999; Rao *et al.*, 2006), en statique aussi bien qu'en dynamique au cours de la marche. Kingma *et al.* (1996) a montré la supériorité du modèle de Yeadon (1990) par rapport au modèle de Plagenhoef *et al.* (1983). Robert *et al.* (2007) ont eux montré la supériorité du modèle de Dumas *et al.* (2005) par rapport au modèle de de Leva (1996). Enfin, Pillet *et al.* (2010) a montré la supériorité d'un modèle volumique personnalisé par rapport au modèles de de Leva, en statique et en dynamique.

Lorsque les efforts au sol sont mesurés par des plateformes de forces et que la dynamique inverse est réalisée dans le sens *bottom-up*, l'influence des paramètres inertiels est relativement faible pour la marche (Boccardi *et al.*, 1981; Doriot et Chèze, 2001). Pearsall et Costigan (1999) conseillent cependant de porter un intérêt plus important lors de mouvements à fortes accélérations, comme dans le cas des appuis sportifs. De plus, une bonne précision des paramètres inertiels et de la cinématique permet d'obtenir des données dynamiques comparables à celles mesurées par les plateformes, sans nécessairement disposer de ces plateformes (Pillet *et al.*, 2010).

En plus des erreurs de mesures sur les données d'entrée du calcul de dynamique inverse, le formalisme utilisé pour le calcul des angles et des actions mécaniques peut aussi influencer sur la précision des résultats.

4 Formalismes

Une fois les données d'entrée acquises, la méthode de calcul utilisée pour la dynamique inverse peut aussi influencer les résultats. Dans cette partie, les différentes méthodes de calcul de la cinématique articulaire et données dynamiques seront détaillées, ainsi que leurs avantages et inconvénients respectifs.

4.1 Cinématique angulaire

Matrices

Pour décrire l'orientation de solides dans l'espace, il est possible d'utiliser des matrices de rotation de type 3x3. Ces matrices ont donc 9 paramètres permettant de définir totalement l'orientation relative de deux repères orthonormés. Un formalisme de matrices homogènes de type 4x4 permet d'ajouter des informations de position. Cependant, ces matrices sont difficilement interprétables directement et il est souvent intéressant de réduire le nombre de paramètres pour décrire l'orientation relative de solides.

Séquence d'angles

Le principe de séquences d'angles consiste à considérer la rotation du solide comme la combinaison de trois rotations successives d'angle α , β et γ autour d'axes. Selon les axes choisis pour ces rotations, les trois angles peuvent correspondre aux angles d'Euler ou aux angles de Cardan. Si les angles d'Euler sont très utilisés en ingénierie, la méthode des axes mobiles (ou angles de Cardan) est plus souvent utilisée en biomécanique pour sa facilité d'interprétation, notamment lorsqu'une des rotations est plus importante que les deux autres. Cependant, ces méthodes entraînent certains bails :

- α , β et γ sont définis uniquement sur une moitié du cercle trigonométrique. Il n'est donc pas possible de suivre des rotations pour des articulations ayant une amplitude de mouvement supérieure à 180° ;
- β doit être non-nul pour éviter le blocage du cardan (*gimbal lock*);
- les angles calculés dépendent de la séquence d'angles utilisée ;

- un problème d'interprétation apparaît lors de mouvements combinés impliquant des rotations importantes pour deux des angles.

L'interprétation clinique rapide de ces angles fait que cette méthode est la plus utilisée en biomécanique (Tupling et Pierrynowski, 1987). Pour contrer le problème de dépendance de la séquence d'angles, l'ISB recommande l'utilisation d'une séquence $\vec{z} - \vec{x} - \vec{y}$, du segment proximal vers le segment distal, pour les analyses cinématiques et dynamiques du membre inférieur.

Quaternions

Le formalisme des quaternions présente les avantages de permettre une définition des angles entre 0 et 2π , de ne pas présenter de problème de *gimbal lock* et de ne dépendre d'aucune séquence d'angles. Cependant, la combinaison des rotations est difficile à interpréter avec l'algèbre classique, et ce formalisme est encore peu utilisé en biomécanique.

4.2 Méthodes de calcul

Repère local

Les premières études de dynamique inverse du membre inférieur procédaient à un calcul successif des forces, puis des moments, en effectuant des changements de repères successifs pour chacun des segments (Apkarian *et al.*, 1989) :

1. le calcul des forces à partir du poids, de la quantité d'accélération et des efforts extérieurs au segment (effort externe ou d'un autre segment sur le segment d'intérêt) dans le repère global de mesure ;
2. le calcul des moments articulaires en utilisant les différentes forces vues précédemment, mais exprimés dans le repère local du segment.

Repère global

Pour éviter les biais dus aux changements de repères successifs, des méthodes permettant le calcul simultané des efforts et des moments articulaires dans le repère global ont été proposées, en utilisant la notation des torseurs et le formalisme des quaternions (Dumas *et al.*, 2004), des coordonnées et forces généralisées (Dumas et Chèze, 2007) ou le formalisme des matrices homogènes (Legnani *et al.*, 1996).

L'influence de la méthode de dynamique inverse a été étudiée par Dumas *et al.* (2007b). Ils constatent que l'effet de la méthode sur l'estimation des moments à la cheville est faible (2%), mais plus élevé pour le genou et la hanche (40%). Cette influence, plus liée au calcul dynamique que cinématique, est comparable à celle d'un mauvais positionnement des centres articulaires. Les méthodes globales incluant les calculs simultanés des forces et des moments semblent aussi être moins sensibles aux erreurs de données cinématiques (Dumas *et al.*, 2005). Cleather et Bull (2010) en revanche comparent la méthode vectorielle classique et la méthode des torseurs en coordonnées globales, les deux méthodes utilisant les quaternions pour les données angulaires et ne trouvent aucune différence entre les deux méthodes pour le saut vertical et les mouvements d'haltérophilie.

Le formalisme des matrices homogènes a été appliqué à l'analyse de la marche par Doriot (2001), Goujon (2006) ou encore Villa (2014). Outre l'avantage de comprendre dans le même calcul matriciel, la dynamique en translation et en rotation, ce formalisme permet des changements de repères aisés et un calcul simultané des puissances, des quantités de mouvement et des énergies cinétiques et potentielles des segments. Le calcul matriciel est de plus très efficace sous Matlab.

5 Éléments de validation

Simulations dynamiques

Les simulations dynamiques d'un mouvement d'un modèle de corps humain permettent de connaître à la fois la position, la vitesse, l'accélération, les propriétés inertielles des segments et les torseurs s'exerçant aux différents points du système. Ces simulations peuvent donc servir de base pour les études de sensibilités pour différents paramètres, en faisant varier de manière connue les paramètres d'entrée un à un, et en constatant l'erreur induite sur les moments articulaires (McCaw et DeVita, 1995; Silva et Ambrosio, 2004).

Articulations instrumentées

Certaines équipes, ayant accès à des sujets possédant des prothèses instrumentées à la hanche (Bergmann *et al.*, 1993) ou au genou (Dumas *et al.*, 2009; Kutzner *et al.*, 2010), s'attachent à mesurer *in vivo* et *in situ* les actions mécaniques articulaires. Ces valeurs permettent de vérifier le calcul de dynamique inverse ou même de quantifier des efforts qui seraient difficiles à évaluer par d'autres moyens, comme l'adduction et l'abduction isométrique en position debout (Schwachmeyer *et al.*, 2014). La plupart de leur données sont en *open-access* pour la validation de méthodes de dynamique inverse.

Calcul descendant

Lorsque l'on considère le modèle de solides rigides articulés dans son ensemble, le calcul de dynamique inverse peut être considéré comme redondant. En effet, le calcul de dynamique inverse peut être fait de manière montante (*bottom-up*), c'est-à-dire du sol vers les extrémités mais aussi de manière descendante (*top-down*) en considérant les mains et la tête comme étant soumises uniquement à leurs poids et à l'action du segment proximal, et en partant du haut vers le bas. Kingma *et al.* (1995) et (Robert *et al.*, 2007) utilisent la comparaison des données en *bottom-up* et *top-down* pour évaluer la pertinence de modèles de paramètres inertiels.

Van Den Bogert et Su (2008) proposent d'utiliser cette redondance pour améliorer la précision des résultats de moments articulaires, à l'aide d'une optimisation aux moindres carrés.

Calcul des puissances

Zelik et Kuo (2012) calculent le travail dû à la déformation des tissus mous lors de la marche et de réception de sauts. La concordance entre la somme des puissances articulaires obtenues par dynamique inverse et la puissance totale du centre de masse peut aussi être vue comme une méthode permettant de vérifier qualitativement la pertinence des résultats de la dynamique inverse.

6 Bilan : Biais spécifiques pour l'appui sportif

Si certaines études évoquées dans cette partie se sont intéressées à l'analyse par dynamique inverse de mouvements sportifs, la grande majorité concerne l'analyse quantifiée de la marche. Le geste sportif, et en particulier l'appui sportif, est souvent caractérisé par des accélérations fortes, et donc des efforts plus importants que dans le cas de la marche. Il est ainsi probable que les différents biais vus dans ce chapitre interviennent de façon différente, notamment en ce qui concerne :

- l'artefact des tissus mous, qui sera plus important du fait des impacts, des grandes amplitudes articulaires ou des contractions musculaires (Reinschmidt *et al.*, 1997) ;
- les torseurs dynamiques des segments, qui ont une influence faible sur les résultats de la dynamique inverse pour des mouvements lents, qui auront plus d'importance pour des mouvements comportant de fortes accélérations. Il est donc nécessaire d'améliorer à la fois la précision des accélérations obtenues par double dérivation des données de position et celle des paramètres inertiels segmentaires.

Il s'agit donc de définir des adaptations éventuelles des protocoles de dynamique inverse pour la détermination efficace et précise de la dynamique articulaire au cours d'un appui sportif à fortes accélérations segmentaires.

Deuxième partie

Adaptations du protocole de dynamique inverse pour l'étude de l'appui sportif

CHAPITRE 3

MOUVEMENT SPORTIF ET ARTEFACT DES TISSUS MOUS

Sommaire

1	Centres articulaires moyens	60
1.1	Introduction	60
1.1.1	Marqueurs cutanés	60
1.1.2	Artefact des tissus mous	61
1.2	Matériel et Méthodes	62
1.2.1	Artefact de dislocation pour la méthode des clusters rigides	64
1.2.2	Artefact de déformation pour les méthodes des marqueurs cutanés et des centres articulaires moyens	65
1.3	Résultats	65
1.3.1	Artefact de dislocation	65
1.3.2	Artefact de déformation	66
1.4	Discussion	66
1.5	Bilan : Intérêt des clusters rigides et des centres articulaires moyens pour l'acquisition de la cinématique du geste sportif	70
2	Note technique : Occlusion de marqueurs et erreur de rigidification du segment bassin	71

1 Centres articulaires moyens

1.1 Introduction

Pour réaliser des études cinématiques et dynamiques 3D de mouvements sportifs, il est nécessaire de connaître la position et l'orientation précises des os à chaque instant. Les systèmes optoélectroniques sont souvent utilisés pour obtenir le déplacement de points anatomiques au cours du mouvement, en utilisant des marqueurs réfléchissants fixés sur la peau. Après calibration du système, les marqueurs détectés simultanément par au moins 2 caméras infrarouges peuvent être replacés dans l'espace de mesure à chaque instant (chapitre 1.1).

Les marqueurs cutanés sont placés sur le sujet en position statique au niveau de reliefs osseux, localisés le plus souvent par palpation. La position de ces marqueurs cutanés, assimilée à la position de ces reliefs particuliers, est utilisée pour la construction des repères segmentaires anatomiques. Chacun de ces repères est nécessairement construit à partir d'un triplet de points anatomiques, comprenant donc aussi bien ces points déterminés par palpation, que ceux calculés par régression ou méthode fonctionnelle.

La capture de mouvement à l'aide des systèmes optoélectroniques comporte cependant deux limites importantes, notamment pour l'étude de mouvement sportifs : le problème de certains marqueurs cutanés et l'artefact des tissus mous (Cappozzo *et al.*, 1996).

1.1.1 Marqueurs cutanés

Les marqueurs cutanés sont fixés individuellement sur la peau à l'aide de ruban adhésif double-face, et parfois renforcés avec des bandes de strapping. En fonction de leur position sur le corps, ces marqueurs peuvent conduire à des biais lors de l'acquisition de la cinématique (chapitre 2) :

- l'occlusion des marqueurs par un segment du corps, un vêtement ou d'autres marqueurs peut conduire à ce qu'ils ne soient plus détectés par un nombre suffisant de caméras, et leur trajectoire ne peut donc plus être reconstruite pour ces instants. Les marqueurs réfléchissants situés en position médiale des segments (condyle fémoral médial, malléole médiale, épicondyle etc...) sont les plus concernés ;
- les marqueurs peuvent aussi se déplacer ou chuter du fait des frottements ou de trop grandes accélérations. Le remplacement de ces marqueurs par l'expérimentateur au cours de la mesure peut ne pas correspondre parfaitement à la position initiale, et ainsi induire un biais supplémentaire. Les marqueurs concernés sont aussi les marqueurs médiaux, ainsi que les marqueurs des parties distales des membres lors de mouvements à fortes accélérations ;
- la position des marqueurs et leur contact et/ou frottement, notamment en position médiale, peut gêner le sujet lors de la réalisation de son mouvement. Le mouvement réalisé par l'athlète sera donc moins naturel s'il est gêné par un grand nombre de marqueurs ou préoccupé par leur chute.

Une solution couramment utilisée pour réduire ces trois biais potentiels consiste à utiliser des clusters de marqueurs réfléchissants en position latérale des segments, ces clusters pouvant être rigides ou non (Südhoff *et al.*, 2007). À l'aide d'au moins 3 marqueurs du cluster, un repère segmentaire auxiliaire est défini. Les positions des points anatomiques peuvent être recalculées dans ce repère auxiliaire au cours du mouvement, à partir des données acquises en position statique. Les deux avantages majeurs de cette méthode lors de l'acquisition de la cinématique sont, premièrement de permettre de s'affranchir des marqueurs isolés encombrants comme les marqueurs médiaux, et deuxièmement d'améliorer la détection, par le système optoélectronique, des marqueurs du cluster, qui sont situés en position latérale des segments.

Les clusters rigides, ou ancillaires, présentent encore deux avantages supplémentaires. D'une part, ils sont facilement solidarisés avec le segment d'intérêt par un strapping entourant le segment, réduisant considérablement le risque de déplacement ou de chute du cluster. D'autre part, la disposition de marqueurs surnuméraires sur le cluster (en général 4 marqueurs

au lieu des 3 nécessaires), permet par application d'un algorithme de solidification de réduire le risque que le système détecte moins de 3 marqueurs. Pour ces raisons, les clusters rigides sont très souvent utilisés dans les études de mouvements sportifs.

1.1.2 Artefact des tissus mous

Lorsque les marqueurs sensés représenter les points anatomiques se déplacent par rapport à la structure osseuse d'intérêt, le triangle formé par les points du triplet peut se déformer et/ou se déplacer en translation et en rotation par rapport à l'os, du fait des mouvements des tissus mous situés entre le point anatomique et le marqueur cutané (déformation des masses molles, glissement de peau, contraction musculaire etc...). Les erreurs de mesures dues au mouvement des marqueurs cutanés par rapport aux points anatomiques de l'os sous-jacent sont appelés artefact des tissus mous.

L'artefact des tissus mous est très documenté dans la littérature sous le nom anglo-saxon de *Soft Tissue Artifact*, et constitue l'un des biais les plus importants pour les mesures cinématiques et dynamiques (Leardini *et al.*, 2005). La mesure objective de cet artefact des tissus mous nécessite le plus souvent l'intervention de méthodes invasives comme les pins osseux (Cereatti *et al.*, 2009) ou irradiantes comme la fluoroscopie (Akbarshahi *et al.*, 2010). Cependant, Chèze *et al.* (1995) proposent de s'intéresser à la déformation des triangles servant à la construction des repères segmentaires, qui sera désignée dans la suite de cette étude comme « artefact de déformation ».

Pour réduire l'artefact des tissus mous, différentes solutions ont été proposées dans la littérature. Les deux premières consistent en un placement particulier des marqueurs réfléchissants alors que les dernières concernent d'avantage le post-traitement des données cinématiques :

1. un meilleur positionnement des marqueurs cutanés, sur des zones où la peau se déplace peu par rapport à l'os, de façon à minimiser l'artefact des tissus mous (Cappozzo *et al.*, 1996).

Cependant, un artefact de déformation est toujours présent, car les marqueurs d'intérêt sont le plus souvent placés à proximité des articulations, où la peau connaît des glissements importants ;

2. l'utilisation de la méthode des clusters rigides (ou ancillaires), en plus de son intérêt pratique lors de l'acquisition de la cinématique, permet d'empêcher la déformation du triangle servant à la construction du repère segmentaire (Manal *et al.*, 2000; Marin, 2000; Südhoff *et al.*, 2007). Les triangles définissant le repère sont en effet rigides au cours du temps, car calculés à partir des données en position statique, et permettent l'application non ambiguë de l'hypothèse des corps rigides.

Cependant, un « artefact de dislocation » peut être observé, étant donné que les clusters sont aussi soumis au mouvement de tissus mous. Dans ce cas, les centres articulaires ne coïncident plus entre les segments proximaux et distaux (figures 3.1 et 3.2). La comparaison quantitative entre cet artefact de dislocation propre à la méthode des clusters rigides et l'artefact de déformation de la méthode par marqueurs cutanés apparaît compliquée, car les données mesurables sont incompatibles ;

3. la déformation des segments peut être minimisée en utilisant un algorithme de solidification (Chèze *et al.*, 1995). En utilisant un nombre redondant de marqueurs, il est possible de conserver le triangle qui se déforme le moins pour la définition des repères segmentaires.

Cette méthode permet de réduire significativement l'artefact des tissus mous, mais demande la position de marqueurs isolés surnuméraires, qui peuvent chuter ou se déplacer lors de l'étude de mouvements rapides ;

4. l'optimisation globale (Lu et O'Connor, 1999; Reinbolt *et al.*, 2005; Begon *et al.*, 2008) consiste à déterminer par un calcul d'optimisation une position des différents segments minimisant la distance entre des points théoriques solidaires à l'os et les points mesurés et respectant à la fois des longueurs segmentaires constantes, et des contraintes articulaires

d'un modèle pré-déterminé (articulations ponctuelles à 1, 2 ou 3 ddl). Cette méthode permet donc d'obtenir une cinématique segmentaire sans ni artefact de déformation, ni artefact de dislocation.

Cependant, des contraintes articulaires fortes (articulation ponctuelle, rotation à 1 ddl) peuvent, dans certains cas, entraîner une mauvaise évaluation des angles articulaires (Duprey *et al.*, 2010), et donc des actions mécaniques inter-segmentaires. Le genou est par exemple souvent modélisé par une articulation à 1 ddl, alors qu'il est en réalité non ponctuel (glissement du fémur par rapport au tibia lors de la flexion), et peut connaître des déplacements angulaires dans les plans frontal et transverse (chapitre 7). La cinématique et la dynamique sont donc fortement dépendantes des caractéristiques choisies pour le modèle d'optimisation globale.

La plupart des études citées s'intéressaient à l'analyse de la marche, où les mouvements des tissus mous peuvent être supposés moins importants que pour les mouvements sportifs rapides. Pour des raisons touchant à la qualité de l'acquisition cinématique et à l'annulation de l'artefact de déformation, la méthode des clusters rigides est souvent utilisée pour l'analyse de mouvements sportifs (Rouch *et al.*, 2012). Cependant, aucune étude à notre connaissance ne s'est intéressée à quantifier l'amplitude de l'artefact de dislocation pour des mouvements sportifs à impacts ou à fortes amplitudes articulaires.

Cet artefact de dislocation pouvant amener une mauvaise estimation de la cinématique segmentaire, il n'existe pas de méthode présentant les avantages pratiques de la méthode des clusters rigides (affranchissement des marqueurs anatomiques encombrants, meilleure détection des marqueurs, fixation stable du cluster au segment et rigidification), mais permettant d'annuler l'artefact de dislocation au profit d'un artefact de déformation.

L'objectif de cette étude est de quantifier pour le membre inférieur et pour 5 mouvements, impliquant différentes amplitudes articulaires et différents niveaux d'impact :

- l'artefact de dislocation induit par la méthode des clusters rigides ;
- l'artefact de déformation, et plus particulièrement la variation des longueurs du fémur et du tibia mesurée à la fois par la méthode classique des marqueurs cutanés et par une nouvelle méthode se basant sur l'utilisation de clusters rigides.

1.2 Matériel et Méthodes

Pour cette étude, 3 sujets sportifs (2 hommes, 1 femme, âge moyen $25,6 \pm 0,6$ ans) ont réalisé, après une acquisition statique, 5 types de mouvements : marche, course rapide, demi-squat, counter-movement jump avec descente maximale du centre de gravité (CMJ) et série de coups de pieds (kicks). 19 marqueurs réfléchissants ont été placés sur des points anatomiques pour définir les repères du bassin, des fémurs et des pieds ainsi que de l'ensemble tibia-fibula, de façon similaire à ce qui est réalisé le plus souvent pour l'analyse de mouvement du membre inférieur (annexe D) :

- les 4 épines iliaques (RASIS, LASIS, RPSIS, LPSIS), pour la construction du repère bassin. Un marqueur auxiliaire (PEL) a été placé sur le bassin en position postérieure, entre les deux épines iliaques postérieures, pour permettre l'obtention du repère bassin même lorsque les épines iliaques antérieures sont occultées, notamment au cours des mouvements de coups de pieds ou de CMJ, par application de l'hypothèse des corps rigides (cf note technique 2) ;
- les condyles fémoraux médiaux (MC) et latéraux (LC), pour la construction du repère fémur ;
- les malléoles médiales (MM) et latérales (LM), pour la construction du repère tibia-fibula ;
- le calcaneus (CAL) et les premier et cinquième métatarses (1MT, 5MT), pour la construction du repère pied.

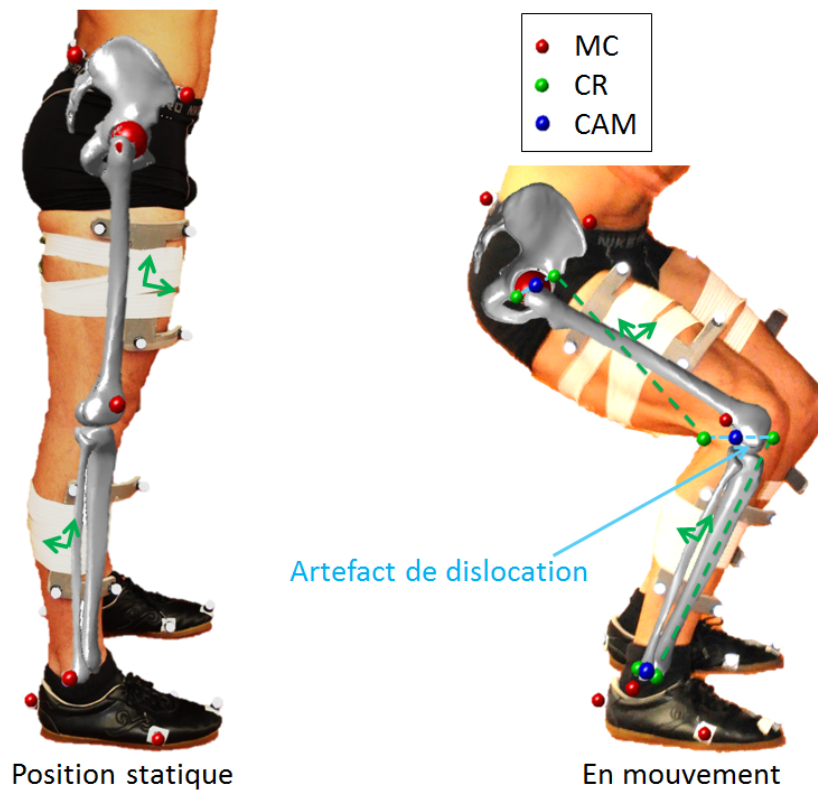


FIGURE 3.1. Origine de l'artefact de dislocation rencontré avec la méthode des clusters rigides.

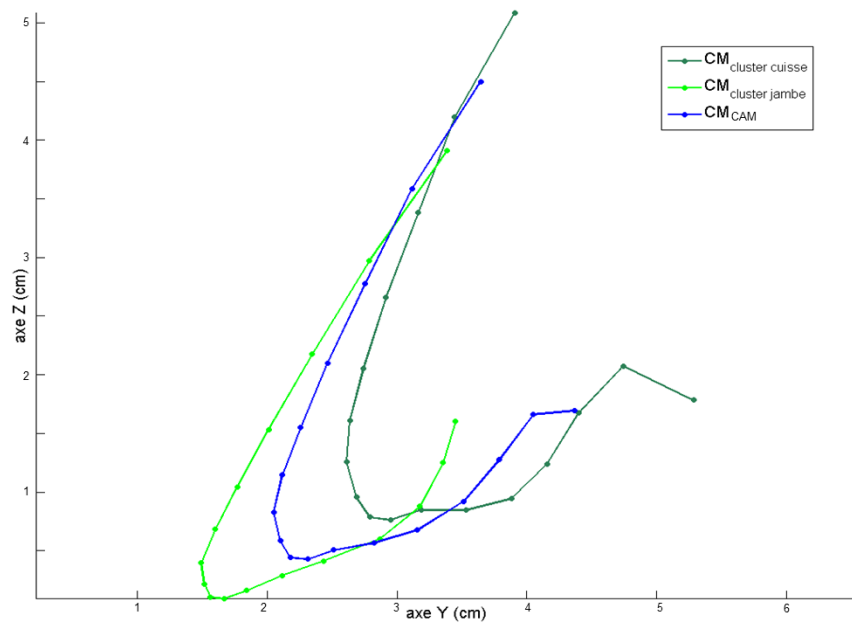


FIGURE 3.2. Calcul de la trajectoire du point anatomique moyen du condyle médial au cours d'un appui.

Les positions des centres articulaires des hanches (HJC), utilisées pour la construction des repères fémurs, ont été déterminées en utilisant la méthode de [Bell *et al.* \(1990\)](#) dans le repère bassin.

Quatre clusters rigides en PVC incurvé, disposant chacun de 4 marqueurs réfléchissants, ont été strappés sur les cuisses et les jambes des sujets. Ces clusters seront désignés comme clusters cuisses et clusters jambes dans cette étude. Les trajectoires des marqueurs ont été enregistrées par un système Vicon à 13 caméras (Oxford Metrics, Oxford, UK) à 300 Hz. Pour les 3 méthodes analysées dans cette étude, les points anatomiques nécessaires à la construction des repères du bassin et des pieds ont été calculés de la même façon. En revanche, ces méthodes différaient au niveau de la détermination des points anatomiques des têtes fémorales, des condyles fémoraux médiaux et latéraux et des malléoles médiales et latérales :

1. Méthode des marqueurs cutanés (MC) :

HJC : à partir du repère bassin ;

MC, LC, MM et LM : directement par la position des marqueurs cutanés.

2. Méthode des clusters rigides (CR) :

L'acquisition statique permet d'obtenir la position des points anatomiques du segment dans le repère du cluster. Ainsi, on peut recalculer la position de ces points anatomiques au cours du mouvement par l'intermédiaire du repère du cluster. Chacun des points anatomiques est déterminé de deux façons :

HJC : à partir du repère bassin et à partir du repère du cluster cuisse ;

MC et LC : à partir du repère du cluster cuisse et à partir du repère du cluster jambe ;

MM et LM : à partir du repère du cluster jambe et à partir du repère pied.

3. Méthode des points anatomiques moyens (CAM) :

Il a été vu que, pour la méthode des clusters rigides, les points anatomiques des têtes fémorales, des condyles fémoraux médiaux et latéraux et des malléoles médiales et latérales pouvaient être calculés de deux façons distinctes, à partir des repères des segments sus-jacents et sous-jacents. Pour la méthode CAM, la position de ces points anatomiques est définie de manière unique comme le milieu des deux positions de la méthode CR :

HJC : défini comme le milieu entre la position de ce point calculée à partir du repère bassin et celle calculée à partir du repère du cluster cuisse ;

MC et LC : définis comme les milieux entre les positions de ces points calculées à partir du repères du cluster cuisse et celles calculées à partir du cluster jambe ;

MM et LM : définies comme les milieux entre les positions de ces points calculées à partir du repère du cluster jambe et celles calculées à partir du repère pied.

La rigidité des clusters a été supposée pour résoudre les éventuels problèmes de perte de marqueurs ([Söderkvist et Wedin, 1993](#)). Les différents calculs ont été effectués à l'aide du logiciel Matlab (The Mathworks, Natick, USA), sans filtrage des trajectoires.

1.2.1 Artefact de dislocation pour la méthode des clusters rigides

Pour la méthode CR, les points anatomiques définissant les repères fémur et tibia-fibula sont déterminés de 2 façons, et les triangles servant à la construction de ces repères ne sont pas déformés au cours du mouvement. Cependant, il existe un artefact de dislocation, c'est-à-dire que les centres articulaires de la hanche (HJC), du genou (KJC) et de la cheville (AJC) ont des positions différentes selon qu'ils sont calculés dans le repère du segment distal ou proximal. KJC correspond au milieu de MC et LC et AJC au milieu de MM et LM.

L'artefact de dislocation a été défini à chaque instant à la hanche ($Disloc_H$), au genou ($Disloc_G$) et à la cheville ($Disloc_C$), comme la norme du vecteur entre les deux centres articulaires calculés à l'aide du repère du segment distal et celui du segment proximal :

$$Disloc_H = \left\| \overrightarrow{HJC_{bassin}} - \overrightarrow{HJC_{cuisse}} \right\| \quad (3.1)$$

$$Disloc_G = \left\| \overrightarrow{KJC_{cuisse}} - \overrightarrow{KJC_{jambe}} \right\| \quad (3.2)$$

$$Disloc_C = \left\| \overrightarrow{AJC_{jambe}} - \overrightarrow{AJC_{pied}} \right\| \quad (3.3)$$

1.2.2 Artefact de déformation pour les méthodes des marqueurs cutanés et des centres articulaires moyens

Pour les méthodes MC et CAM, les points anatomiques définissant les repères fémur et tibia-fibula sont déterminés de manière unique, mais les triangles servant à la construction de ces repères peuvent être déformés au cours du mouvement, à cause du mouvement des tissus mous. L'artefact de déformation d'un segment peut être défini avec 3 composantes, qui peuvent être calculées à chaque instant pendant le mouvement : la variation de longueur du segment (ΔL), la variation en largeur et la variation angulaire. Dans cette étude, la variation de longueur du fémur ($\Delta L_F(t)$) et du tibia-fibula ($\Delta L_T(t)$) est quantifiée à chaque instant comme la valeur absolue de la différence entre la longueur du segment à l'instant t ($L(t)$) et la longueur en statique (L_{stat}) :

$$\Delta L_F(t) = \|L_F(t) - L_{F, stat}\| \quad (3.4)$$

$$\Delta L_T(t) = \|L_T(t) - L_{T, stat}\| \quad (3.5)$$

avec

$$L_F(t) = \left\| \overrightarrow{HJ\hat{C}} - \overrightarrow{KJ\hat{C}} \right\| \quad (3.6)$$

$$L_T(t) = \left\| \overrightarrow{KJ\hat{C}} - \overrightarrow{AJ\hat{C}} \right\| \quad (3.7)$$

Ces artefacts ont été quantifiés pour les membres droit et gauche des 3 sujets à chaque instant pour les 5 mouvements. La valeur maximale, la valeur moyenne et l'écart type entre des trois sujets ont été calculés pour chacun des mouvements.

1.3 Résultats

1.3.1 Artefact de dislocation

Avec la méthode des clusters rigides, l'artefact de dislocation variait, respectivement pour la hanche, le genou et la cheville entre 20 ± 8 mm, 15 ± 7 mm et 7 ± 3 mm pour la marche et 24 ± 14 mm, 21 ± 10 mm et 9 ± 5 mm pour les coups de pieds.

Les valeurs maximales de cet artefact de dislocation atteignaient 80 mm pour la hanche lors des coups de pieds, 75 mm pour le genou lors de l'appui de la course et 22 mm pour la cheville lors des coups de pieds. Les résultats pour l'artefact de dislocation sont résumés dans le tableau 3.1.

TABLEAU 3.1. Artefact de dislocation avec la méthode des clusters rigides (CR).

	<i>Disloc_H</i> (mm)		<i>Disloc_G</i> (mm)		<i>Disloc_C</i> (mm)	
	mean \pm SD	max	mean \pm SD	max	mean \pm SD	max
marche	20 \pm 8	47	15 \pm 7	31	7 \pm 3	21
course	22 \pm 9	55	19 \pm 13	75	8 \pm 3	20
demi-squat	26 \pm 10	48	15 \pm 8	30	6 \pm 3	11
CMJ	27 \pm 10	49	20 \pm 13	59	8 \pm 5	20
coups de pieds	24 \pm 14	80	21 \pm 10	54	9 \pm 5	22

1.3.2 Artefact de déformation

Avec la méthode des marqueurs cutanés (MC), la variation de longueur ΔL variait entre 6 ± 4 mm (marche) et 11 ± 14 mm (CMJ) pour le fémur et entre 5 ± 3 mm (marche) et 9 ± 8 mm (CMJ) pour le tibia-fibula. Les valeurs maximales étaient de 63 mm (CMJ) pour le fémur et de 37 mm (CMJ) pour le tibia-fibula.

Avec la méthode des centres articulaires moyens (CAM), ΔL variait entre 4 ± 4 mm (marche) et 7 ± 6 mm (course) pour le fémur et entre 5 ± 3 mm (marche) et 8 ± 5 mm (course) pour le tibia-fibula. Les valeurs maximales de ΔL étaient de 28 mm (course) pour le fémur et de 23 mm (course) pour le tibia-fibula.

Les résultats pour l'artefact de déformation pour les méthodes MC et CAM sont présentés dans le tableau 3.2 et résumés dans la figure 3.3.

TABLEAU 3.2. Artefact de déformation obtenu avec les méthodes des marqueurs cutanés (MC) et des centres articulaires moyens (CAM).

	(mm)	MC		CAM	
		mean \pm SD	max	mean \pm SD	max
marche	ΔL_F	6 \pm 4	19	4 \pm 4	16
	ΔL_T	5 \pm 3	13	5 \pm 3	15
course	ΔL_F	12 \pm 10	42	7 \pm 6	28
	ΔL_T	7 \pm 6	28	8 \pm 5	23
demi-squat	ΔL_F	13 \pm 14	45	5 \pm 4	13
	ΔL_T	6 \pm 4	23	4 \pm 2	9
CMJ	ΔL_F	11 \pm 14	63	4 \pm 3	16
	ΔL_T	9 \pm 8	37	6 \pm 4	17
kicks	ΔL_F	8 \pm 10	55	5 \pm 3	19
	ΔL_T	6 \pm 3	19	6 \pm 3	22

Un exemple de cinématiques articulaires obtenues avec les trois méthodes (MC, CR et CAM), au cours d'un counter-movement jump est présenté dans la figure 3.4.

1.4 Discussion

Les résultats montrent que la méthode des clusters rigides (Manal *et al.*, 2000) peut introduire d'importants artefacts de dislocation lors de mouvements impliquant de grandes amplitudes ou des impacts. En effet, l'artefact moyen sur la totalité d'un mouvement est important, mais ce sont avant tout les valeurs maximales qui sont problématiques, allant jusqu'à 80 mm pour certains mouvements. Ces valeurs maximales sont d'autant plus préjudiciables qu'elles surviennent la plupart du temps à des instants clés du mouvement, par exemple lors de la phase d'amortissement de l'appui de course. Un tel décalage peut entraîner des erreurs importantes sur les calculs cinématiques (figure 3.4) et dynamiques, avec des bras de levier

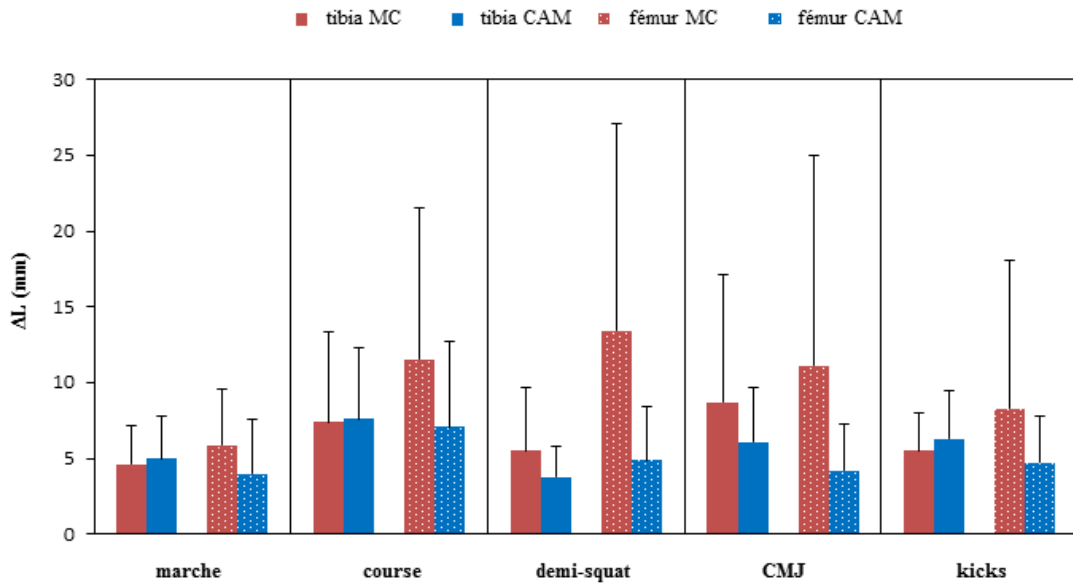


FIGURE 3.3. Artefact de déformation, ou variation de longueur, des segments tibia-fibula et fémur entre les méthodes des marqueurs cutanés (MC) et des centres articulaires moyens (CAM), au cours de 5 mouvements.

erronés influant sur le calcul des moments articulaires par dynamique inverse. Cette méthode apparaît donc à proscrire pour l'étude de mouvements tels que la course, le saut ou les coups de pieds.

Les résultats montrent également que la méthode des centres articulaires moyens (CAM) présentée dans cette étude permet de réduire l'artefact de déformation, *i.e.* la variation de longueur du segment fémur pour l'ensemble des mouvements étudiés, par rapport à la méthode classique des marqueurs cutanés (MC). En revanche, l'artefact de déformation du segment tibia-fibula n'était réduit que pour les mouvements impliquant des flexions importantes du genou (demi-squat et CMJ). Pour la marche, la course et les coups de pieds, peu de différences étaient observées entre les deux méthodes au niveau du segment tibia-fibula.

Les autres composantes de l'artefact de déformation ont aussi été évaluées en parallèle de l'étude sur la variation de longueur. La variation de largeur du triangle utilisé pour définir le repère segmentaire, c'est-à-dire la variation de la distance entre les deux malléoles d'une part et les deux condyles fémoraux d'autre part, était moins importante avec la méthode CAM qu'avec la méthode MC pour l'ensemble des mouvements. Pour la déformation angulaire du triangle, aucune différence notable n'apparaissait entre les deux méthodes.

La méthode CAM semble donc être adaptée à l'analyse cinématique et dynamique du membre inférieur au cours de mouvements à impacts (course, réception de saut) ou de grande amplitude (squat, coups de pieds...), car elle n'amplifie pas de manière importante l'artefact de déformation, et le réduit même dans des situations impliquant d'importantes flexions du genou.

Il est à noter que certains des artefacts mesurés sont dépendants de la méthode utilisée pour la détermination du centre de la tête fémorale. En effet, l'utilisation de la méthode de [Bell *et al.* \(1990\)](#) peut entraîner dès l'acquisition statique une erreur de positionnement de ce point anatomique, ce qui constitue un biais pour la quantification de la variation de longueur du fémur et de l'artefact de dislocation de la hanche.

Les trois sujets de cette étude étaient des sportifs, et il est probable que l'artefact des tissus mous observé chez eux soit différent de celui d'une autre population, avec une plus faible masse musculaire et/ou un plus fort indice de masse grasse. Les artefacts de déformation et de dislocation des 3 méthodes nécessiteraient donc d'être étudiés sur d'autres populations, avec des effectifs plus importants. Cependant, le but de cette étude était de vérifier la pertinence

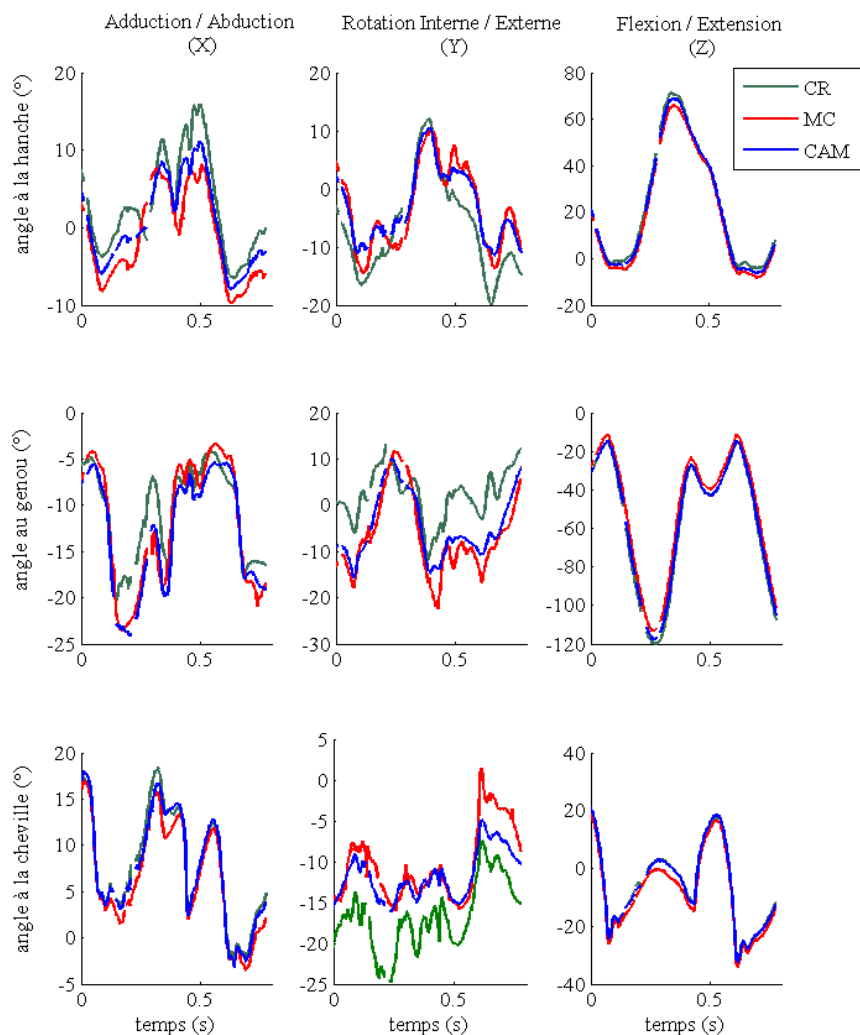


FIGURE 3.4. Cinématique angulaire de la hanche, du genou et de la cheville au cours d'un mouvement de counter-movement jump (CMJ), avec les 3 méthodes étudiées : clusters rigides (CR), marqueurs cutanés (MC) et centres articulaires moyens (CAM).

relative des 3 méthodes de calcul des positions des points anatomiques pour les mouvements sportifs, ce qui concerne le plus souvent des sujets ayant des caractéristiques similaires à ceux ayant participé à cette étude.

Sur la figure 3.4, une amplitude de 15° est observée pour l'adduction/abduction du genou, lors d'un mouvement de *counter-movement jump*. Chez les trois sujets testés, le counter-movement était réalisé en descendant dans une position accroupie au maximum, avec une flexion importante du genou. Chez ces sujets, les quadriceps sont particulièrement développés et conduisent à un déplacement important des marqueurs isolés et du cluster lors de mouvement, du fait des importants glissements de peau et de la contraction musculaire. De plus, le fait d'avoir utilisé la méthode de [Bell et al. \(1990\)](#) pour le centre articulaire de la hanche peut conduire à une mauvaise orientation du fémur dans le plan frontal au cours du mouvement. Il reste difficile d'expliquer les similitudes de cinématique angulaire en adduction/abduction du genou entre la méthode MC et CAM, car l'artéfact de tissus mous les affectant provient de deux sources différentes : mouvement important du marqueur du condyle médial qui se retrouve à la surface du vaste médial lors de grandes flexions, et mouvement du cluster placé à proximité du vaste latéral, respectivement.

Concernant la cinématique angulaire des articulations, la méthode utilisée peut donc avoir une influence considérable sur les angles calculés, en particulier pour les angles en adduc-

tion/abduction et en rotation interne/externe. Il est donc possible de quantifier un artefact de dislocation ou de déformation pour les différentes méthodes, mais il est difficile de déterminer laquelle de ces méthodes est la plus juste, sans l'utilisation de techniques invasives ou irradiantes. De plus, les deux paramètres choisis pour cette étude ne permettent pas de différencier les deux types de déplacements rigides du cluster : translation ou rotation par rapport à l'os (de Rosario *et al.*, 2012; Barre *et al.*, 2013; Benoit *et al.*, 2015; Dumas *et al.*, 2015). Les méthodes de post-traitement telles qu'une optimisation globale (Lu et O'Connor, 1999; Duprey *et al.*, 2010), avec un grand nombre de degrés de liberté, ou bien la minimisation des contraintes ligamentaires (Bergamini *et al.*, 2011), pourraient être appliquées à la suite des méthodes présentées, de façon à réduire de manière globale l'artefact des tissus mous, et ainsi obtenir une cinématique plus juste des segments osseux au cours du mouvement.

1.5 Bilan : Intérêt des clusters rigides et des centres articulaires moyens pour l'acquisition de la cinématique du geste sportif

La méthode des points anatomiques moyens présente donc 3 avantages pour son application dans l'estimation de repères segmentaires au cours des mouvements sportifs à impacts ou à grandes amplitudes.

— précision

Les résultats de cette étude ont montré que la méthode des points anatomiques moyens permettait de réduire l'artefact de déformation, c'est-à-dire la variation de longueur des segments fémur et tibia-fibula, pour les mouvements de course, de saut, de squat et de coups de pieds.

Dans ce même but de précision, les points anatomiques dans le repère cluster peuvent être déterminés par imagerie médicale plutôt que par palpation. Une étude récente a associé les données de position des points anatomiques issues du système de stéréoradiographie EOS avec la méthode des clusters rigides, pour déterminer la cinématique osseuse et l'allongement musculaire lors de mouvements cycliques sur une plateforme oscillante Imoove™ (Nez *et al.*, 2014).

— confort du sujet et chute de marqueurs

Le confort du sujet au cours du mouvement est amélioré, avec la réduction de la gêne causée habituellement par les marqueurs médiaux (malléoles et condyles médiaux). Cette absence de gêne peut être intéressante pour l'analyse de geste sportifs de haut-niveau, où la technique des athlètes peut aisément être perturbée par un équipement trop encombrant.

Le risque de chute du cluster, strappé au segment, est aussi réduit par rapport au risque de chute d'un marqueur isolé, particulièrement lors de mouvement à fortes accélérations.

— résolution de l'occultation de marqueurs

Lorsque le nombre minimum de caméras nécessaires pour reconstruire la position d'un marqueur en 3D n'est pas atteint, il s'en suit un « trou » dans la trajectoire de ce marqueur. Ce phénomène peut être d'autant plus grand lors de mouvements à fortes accélérations ou en conditions extérieures et concerne souvent les marqueurs cutanés médiaux, du fait de leur plus grand risque d'occultation par les segments du corps. Les méthodes utilisant les clusters (CR et CAM) permettent de placer les marqueurs en position latérale sur les segments du sujet. Les marqueurs, situés directement face aux caméras infrarouges, sont ainsi plus facilement détectés.

De plus, la présence de 4 marqueurs réfléchissants fixés sur une structure rigide permet d'utiliser sans ambiguïté une hypothèse de rigidité sur les marqueurs du cluster. Cette hypothèse permet de reconstruire les marqueurs du cluster éventuellement occultés, et servant à définir le repère auxiliaire du cluster. Il sera vu dans la note technique 2 que cette hypothèse, utilisée sur des segments non rigides, peut entraîner d'importantes erreurs sur les calculs dynamiques.

Enfin, le calcul de la position des marqueurs anatomiques provenant de 2 sources distinctes, il est possible d'estimer la trajectoire de points anatomiques même lorsque l'un des repères clusters ne peut être reconstruit, grâce à la méthode présentée dans la note technique 2.

Le design (masse, taille et forme) et le positionnement optimal des clusters rigides sur les segments nécessite toutefois d'être précisé (Südhoff *et al.*, 2007).

2 Note technique : Occlusion de marqueurs et erreur de rigidification du segment bassin

L'occlusion de marqueurs constitue un biais pour la mesure cinématique par un système optoélectronique. En effet, la position d'un marqueur réfléchissant à chaque instant ne peut être reconstruite que si au moins 2 caméras infrarouges détectent ce marqueur. Or lors du mouvement, et plus particulièrement lors de mouvements sportifs, il arrive que les marqueurs soient occultés par un segment corporel, un vêtement ou bien par un autre marqueur. Cela engendre une absence de données de position pour une certaine durée, un « trou » dans la trajectoire mesurée.

Plusieurs solutions ont été proposées dans la littérature pour résoudre ce problème :

- l'utilisation de splines pour interpoler la trajectoire grâce aux points précédents et suivant le trou. Les splines polynomiales (Vaughan, 1982; Woltring, 1985) sont très utilisées, notamment pour boucher les trous de données s'étalant sur une durée courte ou pour des trajectoires où l'accélération ne varie pas de façon importante (comme la phase aérienne d'un saut).
- l'utilisation de la redondance de marqueurs pour un segment rigide donné, permettant de retrouver les positions de tous les marqueurs du segment si au moins 3 marqueurs sont détectés sur le segment (Söderkvist et Wedin, 1993).

Cette dernière méthode postule la rigidité d'un ensemble de marqueurs à chaque instant, et ne peut donc être appliquée qu'à des ensembles de marqueurs rigides (clusters rigides à 4 marqueurs, tête, thorax dans une moindre mesure). Cependant, cette méthode peut être problématique lorsqu'elle est appliquée à un ensemble de marqueurs dont la rigidité n'est pas réelle, comme dans l'exemple du bassin au cours du squat jump.

En effet, il est courant d'utiliser des méthodes de rigidification sur le segment bassin pour des mouvements où l'occultation de marqueurs est présente (position assise, squat jump). Or, de par la proximité entre ces marqueurs et la grande amplitude articulaire de la hanche pour ces mouvements, les tissus mous peuvent bouger de manière importante et le repère bassin recalculé peut donc être désorienté, par rapport au repère bassin construit à partir des marqueurs. Il peut en résulter un décalage important entre les trajectoires réelles des marqueurs occultés et les trajectoires calculées à l'aide du repère auxiliaire. Du fait de cette erreur sur la cinématique, des aberrations importantes peuvent apparaître dans les résultats d'études cinétiques et dynamiques, notamment pour tous les calculs faisant intervenir des dérivées de la position, comme les puissances (figures 3.5 et 3.6).

La trajectoire calculée apparaissant majoritairement translatée par rapport à la position réelle marqueurs, il est proposé de réaliser une correction de translation. Si un trou est observé dans la trajectoire du point P entre l'instant t et l'instant $t + d$, la trajectoire est d'abord recalculée à l'intérieur du trou en utilisant la méthode de Söderkvist et Wedin (1993). Ensuite deux vecteurs de translation sont calculés, pour le début (\vec{V}_d) et la fin du trou de trajectoire (\vec{V}_f) :

$$\vec{V}_d = \overrightarrow{OP_{t-1}} - \overrightarrow{OP_t} \quad (3.8)$$

$$\vec{V}_f = \overrightarrow{OP_{t+d+1}} - \overrightarrow{OP_{t+d}} \quad (3.9)$$

La trajectoire entière recalculée est translatée du vecteur moyen (\vec{V}_m) entre les deux vecteurs calculés précédemment :

$$\vec{V}_m = \frac{\vec{V}_d + \vec{V}_f}{2} \quad (3.10)$$

Le fait de translater la trajectoire du vecteur \vec{V}_m revient à faire l'hypothèse qu'il n'y a pas de déplacement important du point d'intérêt entre $t - 1$ et t . Cette hypothèse n'étant

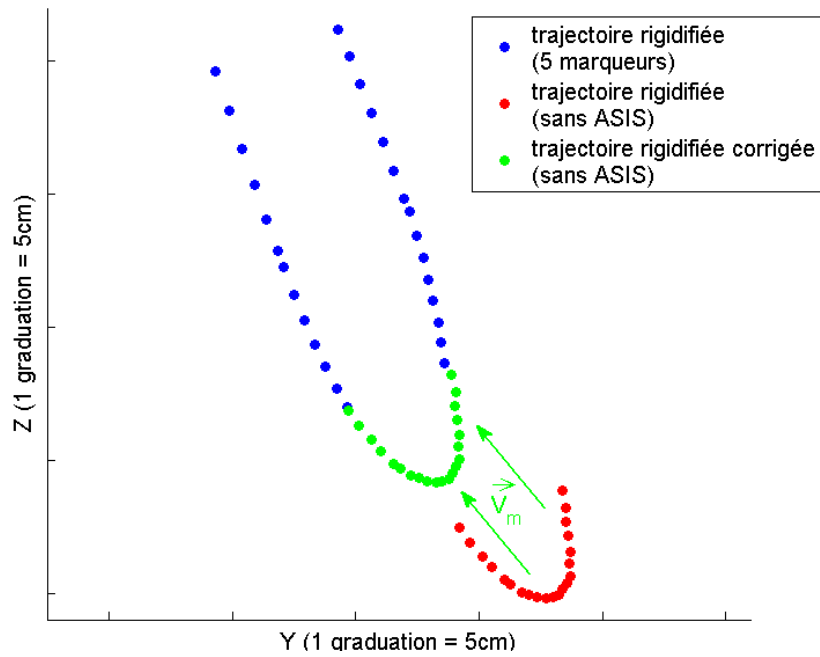


FIGURE 3.5. Correction de l'erreur de trajectoire due à la rigidification par translation de la trajectoire : exemple de la trajectoire d'une des deux épines iliaques antéro-supérieures (ASIS) occultées pendant le counter-movement jump. \vec{V}_m correspond au vecteur moyen de translation de trajectoire.

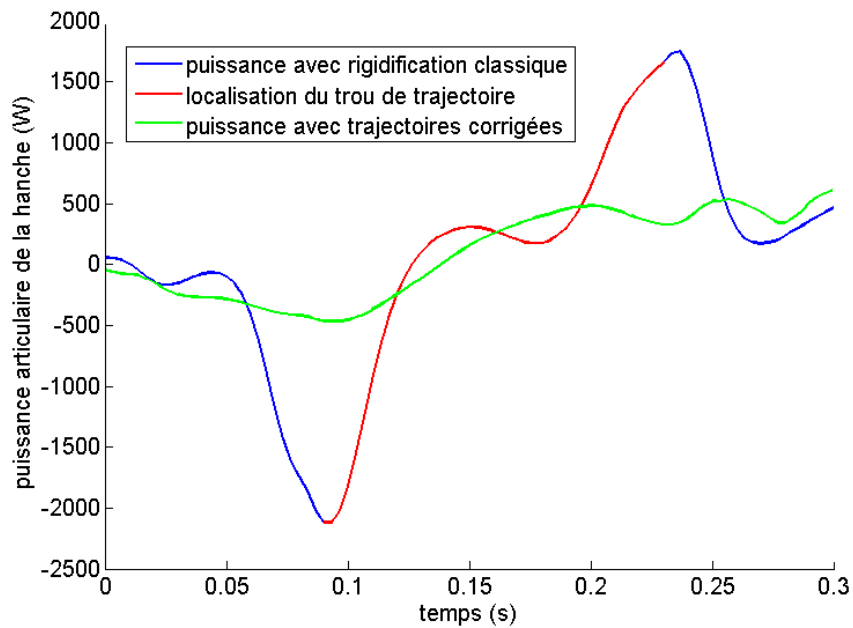


FIGURE 3.6. Influence de la correction par translation sur le calcul de la puissance articulaire à la hanche au cours d'un mouvement de counter-movement jump, après filtrage et dérivation des trajectoires des marqueurs.

pas toujours valide, il peut en résulter une légère discontinuité dans les trajectoires, surtout si la fréquence d'échantillonnage est faible. Cependant, ces discontinuités peuvent être lissées très aisément par application d'une méthode de filtrage passe-bas. Cette méthode est donc adaptée à des hautes fréquences d'acquisitions, et est à réaliser de préférence avant le filtrage des données cinématiques.

Une dernière limite de cette méthode vient de l'unique considération de la translation, alors que l'erreur de la trajectoire estimée grâce aux marqueurs techniques peut aussi présenter une mauvaise orientation par rapport à la trajectoire réelle sur marqueur réfléchissant. Cette erreur de rotation apparaît toutefois faible par rapport à l'erreur de translation, et le fait de prendre la moyenne des vecteurs \vec{V}_d et \vec{V}_f permet d'éviter une trop grande discontinuité à l'une des deux extrémités du trou de trajectoire.

Cette méthode simple permet donc d'obtenir des données de position des marqueurs anatomiques du bassin même pendant les instants où les deux épines iliaques antérieures sont occultées, à un moment clé du squat jump (la flexion maximale des hanches). Elle peut aussi être appliquée à d'autres segments non-rigides disposant de marqueurs techniques.

CHAPITRE 4

PRÉCISION DU TORSEUR DYNAMIQUE : ACCÉLÉRATIONS SEGMENTAIRES

Sommaire

1	Introduction	76
2	Matériel et Méthodes	77
2.1	Protocole expérimental	77
2.2	Calcul des vitesses et accélérations à partir des marqueurs	78
2.3	Synchronisation	80
2.4	Calcul de l'erreur	80
2.4.1	Relation vitesse du mouvement - fréquence d'échantillonnage	80
2.4.2	Influence de la méthode de dérivation	80
3	Résultats	82
3.1	Présentation du signal de référence	82
3.2	Relation vitesse du mouvement - fréquence d'échantillonnage	82
3.3	Influence de la méthode de dérivation	82
4	Discussion	86
4.1	Fréquence d'échantillonnage	86
4.2	Méthode de dérivation	87
4.3	Limites de l'étude	87
5	Bilan : Validation des accélérations obtenues par dérivation de matrices homogènes	88

1 Introduction

Pour connaître les actions mécaniques inter-segmentaires *in vivo*, on utilise le plus souvent la dynamique inverse. Les accélérations des segments du corps y sont utilisées en entrées du calcul et si l'influence des erreurs d'accélération sur les résultats d'une analyse quantifiée de la marche est faible (Doriot et Chèze, 2001), elle peut être plus importante lors de l'étude de mouvements sportifs rapides (Bisseling et Hof, 2006).

Les accélérations linéaires segmentaires, de même que les vitesses angulaires, peuvent être obtenues avec l'utilisation de centrales inertielles. Cependant, il a été vu au chapitre 1 que ces systèmes présentaient certaines limites pour une utilisation sur corps entier lors de mouvements rapides :

- la difficulté d'application à un grand nombre de segments ;
- la difficulté pour repérer la position de la centrale par rapport à un repère osseux ou une plateforme de forces ;
- l'encombrement et le poids du système filaire, le seul permettant d'échantillonner à une fréquence supérieure à 25 Hz.

Cependant, les données issues de centrales inertielles peuvent constituer une référence pour valider des méthodes alternatives d'obtention des accélérations.

La principale solution alternative consiste à calculer les accélérations linéaires et angulaires par double dérivation de données de position acquises par un système optoélectronique. Le processus de dérivation amplifiant de manière importante le bruit haute fréquence inhérent au système de mesure, les accélérations ainsi calculées constituent une des limites des méthodes de dynamique inverse. Depuis les années 1970, de nombreux auteurs ont proposé des méthodes permettant de mieux estimer les accélérations à partir de données bruitées de position (Miller, 1973; Pezzack *et al.*, 1977; Wood et Jennings, 1979; Lanshammar, 1982; Smith, 1989; Vint et Hinrichs, 1996; Giakas *et al.*, 1997) (chapitre 2). Dans la dernière décennie, de nombreux progrès ont marqué les méthodes d'acquisition cinématique, aussi bien au niveau des systèmes optoélectroniques que des centrales inertielles. En ce qui concerne les systèmes optoélectroniques, il est légitime de penser que l'amplitude du bruit de mesure sur les données de position a été réduite par rapport aux anciennes générations de ces systèmes.

Le défi de la mesure cinématique avec le système optoélectronique est donc de réaliser en fonction du mouvement étudié le meilleur compromis entre la quantité d'information acquise et la justesse des accélérations obtenues par dérivation de ces données de position. Les erreurs au niveau des accélérations peuvent être vues comme le résultat de trois facteurs :

1. l'amplitude du bruit et la fréquence d'échantillonnage

La dérivation numérique entraînant une amplification du bruit haute fréquence, l'amplitude de ce bruit sur les données de position influe directement sur la justesse des accélérations calculées.

Bien que les constructeurs fournissent une valeur d'erreur systématique pour les systèmes optoélectroniques, celle-ci peut tout de même *a priori* varier en fonction du nombre et de la position des caméras infrarouges, de la calibration, des paramètres choisis pour la reconstruction des trajectoires des marqueurs et de la fréquence d'échantillonnage. Si la plupart de ces paramètres font l'objet de précautions particulières de la part de l'expérimentateur, l'influence de la fréquence d'échantillonnage sur ce bruit n'est pas clairement établie.

Pour les systèmes optoélectroniques, il est admis qu'une fréquence d'échantillonnage trop faible entraînera un manque d'information, alors qu'une fréquence trop élevée conduira à une erreur plus importante sur les mesures. En effet, le délai d'ouverture de l'obturateur étant plus court à des fréquences élevées, on peut supposer que la détection du centre des sphères réfléchissantes sera moins précise. De plus, l'augmentation de la fréquence d'échantillonnage entraîne une réduction du volume de capture. Le choix de la fréquence d'échantillonnage est souvent fait empiriquement en fonction de la vitesse du

mouvement, ou en utilisant une analyse de Fourier sur les forces de réaction du sol, acquises à une fréquence élevée, pour analyser le contenu fréquentiel du mouvement étudié (Cochrane *et al.*, 2010). À notre connaissance, il n'existe pas d'étude ayant déterminé la fréquence d'échantillonnage à utiliser en fonction de la vitesse du mouvement, lorsque les dérivées successives des positions sont recherchées.

2. la méthode de filtrage

En ce qui concerne le filtrage, de nombreuses méthodes ont été proposées pour réduire le bruit résultant des différentes sources d'erreurs dans la cinématique, telles que les filtres Butterworth (Giakas et Baltzopoulos, 1997), les splines (Vaughan, 1982; Woltring, 1985), les troncatures de séries de Fourier (Hatze, 1981) ou les ondelettes (Ismail et Asfour, 1999). Ces méthodes requièrent le choix par l'opérateur des paramètres du filtre. Il a ainsi été recherché des manières d'automatiser ce choix par analyse des résidus (Jackson, 1979; Winter, 1990) ou par une méthode d'auto-corrélation (Challis, 2010). Une étude d'Aissaoui *et al.* (2006) s'est attachée à comparer les données de vitesse et d'accélération d'un solide rigide en mouvement obtenues par la dérivation de données de position 3D et par une centrale inertielle, et s'est attachée à déterminer la meilleure méthode automatique de filtrage. Cette question de la méthode de filtrage ayant été largement traitée dans la littérature, elle ne fera pas l'objet de cette étude. Un filtre passe-bas de type Butterworth du quatrième ordre a été utilisé, avec différentes fréquences de coupures.

3. la méthode de dérivation

Lorsque les trajectoires sont approximées par des fonctions connues, les dérivées peuvent être calculées algébriquement. À la suite d'un filtrage classique, il est cependant nécessaire d'utiliser une méthode de dérivation discrète. La plupart des auteurs utilisent le premier ou le second ordre des différences finies (Smith, 1989; Lanshammar, 1982). D'autres auteurs, utilisant pour la plupart le formalisme des matrices homogènes (Legnani *et al.*, 1996), dérivent les matrices de position avec le quatrième ordre des différences finies centrées (Doriot, 2001; Pillet *et al.*, 2010). À notre connaissance, aucune étude ne s'est intéressée à l'influence de ce choix sur la précision des vitesses et des accélérations calculées.

Cette étude a donc deux objectifs : établir une relation entre vitesse du mouvement et fréquence d'échantillonnage optimale et connaître l'influence de la méthode de dérivation sur les vitesses angulaires et les accélérations linéaires calculées. Une nouvelle méthode de dérivation discrète sera proposée et comparée à d'autres méthodes de la littérature. De manière générale, cette étude pourra constituer une validation du formalisme des matrices homogènes pour le calcul des vitesses angulaires et des accélérations linéaires, à partir de dérivées successives de données de position.

2 Matériel et Méthodes

2.1 Protocole expérimental

Une plaque d'aluminium a été fixée à l'extrémité d'un bras robotique à six degrés de liberté (COMAU, Turin, Italie). La plaque était instrumentée avec 3 centrales inertielles (Xsens, Enschede, Hollande) et 8 marqueurs réfléchissants formant un cluster rigide de marqueurs (figure 4.1).

Le robot a été paramétré de manière à réaliser des mouvements répétables entre les 8 angles d'un cube de 50 cm d'arrête, dans l'ordre (figure 4.2) :

- trois translations isolées selon les axes \vec{X} , \vec{Y} et \vec{Z} de la centrale ;
- trois rotations isolées de -90° à 90° autour du centre de l'extrémité du robot ;
- trois déplacements combinant translations et rotations, avec des rotations de plus en plus importantes.

Les positions des marqueurs ont été enregistrées par un système Vicon à 8 caméras (Oxford Metrics, Oxford, UK) avec 4 fréquences d'échantillonnage : 100, 200, 300 et 400 Hz. Pour chacune des fréquences d'échantillonnage du système Vicon, la même fréquence était utilisée pour les centrales inertielles. Le robot pouvait réaliser les mouvements en trajectoire contrôlée, c'est-à-dire en suivant la trajectoire la plus courte entre deux positions, ou en trajectoire libre de manière à réaliser le mouvement le plus vite possible. Le mode avec trajectoire libre était donc plus rapide. Pour les 4 fréquences d'échantillonnage, le mouvement du robot était répété 3 fois, pour chacune des 4 vitesses testées :

- à 50% de la vitesse maximale du robot en trajectoire contrôlée (durée : 60 secondes) ;
- à 75% de la vitesse maximale du robot en trajectoire contrôlée (durée : 45 secondes) ;
- à 100% de la vitesse maximale du robot en trajectoire contrôlée (durée : 30 secondes) ;
- à la vitesse maximale du robot en trajectoire libre (durée : 20 secondes).

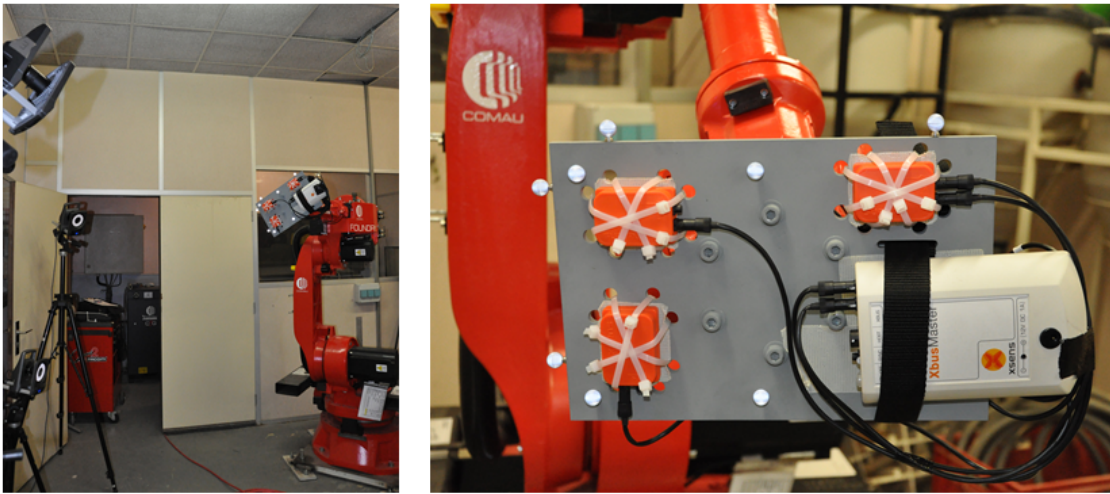


FIGURE 4.1. Dispositif expérimental : robot muni d'une plaque instrumentée de 3 centrales inertielles et d'un cluster de marqueurs réfléchissants.

2.2 Calcul des vitesses et accélérations à partir des marqueurs

Il a été choisi de ne pas utiliser la rigidité du cluster pour résoudre les problèmes de perte de marqueurs, car cette rigidification peut faire apparaître un bruit supplémentaire au bruit déjà présent sur les mesures de positions (chapitre 3). Différentes fréquences de coupure ont été utilisées pour le filtre Butterworth du quatrième ordre : 1, 5, 10, 15, 20, 25, 30, 35, 40 et 45 Hz. Dans certains cas, aucun filtrage n'était réalisé. Les paramètres du filtrage seront détaillés dans la présentation de chacun des résultats.

Seules les positions des marqueurs du cluster étaient filtrées avant d'être utilisées pour définir 3 matrices homogènes (Legnani *et al.*, 1996) de position du repère du cluster dans $R0^1$, $M_{R0 \rightarrow IMU}$, dont les axes \vec{x} , \vec{y} et \vec{z} ont été choisis de façon à être alignés avec ceux des repères internes de chacune des 3 centrales inertielles. Les origines \vec{o} des 3 repères du cluster ont été placées de façon à coïncider avec les origines des repères des 3 centrales.

$$M_{R0 \rightarrow IMU} = \begin{pmatrix} x_X & y_X & z_X & o_X \\ x_Y & y_Y & z_Y & o_Y \\ x_Z & y_Z & z_Z & o_Z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (4.1)$$

1. Il n'est pas conseillé de filtrer la matrice homogène de position, car le filtrage peut rendre non-orthonormé le repère correspondant.

$h = 1/F_e$ étant la période d'échantillonnage, les matrices de position ont ensuite été dérivées deux fois en utilisant trois méthodes différentes de dérivation discrète :

1. le 2nd ordre de différences finies centrées (2DFC)

$$f'(t) = \frac{f(t+h) - f(t-h)}{2h} \quad (4.2)$$

2. le 4^{ème} ordre des différences finies centrées (4DFC)

$$f'(t) = \frac{-f(t+2h) + 8f(t+h) - 8f(t-h) + f(t-2h)}{12h} \quad (4.3)$$

3. une méthode multi-fréquentielle pondérée de différences finies centrées (MDFC)

$$f'(t) = \frac{f(t+3h) + 2f(t+2h) + 4f(t+h) - 4f(t-h) - 2f(t-2h) - f(t-3h)}{22h} \quad (4.4)$$

Cette nouvelle méthode revient à considérer la dérivée à l'instant t de la fonction f , échantillonnée à la fréquence F_e , comme la moyenne de la dérivée par 2DFC de f échantillonnée à F_e , de la dérivée par 2DFC de f sous-échantillonnée à $\frac{F_e}{2}$ et de la dérivée par 2DFC de f sous-échantillonnée à $\frac{F_e}{3}$, pondérées respectivement par 4, 2 et 1.

Pour le début et la fin des échantillons, des ordres inférieurs de différences finies ont été utilisés.

Les matrices de vitesse et d'accélération du repère IMU, W_{IMU} et H_{IMU} , ont été calculées à chaque instant dans $R0$ en utilisant le formalisme des matrices homogènes, à partir de la matrice de position $M_{R0 \rightarrow IMU}$, et de ses deux dérivées successives obtenues par dérivation discrète, $\dot{M}_{R0 \rightarrow IMU}$ et $\ddot{M}_{R0 \rightarrow IMU}$:

$$[W_{IMU}]_{R0} = \begin{pmatrix} 0 & -\omega_Z & \omega_Y & v_X \\ \omega_Z & 0 & -\omega_X & v_Y \\ -\omega_Y & \omega_X & 0 & v_Z \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} = \dot{M}_{R0 \rightarrow IMU} \cdot M_{R0 \rightarrow IMU}^{-1} \quad (4.5)$$

$$[H_{IMU}]_{R0} = \begin{pmatrix} 0 & -G_Z & G_Y & a_X \\ G_Z & 0 & -G_X & a_Y \\ -G_Y & G_X & 0 & a_Z \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} = \ddot{M}_{R0 \rightarrow IMU} \cdot M_{R0 \rightarrow IMU}^{-1} \quad (4.6)$$

avec ω_X , ω_Y et ω_Z les trois composantes de la vitesse angulaire et a_X , a_Y et a_Z les trois composantes de l'accélération linéaire du repère du cluster dans $R0$. \vec{v} est la vitesse de l'origine du repère et $\vec{G} = \dot{\vec{\omega}} + \vec{\omega}^2$.

Les données brutes mesurées par les centrales inertielles étant exprimées dans le repère interne de la centrale, les matrices $[W_{IMU}]_{R0}$ et $[H_{IMU}]_{R0}$ ont aussi été exprimées dans le repère centrale en utilisant la relation :

$$[W_{IMU}]_{IMU} = M_{R0 \rightarrow IMU}^{-1} \cdot [W_{IMU}]_{R0} \cdot M_{R0 \rightarrow IMU} \quad (4.7)$$

$$[H_{IMU}]_{IMU} = M_{R0 \rightarrow IMU}^{-1} \cdot [H_{IMU}]_{R0} \cdot M_{R0 \rightarrow IMU} \quad (4.8)$$

Les accélérations mesurées par les centrales inertielles incluant la gravité, une matrice équivalente A a été calculée, pour pouvoir comparer les valeurs d'accélération linéaires calculées et les données de référence des centrales :

$$[A_{IMU}]_{IMU} = [H_{IMU}]_{IMU} - M_{R0 \rightarrow IMU}^{-1} \cdot [G]_{R0} \cdot M_{R0 \rightarrow IMU} \quad (4.9)$$

avec $[G]_{R0}$ la matrice d'accélération gravitationnelle dans le repère global :

$$[G]_{R0} = \begin{pmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -9.81 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{pmatrix}$$

Les composantes selon \bar{x} , \bar{y} et \bar{z} de la vitesse angulaire $\bar{\omega}$ et de l'accélération linéaire \bar{a} ont été extraites de $[W_{IMU}]_{IMU}$ et $[A_{IMU}]_{IMU}$, respectivement. Bien que théoriquement les deux valeurs de la matrice anti-symétrique soient sensées être opposées, le calcul aboutissait à des différences. Cependant, ces différences étaient relativement faibles (10-4 rad.s-1, soit 1,6% en moyenne). La valeur ne nécessitant pas de changement de signe était conservée pour chacune des composantes.

2.3 Synchronisation

La synchronisation entre les données brutes des centrales inertielles (mode « raw data ») et les données calculées était réalisée au cours du post-traitement. Les données des centrales inertielles et les données de position étaient filtrées à 5 Hz. Le premier pic de vitesse angulaire d'une des trois centrales et celui de son repère cluster associé ont été utilisés pour faire une première évaluation de la phase entre les deux signaux. Ce décalage a ensuite été ajusté de façon à minimiser l'erreur RMS entre les deux courbes sur l'ensemble du mouvement.

2.4 Calcul de l'erreur

2.4.1 Relation vitesse du mouvement - fréquence d'échantillonnage

Une analyse du spectre des fréquences a été effectuée sur les données de référence des centrales inertielles de façon à déterminer une fréquence de coupure du filtre Butterworth pour chacune des vitesses testées. Le même filtrage était appliqué sur les données des centrales inertielles et sur les données de position. La méthode de dérivation 2DFC était utilisée pour cette partie de l'étude. L'erreur RMS entre les 6 signaux de référence et les 6 signaux calculés a été évaluée pour chacune des 3 centrales inertielles. Les erreurs RMS des accélérations linéaires et des vitesses angulaires ont été moyennées pour les trois composantes \bar{x} , \bar{y} et \bar{z} et les trois centrales inertielles, de façon à s'affranchir partiellement de l'erreur de positionnement de chacune des centrales, et à obtenir deux données de comparaison : l'erreur RMS moyenne des accélérations linéaires et l'erreur RMS moyenne des vitesses angulaires. Ces erreurs ont été évaluées pour chacune des vitesses du mouvement, à chacune des fréquences d'échantillonnage testées.

2.4.2 Influence de la méthode de dérivation

Pour analyser l'influence de la méthode de dérivation sur les données de vitesse angulaire et d'accélération linéaire calculées, les données des centrales et les données de position des marqueurs ont été filtrées avec l'ensemble des fréquences de coupure, ou conservées brutes. Seul le mouvement à vitesse maximale du robot en mouvement contrôlé sera présenté, avec une fréquence d'échantillonnage à 300 Hz. L'erreur RMS moyenne des accélérations linéaires et l'erreur RMS moyenne des vitesses angulaires ont été calculées pour les trois méthodes de dérivation, avec chacune des fréquences de coupures appliquées.

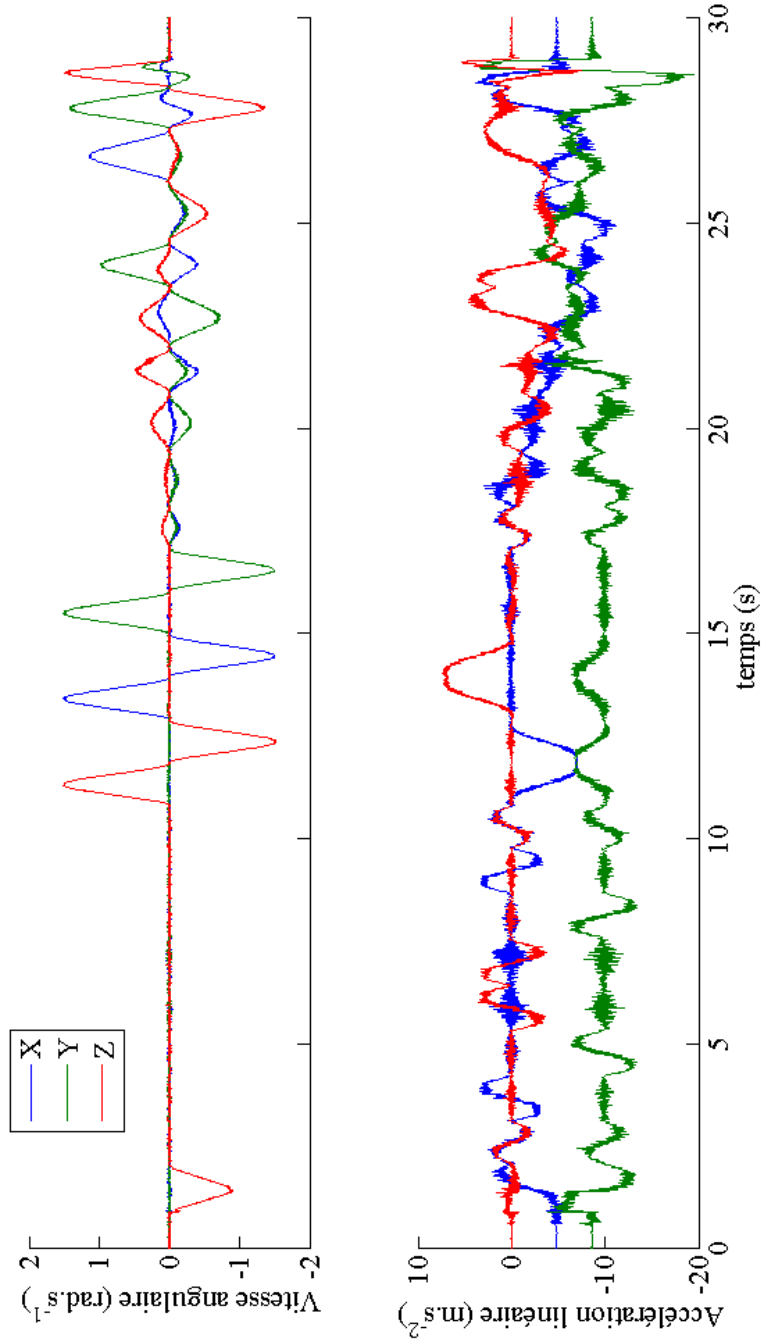


FIGURE 4.2. Données de référence d'une centrale inertielle pour un cycle de mouvements du robot à 100% de la vitesse maximale, trajectoire contrôlée. Les composantes en \bar{x} , \bar{y} et \bar{z} de la vitesse angulaire et de l'accélération linéaire sont exprimées dans le repère local de la centrale.

3 Résultats

3.1 Présentation du signal de référence

Les valeurs maximales de la norme de la vitesse angulaire étaient de 1, 1,5, 2 et 8 rad.s^{-1} pour les vitesses à 50%, 75%, 100% en trajectoire contrôlée et 100% en trajectoire libre, respectivement. Les valeurs maximales de la norme de l'accélération linéaire étaient de 14, 16, 21 et 20 m.s^{-2} pour les vitesses 50%, 75%, 100% en trajectoire contrôlée et 100% en trajectoire libre, respectivement.

Le signal de référence brut issu des centrales inertielles était relativement bruité (figure 4.2) à cause de plusieurs facteurs : l'erreur systématique des centrales inertielles, les vibrations propres au moteur du robot et les ajustements de trajectoires pour la conservation d'un mouvement rectiligne (en trajectoire contrôlée). Il est apparu nécessaire de réaliser une analyse spectrale de la norme de l'accélération par transformée de Fourier discrète au cours des mouvements du robot aux 4 vitesses testées. Les résultats à 300 Hz sont présentés dans la figure 4.3. Trois pics de puissance apparaissaient à 13, 20 et 30 Hz pour les trajectoires contrôlées, et seulement deux en trajectoire libre à 20 et 30 Hz. La plus grande partie de l'information était située avant 5 Hz à 50%, avant 7 Hz à 75% et avant 10 Hz à 100% de la vitesse (trajectoire contrôlée ou libre).

3.2 Relation vitesse du mouvement - fréquence d'échantillonnage

Un dysfonctionnement des centrales inertielles n'a pas permis le traitement des données échantillonnées à 200 et 400 Hz pour le mouvement à 100% de la vitesse maximale en trajectoire libre. Le tableau 4.1 présente les erreurs RMS moyennes de la vitesse angulaire et de l'accélération linéaire pour les 4 vitesses de mouvement et les 4 fréquences d'échantillonnage testées. Le filtrage appliqué ici était réalisé avec des fréquences de coupures de 5, 7, 10 et 10 Hz pour les vitesses 50%, 75%, 100% et 100% (libre) respectivement, conformément aux résultats précédents concernant le contenu fréquentiel du signal des centrales inertielles.

Pour les 4 fréquences d'échantillonnage testées, plus la vitesse du mouvement était élevée, plus l'erreur RMS était élevée, aussi bien pour la vitesse angulaire que pour l'accélération linéaire. Concernant les fréquences d'échantillonnage, celle à 200 Hz permettait d'obtenir les erreurs les plus faibles sur les accélérations et les vitesses angulaires pour l'ensemble des vitesses du robot. Pour toutes les vitesses du robot, l'échantillonnage à 400 Hz entraînait des erreurs environ 3 fois plus importantes sur les vitesses angulaires et les accélérations linéaires, comparées aux fréquences 100, 200 et 300 Hz.

3.3 Influence de la méthode de dérivation

Un exemple de correspondance des signaux d'accélération et de vitesse angulaire calculés avec les signaux de référence après synchronisation est présenté dans la figure 4.4. La figure 4.5 montre l'erreur RMS moyenne des accélérations linéaires et des vitesses angulaires obtenue avec les trois méthodes de dérivation pour des fréquences de coupures de 1 à 45 Hz (échantillonnage à 300 Hz, à 100% de la vitesse maximale du robot, trajectoire contrôlée). Lorsqu'aucun filtrage n'était appliqué sur les données de position, l'erreur RMS moyenne obtenue avec 2DFC, 4DFC et MDFC étaient respectivement de 0,230, 0,290 et 0,130 rad.s^{-1} pour la vitesse angulaire, et de 5,8, 8,1 et 1,9 m.s^{-2} pour l'accélération linéaire.

Pour toutes les fréquences d'échantillonnage testées, la méthode 2DFC apparaissait plus précise que la 4DFC et la MDFC entraînait des erreurs plus faibles que les deux autres méthodes, notamment lorsque la fréquence de coupure du filtre Butterworth était supérieure à 15 Hz. Pour les fréquences de coupure plus faibles, la même tendance était observée mais sans différences importantes entre 2DFC, 4DFC et MDFC.

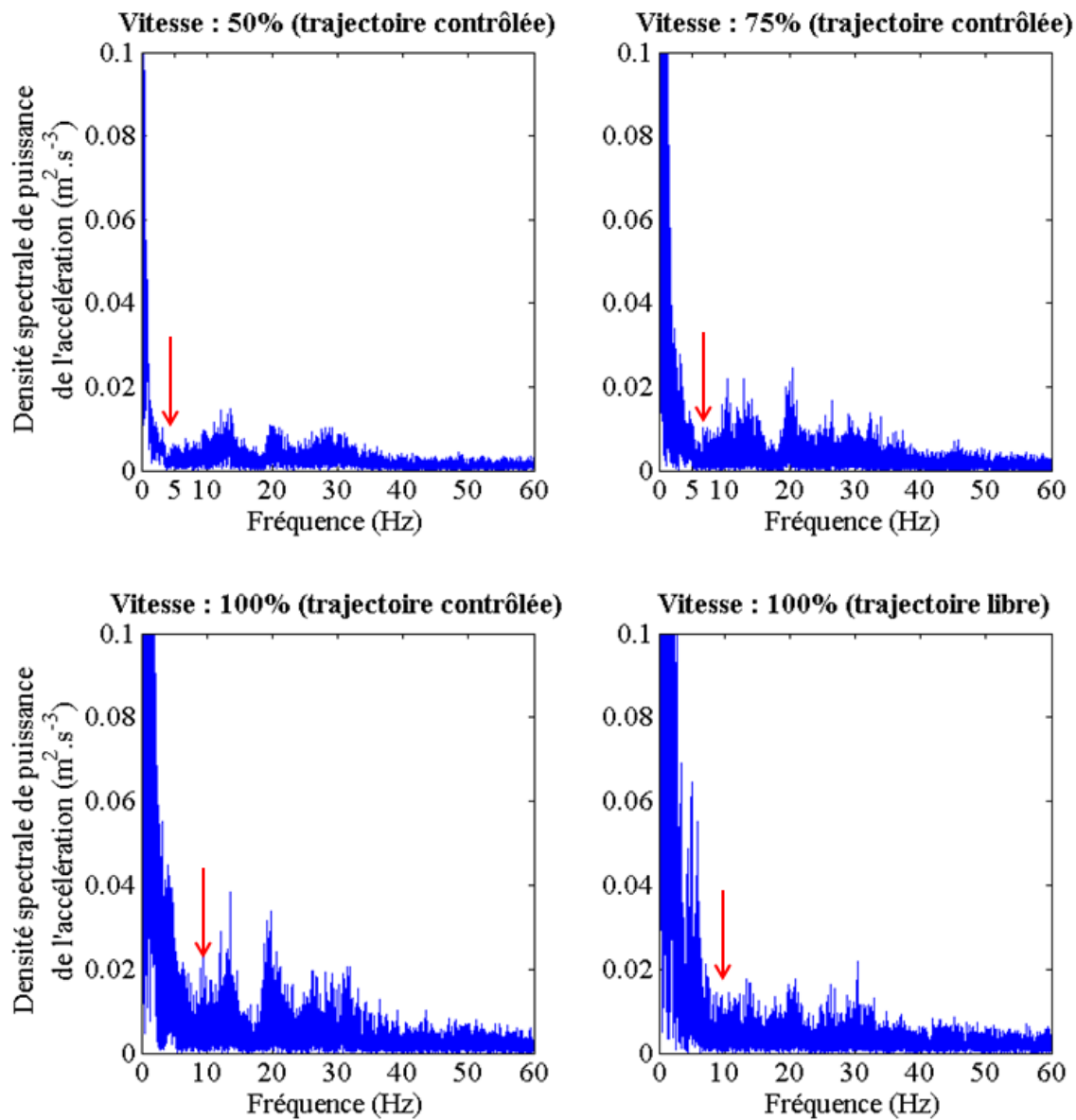


FIGURE 4.3. Analyse fréquentielle par transformée de Fourier discrète des données d'accélération brutes issues d'une centrale inertielle, pour les 4 vitesses de mouvement étudiées (échantillonnage : 300 Hz). Les flèches rouges correspondent aux fréquences de coupure choisies pour chacune des vitesses de mouvement : 5, 7, 10 et 10 Hz, respectivement.

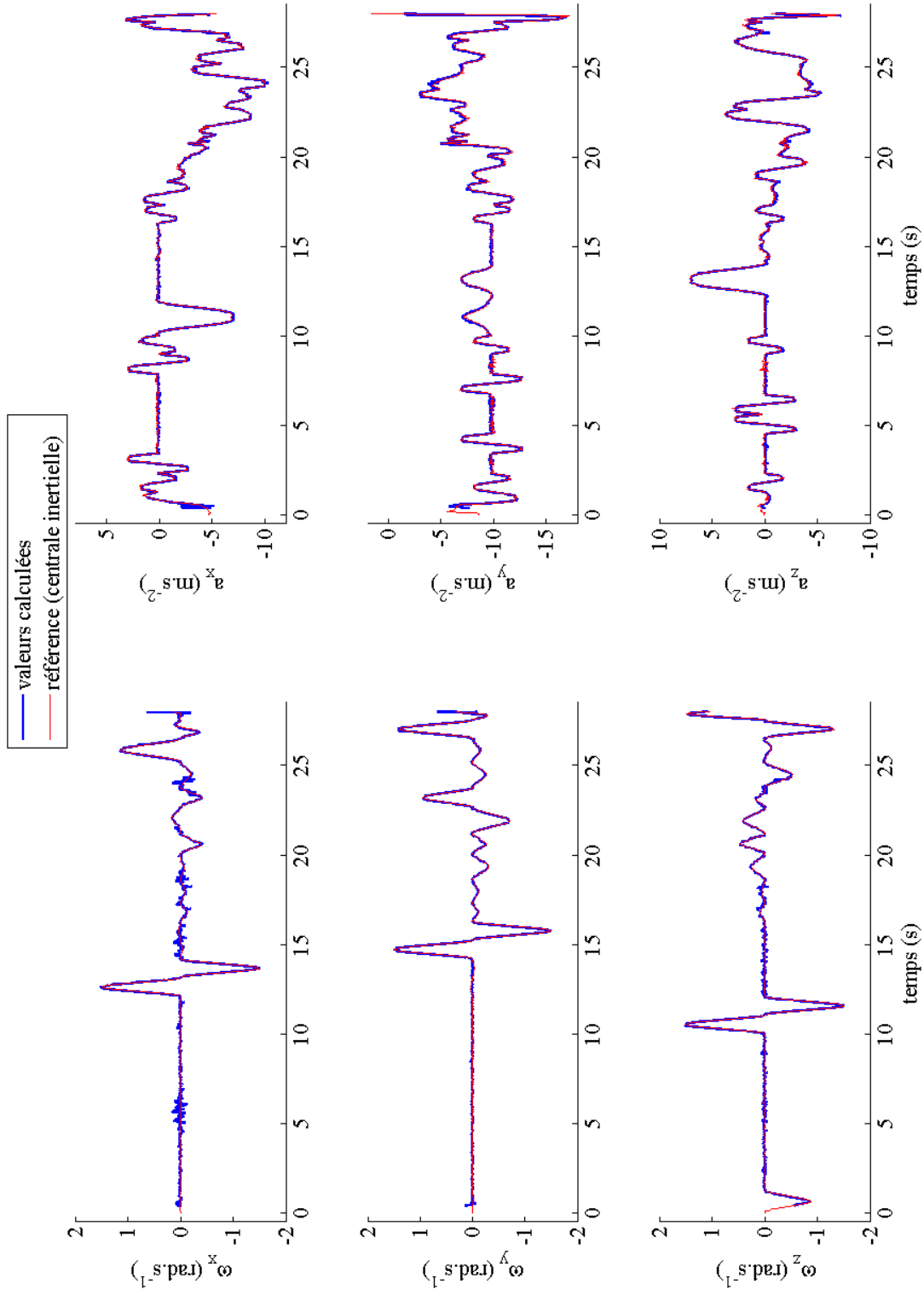


FIGURE 4.4. Les trois composantes de la vitesse angulaire et de l'accélération linéaire lors du mouvement à 100% de la vitesse du robot en trajectoire contrôlée, obtenues avec une des centrales inertielle et calculées par dérivation MIDFC du repère cluster associé, à une fréquence d'échantillonnage de 300 Hz (fréquence de coupure du filtre Butterworth : 15 Hz)

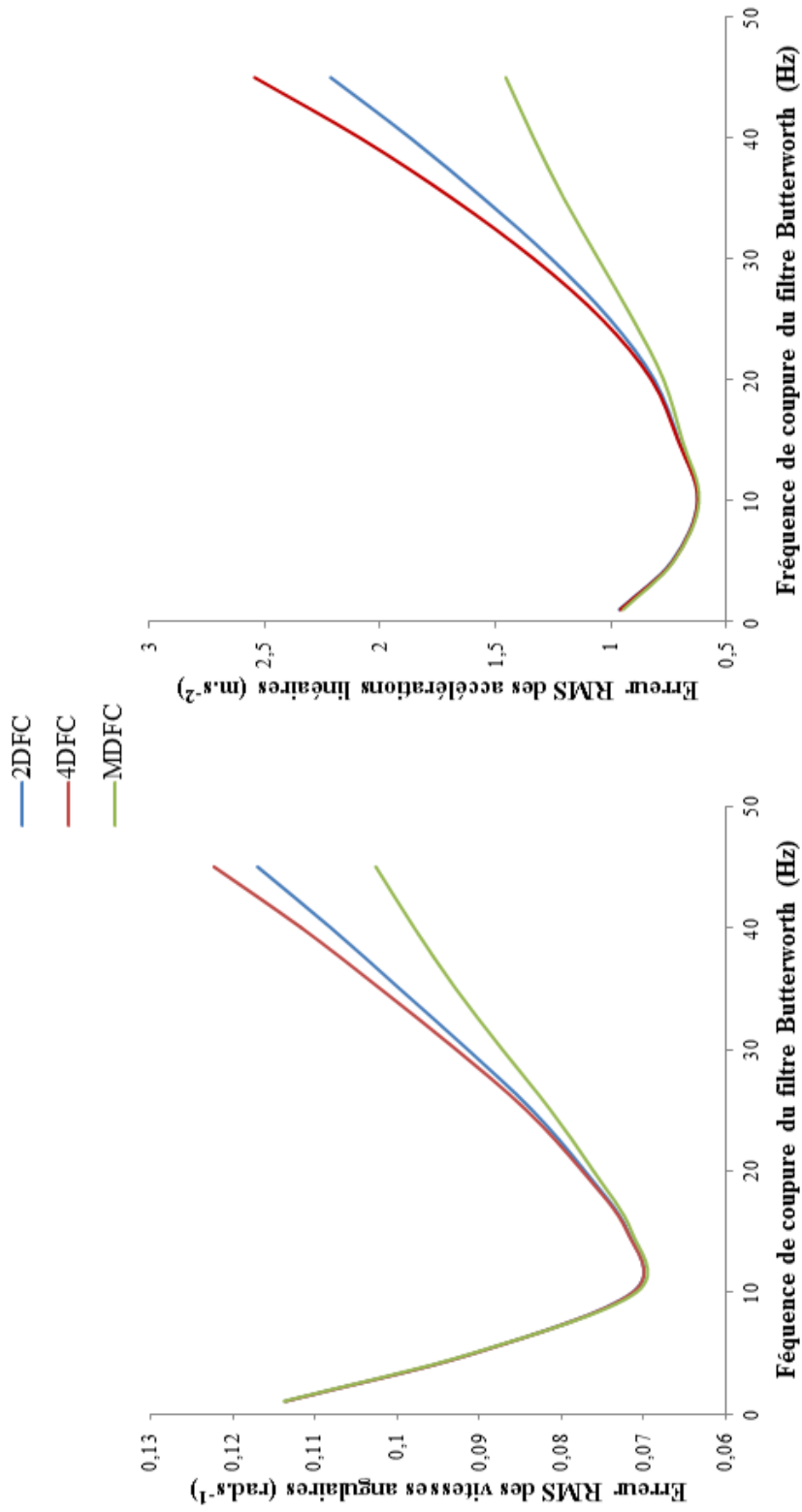


FIGURE 4.5. Influence de la méthode de dérivation sur l'erreur RMS entre les valeurs calculées de vitesse et d'accélération et les données de référence des centrales inertielles, pour des fréquences de coupures du filtre Butterworth entre 1 et 45 Hz.

TABLEAU 4.1. Erreurs RMS moyennes de la vitesse angulaire et de l'accélération linéaire pour 4 fréquences d'échantillonnage et 4 vitesses du robot (fréquence de coupure du filtre en fonction des mouvements : 5, 7, 10 et 10 Hz, respectivement).

Vitesse angulaire						
rad.s ⁻¹						
Vitesse du robot	max	fréquence d'échantillonnage				
		100 Hz	200 Hz	300 Hz	400 Hz	
50%	1,0	0,007	0,007	0,010	0,028	
75%	1,5	0,011	0,010	0,016	0,044	
100%	2,0	0,014	0,013	0,016	0,043	
100% libre	8,0	0,032		0,101		

Accélération linéaire						
m.s ⁻²						
Vitesse du robot	max	fréquence d'échantillonnage				
		100 Hz	200 Hz	300 Hz	400 Hz	
50%	14	0,063	0,060	0,103	0,344	
75%	16	0,095	0,084	0,125	0,427	
100%	21	0,139	0,128	0,147	0,503	
100% libre	20	0,292		0,657		

4 Discussion

Les deux objectifs principaux de cette étude étaient de mieux comprendre la relation entre la vitesse du mouvement et la fréquence d'échantillonnage à utiliser pour une obtention précise des accélérations, et de déterminer la meilleure méthode de dérivation discrète associée au formalisme des matrices homogènes.

4.1 Fréquence d'échantillonnage

Pour l'ensemble des mouvements étudiés, avec des accélérations allant de 1 à 2 \bar{g} , un échantillonnage à 200 Hz permettait la meilleure estimation des accélérations et des vitesses, par rapport aux autres fréquences d'acquisition. Cela peut s'expliquer par un bon compromis entre quantité d'information temporelle acquise et un relativement long temps d'ouverture, permettant un meilleur fonctionnement du *fitting* de cercle du signal infrarouge mesuré par les caméras et correspondant à la sphère du marqueur. La reconnaissance du centre de la sphère étant plus précise, le bruit dans les données de position apparaît réduit.

Si pour les mouvements étudiés, 200 Hz peut être qualifiée de fréquence d'acquisition optimale, il est apparu qu'il était moins dommageable pour les résultats d'utiliser des fréquences inférieures que des fréquences supérieures à cette fréquence optimale. En particulier, un échantillonnage à 400 Hz apparaissait très dommageable à la précision des résultats.

Ainsi pour les études en dynamique inverse, le choix de la fréquence d'échantillonnage du système optoélectronique doit se faire en évitant les fréquences trop élevées, qui entraînent à la fois une réduction du volume de capture, avec augmentation du risque de perte de marqueur, et une erreur de mesure plus importante des positions des marqueurs ayant pour résultat une moins bonne estimation des vitesses et accélérations par dérivation discrète.

Concernant les problèmes d'occultation de marqueurs, il a été choisi de ne pas utiliser d'algorithme de solidification (Söderkvist et Wedin, 1993) sur les 8 marqueurs du cluster pour les résultats de cette étude. En effet, cette reconstruction est susceptible d'introduire un bruit,

qui s'ajoute à l'erreur de mesure du système optoélectronique. Les mêmes tests ont été réalisés avec solidification du cluster et amenaient à des résultats similaires.

4.2 Méthode de dérivation

Les résultats montrent que la méthode de dérivation a une influence sur l'erreur RMS entre la référence et les valeurs calculées d'accélération linéaire et de vitesse angulaire, surtout pour des fréquences de coupure du filtre Butterworth supérieures à 15 Hz.

Le quatrième ordre des différences finies centrées, utilisé dans de nombreuses études de dynamique inverse utilisant le formalisme des matrices homogènes (Doriot, 2001; Pillet *et al.*, 2010), semble être moins précis que le second ordre de la formule de Taylor dans chacune des situations. La méthode 4DFC permet de considérer 4 points au lieu de 2 dans la 2DFC, mais l'équation 4.3 peut aussi être vue comme la moyenne pondérée de la pente entre les deux points entourant directement le point d'intérêt et de la pente entre les deux points plus éloignés, pondérée par $\frac{4}{3}$ et $-\frac{1}{3}$, respectivement. La seconde pente étant pondérée par un terme négatif, cette méthode de dérivation peut entraîner des erreurs plus importantes que 2DFC, car une erreur est ajoutée à chaque point de la dérivée.

Dans l'expression de la méthode MDFC proposée dans cette étude, trois pentes différentes entre les points entourant le point d'intérêt sont pondérées positivement, avec des poids associés à leur distance du point d'intérêt. Cette méthode entraîne un lissage du signal pendant la dérivation, et permet ainsi une meilleure estimation des vitesses et accélérations pour chacune des fréquences de coupure testées. En plus d'être plus faible, cette erreur des accélérations est moins liée à la fréquence de coupure utilisée, comme le montrent les résultats de la figure 4.5.

4.3 Limites de l'étude

Certaines limites peuvent cependant être liées à ce protocole d'analyse, en vue d'une application à la détermination précise d'accélérations segmentaires au cours de mouvements à fortes accélérations.

Premièrement, la synchronisation du système optoélectronique et des centrales inertielles a été réalisée lors du post-traitement, car le modèle des centrales était incompatible avec une entrée analogique sur le système Vicon. Bien que toutes les précautions aient été prises pour déterminer automatiquement le décalage entre les deux signaux, une part de l'erreur RMS entre les deux signaux peut être due au décalage résiduel entre la référence et les données calculées, qui est variable entre les différentes fréquences d'échantillonnage testées. Par exemple, à 100 Hz, une erreur maximale peut être obtenue si les deux signaux sont déphasés de $(n + 0.5) \frac{1}{100}$ secondes. Néanmoins, les fréquences d'échantillonnage étudiées étant relativement élevées (100 à 400 Hz), il a été considéré que cette erreur due au déphasage résiduel entre les signaux était relativement faible par rapport aux autres sources d'erreur analysées dans cette étude.

Deuxièmement, les données ont été obtenues avec un bras robot, dont les trajectoires étaient contrôlées pour être rectilignes. Les vibrations du moteur et les ajustements de trajectoire du robot ont conduit à des données moins lisses que celles qui auraient pu être mesurées sur un humain lors d'un mouvement naturel. Toutefois, une acquisition a été réalisée avec un opérateur réalisant manuellement des mouvements similaires au robot avec la plaque instrumentée, et les mêmes résultats et tendances ont été observés concernant l'influence de la fréquence d'échantillonnage et la méthode de dérivation.

Troisièmement, bien que la vitesse du robot soit réglée au maximum, ces mouvements peuvent être décrits comme relativement lents comparés à ceux pouvant être observés lors de mouvements sportifs balistiques. Le signal peut aussi être considéré comme relativement stationnaire, et donc assez différent d'un mouvement observé en sport (Dowling, 1985). La comparaison, au cours d'un mouvement de drop jump, des vitesses et accélérations calculées par dérivation discrète et mesurées par une centrale inertielle, similaire à celle réalisée sur les

mouvements du robot, est présentée dans l'annexe B. Lors d'un appui sportif, les contenus fréquentiels de la phase d'impact et de la phase de vol sont différents, et il n'est donc pas légitime de filtrer ces deux phases avec la même fréquence de coupure. Il est ainsi nécessaire, soit de filtrer différemment ces deux phases, soit d'utiliser une méthode de filtrage adaptatif, comme cela a été proposé par [Giakas *et al.* \(2000\)](#) et [Erer \(2007\)](#), pour l'étude de mouvements non-stationnaires. La méthode de dérivation discrète MDFC présentée dans ce chapitre, moins dépendante de la fréquence de coupure des filtres, pourrait être adaptée à un usage combiné avec ce type de filtres.

5 Bilan : Validation des accélérations obtenues par dérivation de matrices homogènes

Pour chaque fréquence d'échantillonnage testée et chaque méthode de dérivation, les données d'accélérations étaient très similaires aux données de référence (figure 4.4) ([Thies *et al.*, 2007](#)). Le formalisme des matrices homogènes permet d'obtenir précisément et simultanément les accélérations et les vitesses linéaires et angulaires de repères rigides. L'utilisation de clusters rigides (ou ancillaires), dont l'intérêt pour l'analyse de mouvements sportifs a été vu dans le chapitre 3, apparaît d'autant plus pertinente pour l'acquisition de la cinématique de solides rigides.

La dérivation discrète de données de positions est donc adaptée au calcul des accélérations, dans la mesure où les déplacements sont suffisamment importants. L'accélération des segments étant calculée, il est nécessaire de connaître la répartition des masses dans les différents segments afin d'obtenir les torseurs dynamiques des segments, utilisés en entrée du calcul de dynamique inverse.

CHAPITRE 5

PRÉCISION DU TORSEUR DYNAMIQUE : PARAMÈTRES INERTIELS SEGMENTAIRES

Sommaire

1	Améliorations apportées au modèle volumique personnalisé pour le calcul des paramètres inertiels segmentaires	90
1.1	Introduction	90
1.2	Matériel et Méthodes	91
1.3	Résultats	96
1.3.1	Erreur statique	96
1.3.2	Erreur cinétique	96
1.3.3	Erreur dynamique	96
1.4	Discussion	101
1.4.1	Erreur statique	101
1.4.2	Erreur cinétique	101
1.4.3	Erreur dynamique	102
1.5	Bilan : Pistes pour une amélioration du modèle volumique personnalisé	103
2	Différenciation des volumes osseux et des tissus mous pour l'estimation des paramètres inertiels	105
2.1	Introduction	105
2.2	Matériel et Méthodes	106
2.3	Résultats	107
2.4	Discussion	109
2.5	Bilan : Propositions d'améliorations d'un modèle volumique différencié	110

1 Améliorations apportées au modèle volumique personnalisé pour le calcul des paramètres inertiels segmentaires

1.1 Introduction

Pour faire intervenir le torseur dynamique dans les calculs de dynamique inverse, il est nécessaire de veiller à la précision des accélérations linéaires et angulaires mais aussi à celle des paramètres inertiels segmentaires, c'est-à-dire la masse, la position du centre de masse et le tenseur d'inertie de chaque segment. Il a été vu dans le chapitre 2 que de nombreuses méthodes d'obtention des paramètres inertiels ont été développées et qu'elles peuvent se séparer en 2 grands principes : les méthodes proportionnelles et les méthodes volumiques (Reid et Jensen, 1990).

Les méthodes proportionnelles, dont les deux modèles les plus utilisés sont ceux proposées par de Leva (1996) et de Dumas *et al.* (2007a), utilisent la masse totale du sujet et les longueurs segmentaires pour obtenir les paramètres inertiels segmentaires par régression. Les modèles volumiques peuvent permettre la prise en compte personnalisée de la morphologie des sujets, mais ils sont cependant rarement utilisés du fait de la durée nécessaire au relevé des différentes données anthropométriques (Hatze, 1980; Yeadon *et al.*, 1990). Jensen (1978), puis Pillet *et al.* (2010), ont proposé des modèles personnalisés à partir de photos de face et de profil permettant un gain de temps, mais aussi de précision pour de nombreuses applications.

La comparaison de la précision entre les divers modèles de paramètres inertiels a été réalisée de différentes manières dans la littérature :

1. **en statique**, en comparant la position du centre de pression mesurée par des plateformes de forces avec celle obtenue par projection du centre de masse global du modèle sur le sol, le sujet étant debout en position anatomique (Kingma *et al.*, 1996; Robert *et al.*, 2007; Pillet *et al.*, 2010). Cette méthode présente l'avantage de ne pas faire intervenir d'autres paramètres que la position des centres de masse de segments et la position de repères. Elle ne permet cependant d'évaluer que l'erreur globale sur les masses et les positions des centres de masses des segments dans le plan transverse.
2. **en dynamique**, par trois méthodes distinctes :
 - **par calcul du torseur dynamique du corps entier**, en comparant au cours de la marche les actions mécaniques du sol sur les pieds mesurées par les plateformes de forces et celles calculées à partir du modèle et de la cinématique (chapitre 2) (Kingma *et al.*, 1996; Ren *et al.*, 2008; Pillet *et al.*, 2010) ;
 - **par dynamique inverse**, en comparant les efforts et les moments dans l'articulation L5-S1, obtenue par dynamique inverse par une méthode de *bottom-up* (en partant des efforts au sol) et de *top-down* (en partant des membres supérieurs) (Kingma *et al.*, 1996; Robert *et al.*, 2007) ;
 - **à l'aide du moment cinétique**, en vérifiant que la variation du moment cinétique global du sujet est égale à la somme des moments des forces extérieures agissant sur le sujet (Yeadon *et al.*, 1990; Kingma *et al.*, 1996).

Les trois méthodes dynamiques précédentes permettent d'évaluer l'ensemble de la procédure d'obtention des torseurs dynamiques des segments. Le calcul de ces torseurs faisant intervenir les accélérations des segments, fortement dépendantes de la méthode de filtrage et de dérivation utilisées (chapitre 4), la part de l'erreur absolue due à la mauvaise estimation des paramètres inertiels peut être relativement faible.

Kingma *et al.* (1996) ont utilisé ces 4 méthodes sur des mouvements simples de flexion/extension du tronc et de jambe analysés dans le plan sagittal, pour comparer un modèle proportionnel adapté de Plagenhoef *et al.* (1983) et un modèle volumique géométrique basé sur celui proposé par Yeadon *et al.* (1990). Ils montrent une meilleure précision du modèle géométrique. La comparaison en dynamique inverse *bottom-up* et *top-down* entre deux modèles proportionnels a été réalisée par Robert *et al.* (2007), pour le retour à l'équilibre après

perturbation. Cette étude a montré une supériorité en dynamique du modèle de [Dumas *et al.* \(2007a\)](#) pour les paramètres inertiels par rapport à celui de [de Leva \(1996\)](#). L'étude de [Pillet *et al.* \(2010\)](#) a montré une plus grande précision du modèle volumique personnalisé par rapport au modèle de [de Leva \(1996\)](#) en statique et en dynamique lors de la marche.

Aucune de ces études ne s'est donc intéressée à l'effet du modèle de paramètres inertiels sur les calculs cinétiques et dynamiques lors de mouvements sportifs rapides. De plus, aucune étude récente ne s'est attachée à comparer le modèle proportionnel de [Dumas *et al.* \(2007a\)](#) à un modèle volumique personnalisé. Nous proposons donc de comparer les deux modèles proportionnels les plus utilisés dans la littérature ([de Leva, 1996](#); [Dumas *et al.*, 2007a](#)) avec un modèle volumique personnalisé, adapté de la méthode de [Pillet *et al.* \(2010\)](#). Ces modèles seront comparés à la fois :

1. par la méthode statique en position debout ;
2. par la méthode dynamique corps entier lors de la phase d'appui de mouvements acrobatiques ;
3. par une nouvelle méthode dynamique, ou méthode « cinétique », vérifiant la conservation du moment cinétique et l'évolution linéaire de la quantité de mouvement lors de la phase de vol de mouvements acrobatiques.

1.2 Matériel et Méthodes

Après échauffement, 12 membres du collectif France de kungfu wushu ont été équipés avec 42 marqueurs réfléchissants isolés positionnés sur des points anatomiques selon les recommandations de l'ISB ([Wu *et al.*, 2002](#)) ainsi que 8 clusters rigides de marqueurs réfléchissants strappés sur les membres. Ensuite, une acquisition statique a été réalisée, au cours de laquelle une photo de face et 2 photos de profil étaient prises. Les athlètes réalisaient dans l'ordre, 3 répétitions de détente maximale avec appui bilatéral, appui unilatéral droit et appui unilatéral gauche, puis 6 répétitions de sauts avec rotation maximale (selon l'axe vertical) avant d'exécuter 8 répétitions de 2 types d'acrobaties spécifiques de leur discipline, et impliquant des mouvements rapides, à la fois des membres inférieurs et supérieurs. Le détail du protocole expérimental et des mouvements est présenté dans le chapitre 6.

Les acquisitions cinématiques étaient réalisées à 300 Hz avec un système optoélectronique Vicon (Oxford Metrics, Oxford, UK)¹. Les torseurs des actions mécaniques du sol sur les pieds étaient mesurés par deux plateformes de force AMTI (Advanced Mechanical Technology, Inc., Watertown, USA), avec une fréquence d'échantillonnage de 900 Hz. Après analyse des résidus sur les données dynamiques des plateformes de force lors de l'appui ([Winter, 1990](#)), une fréquence de coupure de 25 Hz a été choisie. La cinématique des points anatomiques au cours des mouvements ainsi que les données dynamiques des plateformes de force ont donc été filtrées avec un filtre Butterworth du 4^{ème} ordre avec une fréquence de coupure de 25 Hz.

Les paramètres inertiels segmentaires de 12 sujets ont été obtenus par 3 méthodes différentes :

1. la méthode proportionnelle de [de Leva \(1996\)](#) (MDL)

Cette méthode proportionnelle permet d'obtenir les paramètres inertiels segmentaires d'un modèle à 15 segments, en se basant sur la masse totale du sujet et les positions des points anatomiques en position statique. Les centres de masse des segments sont localisés sur l'axe proximo-distal du segment.

2. la méthode proportionnelle de [Dumas *et al.* \(2007a\)](#) (MDU)

Cette méthode proportionnelle permet d'obtenir les paramètres inertiels segmentaires d'un modèle à 15 segments, en se basant sur la masse totale du sujet et les positions des points anatomiques en position statique. Les centres de masse des segments sont placés selon les trois axes des repères segmentaires.

1. Les résultats présentés au chapitre 4 n'ayant pas encore été obtenus au moment de la mise en place de ce protocole, la fréquence d'échantillonnage a été choisie arbitrairement, mais conformément aux données de la littérature pour des mouvements sportifs rapides.

3. une méthode volumique personnalisée se basant sur la méthode de [Pillet et al. \(2010\)](#) (MVP)

Un modèle volumique générique à 16 segments est généré à partir de la position des marqueurs anatomiques lors de l'acquisition statique. Des formes simples (cercles ou ellipses) servent d'extrémités aux segments, qui apparaissent donc comme des cônes tronqués éventuellement à base elliptique, dont les deux extrémités sont orthogonales à l'axe du segment pour les jambes, les avant-bras et les bras, ou orthogonales à l'axe vertical pour le bassin et la tête, de façon similaire au modèle présenté dans l'article de [Pillet et al. \(2010\)](#).

Pour les cuisses, l'extrémité proximale est définie comme un cercle incliné de 45° par rapport à l'axe principal du segment. Pour le bassin, l'extrémité proximale est située à la hauteur du centre articulaire lombaire (LJC) ([Reed et al., 1999](#)). Pour le thorax, l'extrémité inférieure est une ellipse inclinée passant par le processus xiphoïde (XYP) et T12 et l'extrémité supérieure est un cercle entre C7 et le sternum (STERN), passant par le centre articulaire cervical (CJC). L'extrémité supérieure du segment tête-cou est un cercle parallèle passant par le sommet du crâne.

Les paramètres inertiels des pieds et des mains, sont considérés comme indépendants du développement musculaire de l'athlète et ont été calculés en utilisant la méthode de [de Leva \(1996\)](#).

Pour tous les segments, il est possible de choisir le nombre d'ellipses intermédiaires entre l'ellipse proximale et l'ellipse distale, qui sont linéairement espacées entre les deux extrémités du segment.

Le détail des formes utilisées et des nombres d'ellipses intermédiaires choisies pour chaque segment est donné dans le tableau 5.1.

Le modèle est ensuite personnalisé à l'aide d'une photographie de face et 2 photographies de profil réalisées pendant l'acquisition statique. La première étape vise à replacer le plan de la photographie dans le volume de mesure, par *direct linear transformation* ([Shapiro, 1978](#)), à l'aide des 4 marqueurs posés sur le sol et de 2 autres marqueurs positionnés sur le corps. Ensuite, quatre points extrêmes (le plus antérieur, le plus postérieur, et les plus latéraux) de chaque ellipse sont définis comme poignées de contrôle pour la personnalisation. Ces 4 points sont projetés dans le plan de chacune des photographies puis sont déplacés par l'opérateur pour correspondre au mieux aux points extrêmes réels du segment (figure 5.1). Ces 4 points ayant été déplacés, des ellipses sont recalculées au moindres carrés entre ces 4 points, puis discrétisées en 16 points à chaque niveau. Des splines sont ensuite calculées pour passer au mieux par les points des différentes ellipses. Les splines et ellipses permettent le maillage de la face principale du segment et les ellipses distales et proximales sont aussi maillées pour refermer le volume correspondant au segment (figure 5.2).

Le volume du segment est ainsi calculé à partir du maillage fermé, et une densité uniforme basée sur les données de [Dempster \(1955\)](#) est appliquée pour obtenir la masse du solide, la position du centre de masse et le tenseur d'inertie ([Mirtich, 1996](#)).

Cette méthode amenant parfois à une erreur sur la masse totale du sujet, cette erreur de masse était finalement redistribuée de manière proportionnelle entre les différents segments *via* un ajustement de la densité segmentaire :

$$d_{\text{corrigée, seg}} = d_{\text{Dempster, seg}} + \frac{\% \text{masse}_{\text{seg}} * \text{erreur masse}}{V_{\text{seg}}} \quad (5.1)$$

avec $\% \text{masse}_{\text{seg}}$ le pourcentage de masse du segment dans le modèle volumique par rapport à la masse globale du modèle volumique et V_{seg} le volume du segment. Après redistribution pour les 12 sujets, la densité moyenne de chaque segment était égale à la densité initiale de [Dempster \(1955\)](#), avec un écart-type de 0,02 pour l'ensemble des segments.

TABEAU 5.1. Construction du modèle volumique personnalisé. Pour l'obtention des paramètres inertiels des pieds et les mains, le modèle proportionnel de de Leva (1996) a été utilisé.

modèle volumique générique		personnalisation			
	extrémité supérieure ou proximale	extrémité inférieure ou distale	nombre d'ellipses paramétrable	densité	écart type densité après ajustement
Tête-cou	cercle diamètre C7-SUP translaté au TH	cercle diamètre C7-SUP translaté au CJC	7	1,11	± 0,2
Thorax	cercle de diamètre C7-SUP translaté au CJC	cercle diamètre T12-XYP incliné selon T12-XYP translaté au TJC	7	0,92	± 0,2
Abdomen	cercle diamètre T12-XYP incliné selon T12-XYP translaté au TJC	cercle 2 points : LPSIS, RASIS translaté au LJC	7	1,01	± 0,2
Bassin	cercle 2 points : LPSIS, RASIS translaté au LJC	cercle diamètre RFH-LFH translaté vers le bas de 7cm	6	1,01	± 0,2
Cuisses	cercle diamètre LC-MC centré sur FH, incliné de 45°	cercle diamètre LC-MC	7	1,05	± 0,2
Jambes	cercle diamètre LC-MC	cercle diamètre LM-MM	7	1,09	± 0,2
Bras	cercle diamètre EM-EL centré SJC	cercle diamètre EM-EL	7	1,07	± 0,2
Avant-bras	cercle diamètre EM-EL	cercle diamètre MM-LM	7	1,13	± 0,2

16 segments

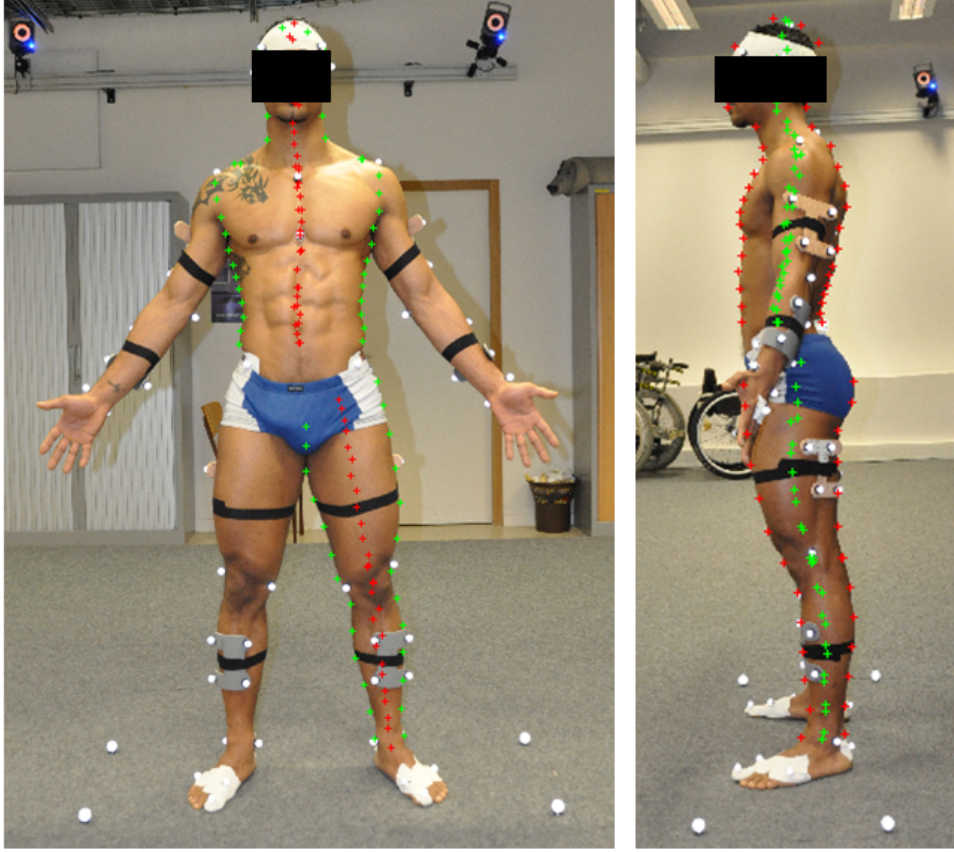


FIGURE 5.1. Personnalisation du modèle à partir des photographies face et profil *via* les 4 poignées de contrôle des ellipses (points rouges et verts).

Pour l'ensemble des mouvements, le formalisme des matrices homogènes (Legnani *et al.*, 1996) a été utilisé. Les matrices vitesse W_{R0} et accélération H_{R0} sont obtenues par double dérivation des matrices de position des repères segmentaires, avec la méthode MDFC présentée dans le chapitre 4. La matrice d'inertie $[J]_{R0}$ est obtenue à partir des paramètres inertiels et du repère segmentaire. La matrice des efforts au sol $[\Phi_{sol \rightarrow pied D}]_{R0}$ est calculée à partir des données des plateformes, avec les moments recalculés à l'origine de $R0$.

La matrice de quantité de mouvement et la matrice dynamique sont ainsi définies dans $R0$ pour chacun des segments :

$$\Gamma_{seg} = W_{seg} J_{seg} - J_{seg} W_{seg}^t = \begin{pmatrix} 0 & -\gamma_Z & \gamma_Y & p_X \\ \gamma_Z & 0 & -\gamma_X & p_Y \\ -\gamma_Y & \gamma_X & 0 & p_Z \\ -p_X & -p_Y & -p_Z & 0 \end{pmatrix} \quad (5.2)$$

$$A_{seg} = H_{seg} J_{seg} - J_{seg} H_{seg}^t = \begin{pmatrix} 0 & -c_Z & c_Y & f_X \\ c_Z & 0 & -c_X & f_Y \\ -c_Y & c_X & 0 & f_Z \\ -f_X & -f_Y & -f_Z & 0 \end{pmatrix} \quad (5.3)$$

avec \vec{p} la quantité de mouvement du segment, $\vec{\gamma}$ son moment cinétique, \vec{f} l'effort résultant et \vec{c} le moment résultant. La matrice de quantité de mouvement et la matrice dynamique du corps entier sont ensuite calculées comme la somme des matrices segmentaires.

Les trois modèles ont ensuite été comparés selon trois erreurs :

1. **erreur statique** : le sujet debout en position anatomique, les deux pieds sur une seule plateforme de forces. L'erreur en statique est évaluée comme le vecteur entre la projection orthogonale sur le sol du centre de masse du modèle et le centre de pression mesuré

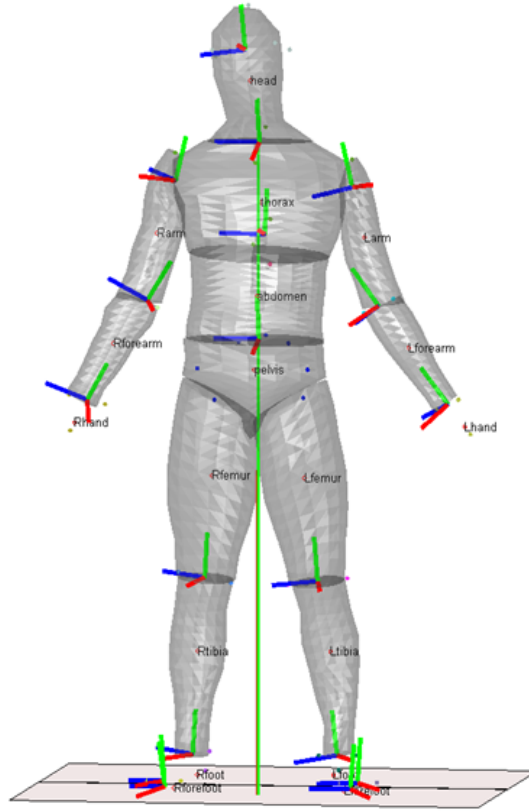


FIGURE 5.2. Modèle segmenté corps entier.

par la plateforme de force. Cette erreur statique est décomposée en une erreur antéro-postérieure et une erreur latérale.

2. **erreur cinétique** : pendant la phase de vol de différents sauts (détentes maximales et acrobaties) impliquant des mouvements importants des segments corporels, la quantité de mouvement du Centre de Masse du sujet (CoM) évolue de manière linéaire, et le moment cinétique exprimé au CoM est constant :

$$\left\{ \begin{array}{l} \frac{d\vec{p}_{CoM}}{dt} = \sum \vec{F} = m_{tot} \times \vec{g} \\ \frac{d\vec{L}_{CoM}}{dt} = \sum \vec{M}_{CoM} = \vec{0} \end{array} \right\} \quad (5.4)$$

avec \vec{p}_{CoM} la quantité de mouvement du CoM et \vec{L}_{CoM} le moment cinétique, m_{tot} la masse totale du sujet et \vec{g} l'accélération gravitationnelle.

Après transfert de la matrice de quantité de mouvement du corps entier dans un repère orienté comme $R0$ mais dont l'origine est décalée au CoM, l'erreur absolue de quantité de mouvement est évaluée pour les composantes horizontales (selon \vec{X} et \vec{Y}) comme l'erreur RMS par rapport à la moyenne de ces composantes sur l'ensemble de la phase de vol. Pour la composante verticale et la norme de la quantité de mouvement, l'erreur est évaluée par l'erreur RMS par rapport à la droite de pente $m_{tot} \times g$ recalée sur le signal du modèle. L'erreur absolue du moment cinétique est évaluée au Centre de Masse total du modèle (CoM) pour les trois composantes ainsi que pour la norme, comme l'erreur RMS par rapport à la moyenne de ce moment cinétique sur l'ensemble de la phase de vol. Le principal avantage de cette méthode « cinétique » est que le calcul des erreurs ne nécessite qu'une seule dérivation discrète des données de position. *A priori*, les erreurs ainsi mesurées dépendent donc d'avantage des erreurs de paramètres inertiels que des erreurs de vitesse, qui peuvent être supposées relativement faibles.

3. **erreur dynamique** : de façon similaire à ce qui a été réalisé dans l'étude de [Pillet et al. \(2010\)](#), en comparant lors de l'appui les actions mécaniques du sol sur les pieds mesurées par les plateformes de forces et la somme des torseurs dynamiques des segments moins l'action du poids, toutes ces valeurs étant exprimées dans le repère de mesure $R0$:

$$[\Phi_{sol \rightarrow pied D}]_{R0} + [\Phi_{sol \rightarrow pied G}]_{R0} = \sum_{segments} ([D_s]_{R0} - [\Phi_{grav \rightarrow s}]_{R0}) \quad (5.5)$$

avec $\Phi_{sol \rightarrow pied D}$ le torseur des actions mécaniques du sol sur le pied droit, $\Phi_{grav \rightarrow s}$ le torseur d'action de la gravité sur le segment s et D_s le torseur dynamique du segment s .

L'erreur RMS absolue des 6 composantes du torseur, par rapport à la référence mesurée par les plateformes, a été calculée pour les 7 situations et les 12 sujets. L'erreur dynamique relative a été définie comme le rapport entre cette erreur absolue et le maximum de la valeur absolue des données de référence.

1.3 Résultats

1.3.1 Erreur statique

Les erreurs sur la position du centre de pression étaient sur l'axe antéro-postérieur de $2,9 \pm 5,6$ mm, $14,1 \pm 6,1$ mm et $-0,5 \pm 3,4$ mm et sur l'axe gauche-droite de $-1,7 \pm 5$ mm, $-2,7 \pm 5$ mm et $-0,5 \pm 5,1$ mm pour MDL, MDU et MVP, respectivement. L'erreur en statique, ainsi que les erreurs maximales sont résumées dans le tableau 5.2. L'erreur de masse sur les sujets avec le modèle volumique, avant redistribution des masses, était de $0,07 \pm 1,71$ kg, allant de $-2,4$ kg à $2,8$ kg.

1.3.2 Erreur cinétique

L'erreur absolue sur la norme de la quantité de mouvement $\vec{\rho}$ étaient de $3,23 \pm 1,17$, $3,73 \pm 1,51$ et $3,34 \pm 1,28$ kg.m.s⁻¹ pour MDL, MDU et MVP, respectivement. L'erreur absolue sur les composantes ρ_x et ρ_y de la quantité de mouvement était légèrement plus importante avec MDU qu'avec les deux autres méthodes, mais il n'y avait pas de différence notable entre les méthodes pour la composante ρ_z et pour la norme de la quantité de mouvement, pour l'ensemble des phases de vol analysées, aussi bien en erreur absolue qu'en erreur relative.

L'erreur absolue sur la norme du moment cinétique \vec{L}_O étaient de $2,87 \pm 1,16$, $1,53 \pm 0,99$ et $1,49 \pm 0,82$ kg.m².s⁻¹ pour MDL, MDU et MVP, respectivement. Les erreurs absolues sur les composantes étaient plus faibles avec MVP et MDU qu'avec MDL. Peu de différences apparaissaient pour l'erreur de moment cinétique entre MDU et MVP. Les résultats concernant l'erreur cinétique absolue sont présentés dans le tableau 5.2 et résumés dans la figure 5.3. Un exemple d'évolution de la norme du moment cinétique au cours d'une phase de vol d'une acrobatie pour les 3 modèles est présenté dans la figure 5.4.

1.3.3 Erreur dynamique

Pour F_x , M_y et M_z l'erreur avec le MVP était inférieure aux deux autres modèles. Pour F_y , F_z et M_x , l'erreur avec le MDU était légèrement inférieure à celle obtenue avec le MVP. De manière générale, le MDL entraînait les erreurs les plus importantes en terme d'erreur moyenne et de dispersion, avec un écart type plus important. Les résultats des erreurs dynamiques absolues et relatives sont présentées dans le tableau 5.2 et les erreurs absolues résumés dans la figure 5.3. Un exemple d'évolution des différentes composantes de l'effort et du moment externe au cours d'un appui d'un saut acrobatique pour les 3 modèles est présenté dans la figure 5.5.

TABLEAU 5.2. Erreurs statique, cinétique et dynamique pour les trois modèles étudiés, en relatif et absolu.

Erreur Statique mm	de Leva (1996)			Dumas <i>et al.</i> (2007a)			MVP		
	moyenne ± écart type	max	moyenne ± écart type	max	moyenne ± écart type	max	moyenne ± écart type	max	
Antéro-postérieure	2,94 ± 5,64	12,8	14,12 ± 6,11	23,6	-0,51 ± 3,44	-8,1			
Latérale	-1,73 ± 5,04	8,4	-2,69 ± 5,00	-8,8	-2,71 ± 5,11	-8,2			
Erreur Cinétique kg.m.s ⁻¹ ou kg.m ² .s ⁻¹									
	absolue	absolue	absolue	absolue	absolue	absolue	absolue	absolue	
p_x	3,75 ± 2,09		5,69 ± 3,86		3,71 ± 2,12		3,71 ± 2,12		
p_y	3,99 ± 1,93		5,84 ± 3,74		4,02 ± 1,85		4,02 ± 1,85		
p_z	2,89 ± 1,06		2,83 ± 0,99		2,89 ± 1,05		2,89 ± 1,05		
$L_{CoM,x}$	6,59 ± 3,20		1,97 ± 0,97		2,31 ± 1,05		2,31 ± 1,05		
$L_{CoM,y}$	5,68 ± 4,68		1,93 ± 1,17		2,02 ± 1,27		2,02 ± 1,27		
$L_{CoM,z}$	1,35 ± 0,95		1,19 ± 0,97		1,09 ± 0,84		1,09 ± 0,84		
Erreur Dynamique N ou N.m									
	absolue	relative (%)	absolue	relative (%)	absolue	relative (%)	absolue	relative (%)	
F_x	172 ± 59	133 ± 64	160 ± 63	122 ± 64	152 ± 59	116 ± 60	152 ± 59	116 ± 60	
F_y	204 ± 71	35 ± 19	185 ± 57	34 ± 22	188 ± 70	31 ± 14	188 ± 70	31 ± 14	
F_z	222 ± 75	10 ± 3	197 ± 70	9 ± 3	214 ± 80	9 ± 3	214 ± 80	9 ± 3	
$M_{o,x}$	235 ± 83	42 ± 40	208 ± 61	36 ± 38	210 ± 80	37 ± 35	210 ± 80	37 ± 35	
$M_{o,y}$	154 ± 60	45 ± 42	174 ± 71	53 ± 54	146 ± 60	42 ± 39	146 ± 60	42 ± 39	
$M_{o,z}$	145 ± 65	90 ± 59	127 ± 51	79 ± 49	122 ± 53	74 ± 46	122 ± 53	74 ± 46	

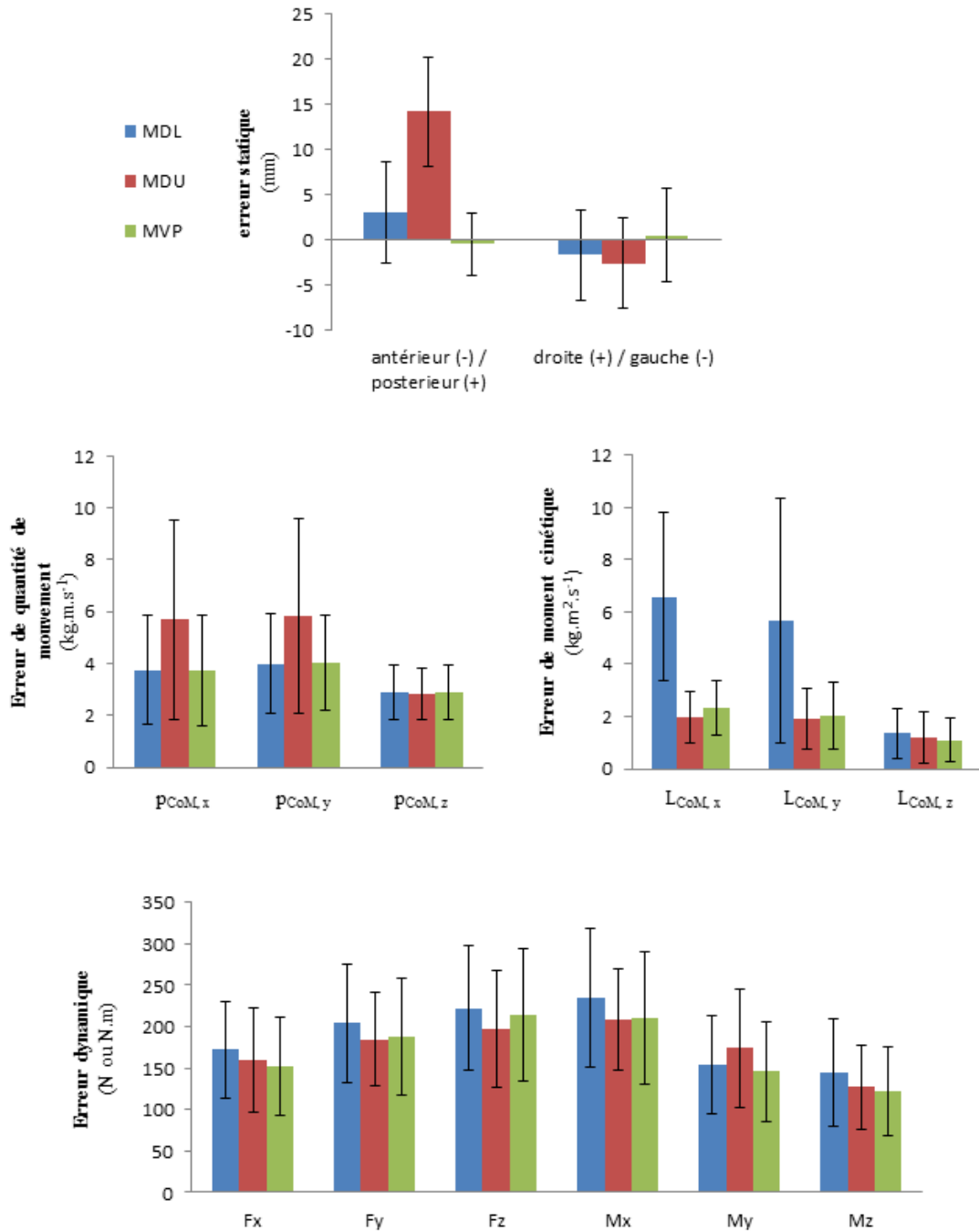


FIGURE 5.3. Erreurs statique, cinétique et dynamique pour les trois modèles de paramètres inertiels.

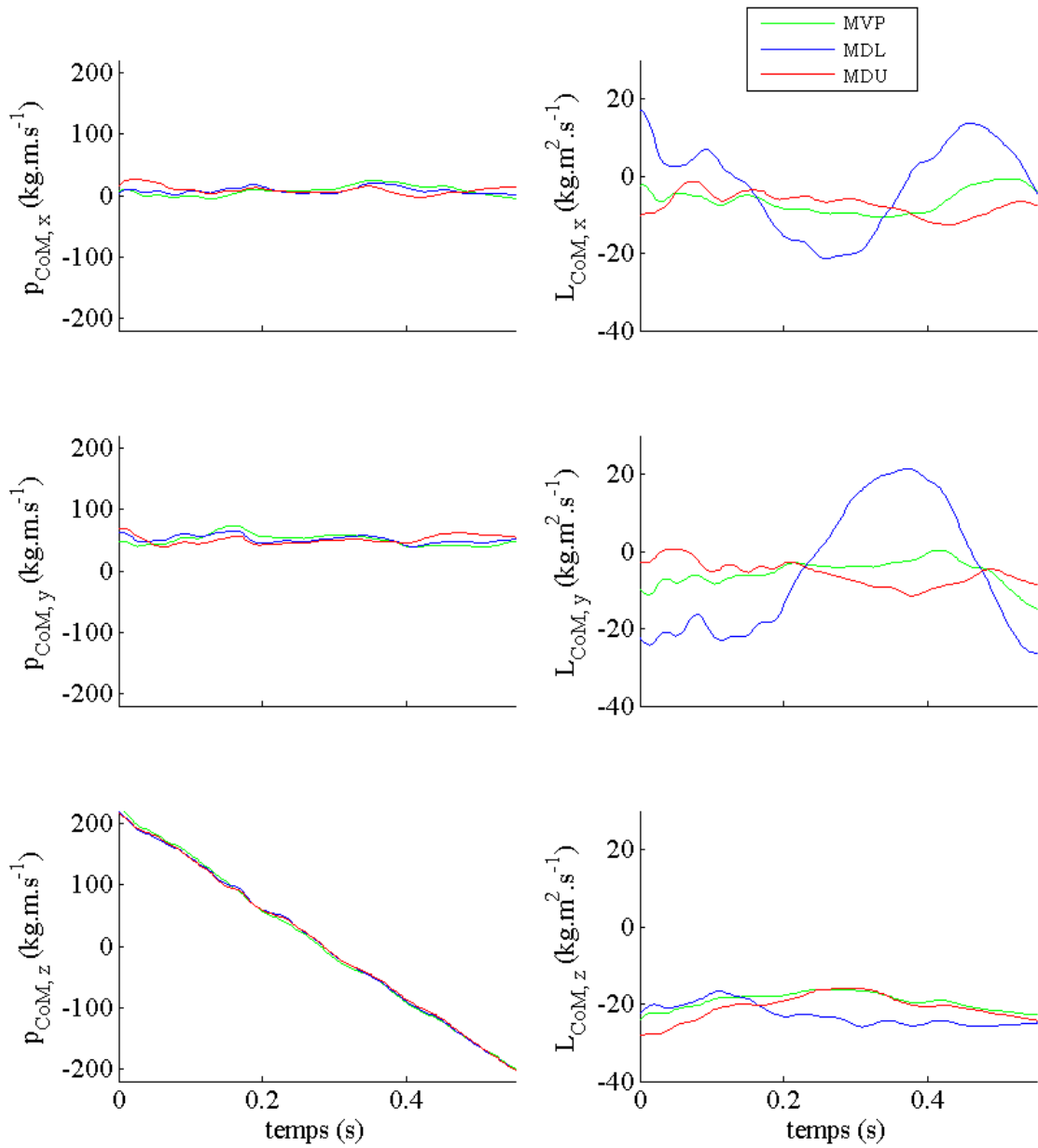


FIGURE 5.4. Les trois composantes en \vec{X} , \vec{Y} et \vec{Z} de la quantité de mouvement \vec{p}_{CoM} et du moment cinétique \vec{L}_{CoM} durant la phase de vol d'un saut acrobatique. Les échelles sont les mêmes pour les différentes composantes.

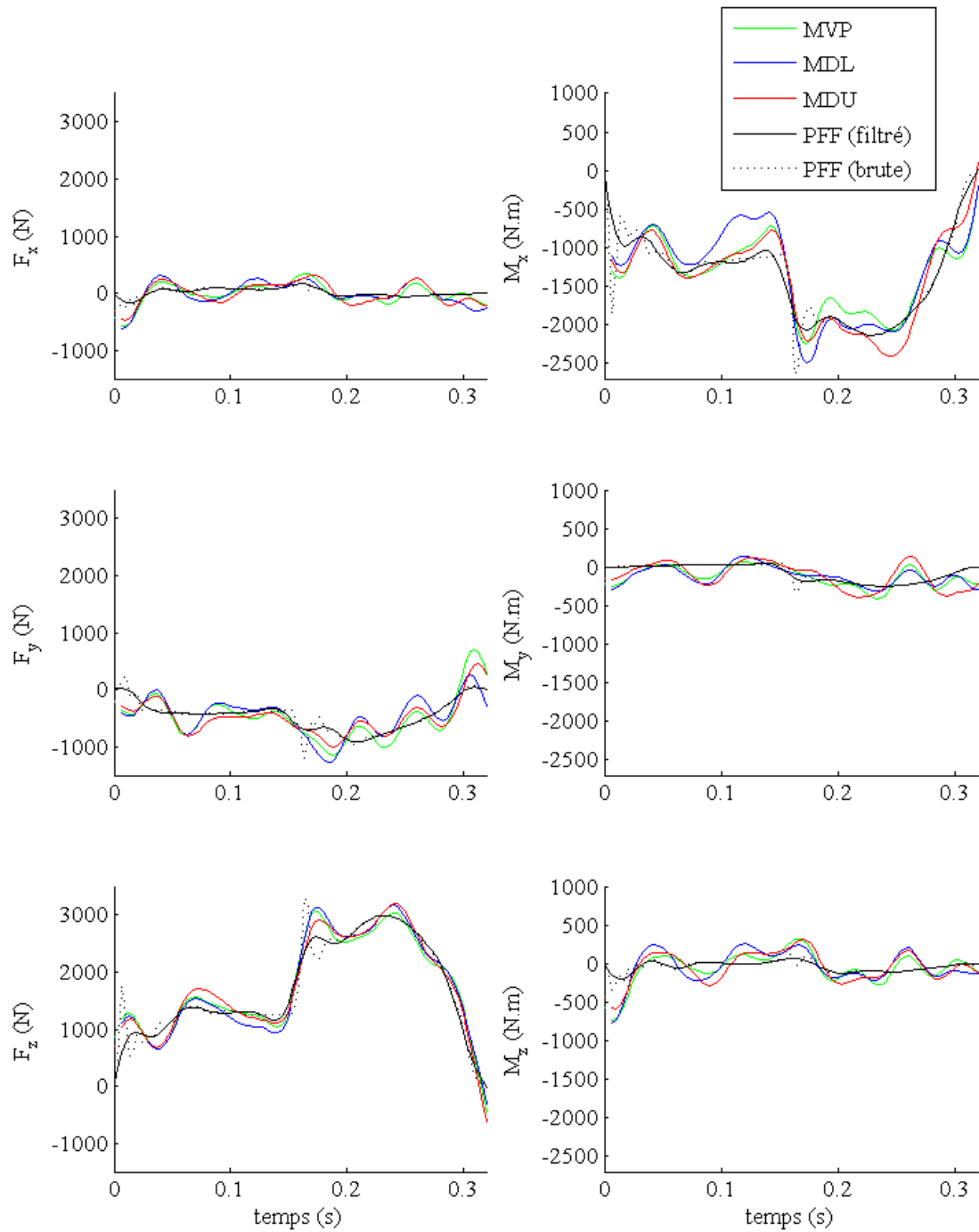


FIGURE 5.5. Les trois composantes en \bar{X} , \bar{Y} et \bar{Z} de la somme des forces extérieures, \bar{F} , et de la somme des moments extérieurs exprimés dans $R0$, \bar{M} , durant la phase d'appui d'un saut maximal (MJ). Les données de référence des plateformes de forces sont présentées, filtrées à 25 Hz et brutes. Les échelles sont les mêmes pour les différentes composantes de la force et du moment.

1.4 Discussion

1.4.1 Erreur statique

L'erreur statique est plus réduite avec le modèle volumique personnalisé qu'avec les méthodes proportionnelles, aussi bien en termes d'erreur moyenne que de dispersion de cette erreur entre les différents sujets. Ces résultats vont dans le même sens que ceux de l'article de [Pillet *et al.* \(2010\)](#) qui avait comparé une version précédente du modèle volumique personnalisé avec le modèle de [de Leva \(1996\)](#). Cependant, l'erreur en statique du modèle de de Leva obtenue dans notre étude apparaît plus faible que dans l'étude de Pillet, qui avait calculé des erreurs de position du centre de pression de 12,6 mm en antéro-postérieur et 5,2 mm en latéral. Ceci peut s'expliquer par le fait que les données de de Leva sont adaptées des données de [Zatsiorsky et Aktov \(1990\)](#) obtenues sur des sujets sportifs, pour lesquels les paramètres inertiels devaient être plus proches de ceux des sujets de cette étude, que de ceux des sujets sains sédentaires de l'étude de Pillet.

En ce qui concerne les résultats obtenus en statique pour le modèle de [Dumas *et al.* \(2007a\)](#), ils rentrent en contradiction avec les résultats de [Robert *et al.* \(2007\)](#) qui montraient une amélioration de l'estimation du centre de pression avec la méthode de Dumas. De même, les paramètres inertiels du modèle de Dumas, adaptés des données de [McConville \(1980\)](#) et [Young *et al.* \(1983\)](#) obtenues sur des militaires américains, sont sensés représenter les caractéristiques morphologiques moyennes de la population américaine en 1980. Les sujets de l'étude de Robert étaient certainement plus proches de ces caractéristiques que les athlètes de haut-niveau ayant participé à cette étude.

Pour les trois modèles et les 12 sujets, l'erreur de position antéro-postérieure du centre de pression était dirigée dans les deux sens, aussi bien vers l'avant que vers l'arrière. Il n'y avait donc pas d'erreur systématique notable au niveau de la position antéro-postérieure. En revanche, pour les deux modèles proportionnels, l'erreur de positionnement latérale était toujours dirigée dans le même sens, vers la gauche. Cette erreur est due à l'impossibilité de la prise en compte des dissymétries droite-gauche, souvent observées chez les sportifs de haut-niveau. Les athlètes de wushu doivent en effet réaliser la majorité des figures imposées avec les membres droits (appuis unipodaux pour les acrobaties, travail des armes), et présentent donc une dissymétrie plus ou moins prononcée au niveau de l'hypertrophie musculaire, et cela indépendamment de leur latéralité. Le modèle volumique personnalisé permet de mieux prendre en compte ces dissymétries de par la prise en compte des photographies des 2 profils. Cependant, la variabilité de cette erreur latérale est plus importante pour le modèle volumique personnalisé, ceci pouvant s'expliquer en partie par une variabilité dans la détermination des volumes segmentaires, en particulier à la jonction bassin/cuisse.

L'unique comparaison de l'erreur de positionnement des centres de pression est cependant insuffisante pour évaluer l'ensemble des paramètres inertiels des trois modèles. Cette erreur statique est en effet le reflet de l'erreur sur les pourcentages de masse des segments et l'erreur de positionnement des centres de masse segmentaires, et n'évalue pas la qualité du tenseur d'inertie fourni par le modèle. De plus, les erreurs sont assez faibles du fait de la position debout et ne représentent majoritairement que l'erreur de positionnement des centres de masse dans le plan transverse. Il serait intéressant d'évaluer cette erreur toujours en statique, mais dans des positions différentes, par exemple assis ou couché, afin d'évaluer les erreurs de positionnement des centres de masse dans les trois directions de l'espace.

1.4.2 Erreur cinétique

La norme de la quantité de mouvement semble aussi précise pour les trois méthodes, avec une erreur faible comparée à la fenêtre de valeurs de la quantité de mouvement. Une erreur légèrement plus importante était observée pour le modèle de [Dumas *et al.* \(2007a\)](#) (MDU) pour les composantes en \vec{X} et \vec{Y} de la quantité de mouvement. Ces résultats sont en conformité avec ceux observés lors de la statique, c'est-à-dire une moins grande précision de cette méthode pour la position des centres de masse segmentaires et/ou du pourcentage de masse totale des

segments, compte tenu de la population sportive étudiée. A l’instar de l’évaluation statique, l’analyse de la quantité de mouvement ne permet pas d’évaluer la précision des tenseurs d’inertie des segments.

La conservation du moment cinétique au centre de masse du sujet est évaluée par l’erreur absolue entre le moment cinétique calculé pendant les phases de vol et la valeur moyenne sur l’ensemble du vol. Cette erreur absolue était plus élevée avec le modèle de de Leva qu’avec les deux autres modèles, aussi bien au niveau des composantes $L_{CoM,X}$ et $L_{CoM,Y}$ qu’au niveau de la norme du moment cinétique. L’erreur moyenne avec le modèle de Dumas *et al.* (2007a) était comparable à celle obtenue avec le modèle volumique, avec une variabilité moins importante de cette erreur dans le premier modèle. Les tenseurs d’inertie segmentaires de McConville (1980), et adaptés par Dumas *et al.* (2007a), ont été mesurés directement au cours de mouvements de sujets *in vivo*. Le modèle volumique, s’il permet une meilleure prise en compte de l’hypertrophie des segments et de leur forme extérieure générale, ne prend pas en compte la répartition non-homogène des masses, de par la densité constante appliquée sur le volume du segment. Ces différences peuvent expliquer la performance légèrement plus importante du modèle de Dumas *et al.* (2007a) pour la détermination des tenseurs d’inertie. Cependant, les mouvements acrobatiques étudiés impliquaient majoritairement une rotation selon l’axe vertical, et l’erreur RMS moyenne de la composante verticale du moment cinétique et la dispersion étaient plus faibles pour le modèle volumique personnalisé.

La définition d’une erreur relative du moment cinétique n’était pas réalisable dans cette étude. En effet, ne disposant pas au cours de la phase de vol d’une mesure de référence du moment cinétique, une erreur relative ne pouvait être calculée que comme le rapport entre l’erreur RMS du moment cinétique par rapport à sa moyenne et la valeur de cette moyenne. Or, ce moment cinétique calculé avec les 3 méthodes étant très fluctuant au cours de la phase de vol, la moyenne était peu représentative de la véritable valeur du moment cinétique, et des moyennes très différentes étaient observées entre les trois méthodes, en particulier pour les axes \vec{X} et \vec{Y} connaissant les moins grandes rotations. Une solution pour l’obtention de données de référence du moment cinétique total serait de demander aux sujets de réaliser les acrobaties en partant d’une position immobile en appui sur les plateformes de force et sans déplacement des pieds lors de l’impulsion. L’intégrale des moments extérieurs exprimés au CoM entre cette position statique et l’instant d’envol est en effet égale à la variation de moment cinétique du système, et donc au moment cinétique lors de la phase de vol (chapitre 8).

1.4.3 Erreur dynamique

L’erreur dynamique moyenne, ainsi que l’écart-type associé, étaient lors de l’appui de saut plus faible pour le modèle volumique personnalisé que pour les deux méthodes proportionnelles pour les composantes F_X , F_Y , M_X , M_Y et M_Z , sur l’ensemble des phases d’appui. Cependant, ces valeurs restaient très importantes en relatif, allant jusqu’à 58% d’erreur moyenne pour F_x . Ces valeurs calculées au cours d’appuis sportifs sont largement supérieures à celles calculées par Pillet pour la marche. En effet, dans le cas de marche, la matrice dynamique (A_s) a peu d’influence sur les résultats du fait de l’accélération faible des segments, et les paramètres inertiels interviennent dans le calcul majoritairement au niveau de la matrice de pesanteur (Φ_{grav}), c’est-à-dire *via* la masse et les positions des centres de masse des segments. Pour les appuis sportifs, Φ_{grav} est similaire mais A_s est plus grande du fait des grandes accélérations linéaires et angulaires, faisant intervenir dans le calcul l’ensemble des paramètres inertiels de façon beaucoup plus importante.

Concernant le filtrage des mesures dynamiques, Bisseling *et Hof* (2006) préconisent de filtrer les données des plateformes de force avec la même fréquence de coupure que celle utilisée pour la cinématique, en partant du postulat que l’information contenue dans les fréquences supérieures a été perdue par le filtrage des positions. Pour cette raison, une analyse des résidus a été effectuée sur les données des plateformes lors de l’appui, et la fréquence de coupure optimale correspondait à 25 Hz. L’erreur RMS en dynamique a ensuite été calculée par rap-

port aux données filtrées des plateformes (figure 5.5). Lorsque les valeurs calculées étaient comparées aux données brutes des plateformes, les erreurs dynamiques étaient plus importantes. Les mêmes mesures ont aussi été effectuées avec une fréquence de coupure inférieure (15 Hz), donnant les mêmes résultats relatifs entre les différentes méthodes, mais avec des erreurs moins importantes.

Le filtrage des données cinématiques a une influence très importante sur tous les calculs faisant intervenir des dérivées successives des positions, comme c'est le cas pour les torseurs cinétiques et dynamiques des segments. L'absence de constance du moment cinétique peut s'expliquer par la mauvaise approximation des vitesses, notamment en début de phase de vol. De même, pour l'erreur dynamique, les plus grandes valeurs d'erreur étaient situées dans les premiers instants de la phase d'appui, qui correspond à un impact et donc à des accélérations segmentaires élevées. Ce constat rejoint de nombreuses études qui ont montré l'intérêt de filtres adaptatifs dont la fréquence de coupure n'est pas constante au cours du temps (Giakas *et al.*, 2000; Erer, 2007), car il semble pertinent d'utiliser, une fréquence de coupure plus haute pour le début d'appui que pour la fin de l'appui, et des fréquences différentes selon les segments.

De manière générale, l'allure des courbes de forces et de moments était respectée et il est donc possible d'estimer les actions mécaniques au sol uniquement à partir de la cinématique et des propriétés inertielles des segments, même au cours d'appuis sportifs. Le modèle volumique personnalisé permet d'avoir l'estimation la plus précise de ces données dynamiques, mais ces 3 modèles ont été évalués de manière globale et ne permettent pas de savoir au niveau de quel segment les erreurs affectent le plus les calculs dynamiques. Une étude de sensibilité ou une approche par mouvements isolés des différents segments du corps (Monnet, 2007; Chen *et al.*, 2011) pourrait permettre de mieux apprécier la localisation des erreurs sur les différents paramètres inertiels des segments.

1.5 Bilan : Pistes pour une amélioration du modèle volumique personnalisé

Le modèle volumique personnalisé présenté dans cette étude permet donc de façon générale de mieux estimer les paramètres inertiels par rapport aux deux modèles proportionnels couramment utilisés dans la littérature (de Leva, 1996; Dumas *et al.*, 2007a). En plus de cette amélioration globale de la précision des paramètres inertiels, ce modèle volumique personnalisé présente plusieurs avantages par rapport aux modèles proportionnels :

- il n'impose pas le nombre de segments du modèle de solides rigides articulés, ni la façon de segmenter. Le nombre de segments peut être paramétré, sans forcément devoir utiliser le modèle à 15 segment de la plupart des modèles proportionnels ;
- il n'impose pas l'utilisation de marqueurs anatomiques et de repères segmentaires particuliers. En effet, les paramètres inertiels des segments sont déterminés dans le repère local du segment, quelle que soit l'orientation des axes et la position des points anatomiques utilisés ;
- il permet d'évaluer les paramètres inertiels segmentaires même dans les cas de dissymétries de volume ou de densité, comme cela peut être observé chez certains sportifs ou chez des personnes handicapées ;
- le niveau de résolution peut être choisi en fonction de l'étude effectuée, en paramétrant le nombre d'ellipses intermédiaires pour chaque segment.

Toutefois, certaines améliorations peuvent encore être apportées au modèle, et concernent des travaux en cours à l'Institut de biomécanique humaine Georges Charpak :

- le temps nécessaire à la personnalisation du modèle, actuellement réalisée manuellement, est d'autant plus important que la résolution choisie pour le modèle est grande. Pour le niveau de résolution du modèle utilisé dans cette étude, la personnalisation demandait environ 15 minutes par sujet pour le corps entier. Cependant, il est envisagé de réaliser cette personnalisation automatiquement par traitement d'image, en utilisant la détection de contours pour déplacer les poignées de contrôle des ellipses ;

- si la plupart des volumes segmentaires sont bien identifiés, la précision des volumes au niveau de la jonction cuisse/bassin peut encore être améliorée. La forme géométrique actuellement utilisée pour le bassin, composée d'ellipses même dans sa partie la plus distale, entraîne des chevauchements ou des espaces vides, particulièrement au niveau de la région des muscles fessiers. Cette définition des volumes à partir de cônes elliptiques est sur le point d'être améliorée par l'utilisation de modèles volumiques morphoréalistes. Des modèles volumiques génériques corps entier (homme et femme) ont été construits à partir des données moyennes d'enveloppes externes obtenues à partir du BodyScan™² (Nérot *et al.*, 2015). Ces modèles morphoréalistes pourront remplacer le modèle géométrique et être déformés à l'aide des mêmes photographies face et profil. Ainsi personnalisé, le volume du corps entier pourra ensuite être segmenté par des plans ou des surfaces de coupe choisies ;
- les densités segmentaires utilisées, avant ajustement des masses, sont celles mesurées par Dempster (1955) sur des cadavres âgés, qui ne correspondent pas aux densités réelles de la plupart des populations étudiées. Après l'ajustement des masses, au cours duquel l'erreur sur la masse totale du sujet est redistribuée de manière homogène sur l'ensemble des segments, il reste difficile d'estimer la correspondance entre le pourcentage réel de masse du segment et celui calculé grâce au modèle ;
- pouvoir obtenir le réel pourcentage de masse segmentaires et les volumes réels des segments serait insuffisant pour obtenir l'ensemble des paramètres inertiels. En effet, les modèles volumiques partent de l'hypothèse d'une répartition homogène des masses au sein du segment, or les tissus osseux sont en réalité plus denses que les tissus mous (muscles, tissus adipeux, peau, viscères), eux-mêmes étant plus denses que les poumons. De plus, la répartition de ces masses n'étant pas forcément symétriques au sein du segment, il peut en résulter des erreurs à la fois sur l'estimation des positions des centres de masse et des tenseurs d'inertie. Cette question fait l'objet du point suivant, où une différenciation des volumes osseux et des tissus mous a été effectuée.

2. Technique permettant de mesurer la géométrie d'un objet à partir de la déformation de franges de Moiré sur cet objet (lumière blanche).

2 Différenciation des volumes osseux et des tissus mous pour l'estimation des paramètres inertiels

2.1 Introduction

L'hypothèse de répartition homogène des masses au sein des segments constitue une des limites des modèles volumiques (Pillet *et al.*, 2010). Il a été vu dans l'étude précédente que l'erreur sur la masse globale des 12 sujets sportifs avant ajustement par répartition homogènes des masses variait entre -2,4 kg et 2,8 kg. Cette erreur peut être due à une erreur d'estimation des volumes ou des erreurs de densités segmentaires moyennes. Les volumes ayant été déterminés de la même façon pour l'ensemble des sujets, il sera pris comme hypothèse que cette erreur provient majoritairement des densités segmentaires.

En effet, l'application des densités segmentaires de Dempster (1955) entraîne deux sources d'erreur, même en disposant des volumes segmentaires de façon précise : une erreur de densité moyenne segmentaires et une erreur de répartition des masses au sein du segment.

La première source d'erreur provient de la mauvaise estimation des densités moyennes des segments pour chaque sujet. Ceci entraîne des erreurs sur les masses segmentaires et conduit ainsi à des erreurs sur la quantité de mouvement globale du sujet au cours du mouvement. Dans l'étude précédente, il a été choisi de répartir l'erreur de masse de manière proportionnelle entre les segments, en fonction de leur pourcentage de masse totale en modifiant les densités moyennes de segments. Cependant, il apparaît peu probable que chaque segment participe dans les mêmes proportions à cette erreur globale de masse.

En réalité, la connaissance *in vivo* de la relation entre le volume d'un segment et sa densité moyenne est complexe car liée à différents facteurs interagissant de manière opposée. Les sujets sportifs présentent souvent un pourcentage de masse grasse plus faible que la population moyenne, et ce paramètre isolé augmenterait la densité moyenne des segments par rapport aux valeurs de Dempster mesurées sur des cadavres, à volume égal. Cependant, les sujets sportifs montrent souvent une hypertrophie des segments, particulièrement dans les activités à dominante explosive. Utiliser des densités constantes pour les segments hypertrophiés revient à les considérer comme une homothétie du même segment à volume normal. Or c'est l'augmentation de volume du tissu musculaire, moins dense que l'os, qui est responsable de la plus grande partie de l'augmentation de volume du segment. La densité d'une personne très maigre sera donc plus proche de la densité de l'os seul, alors que la densité moyenne des segments hypertrophiés d'un athlète sera plus proche de celle des tissus mous. En plus de la complexité de cette relation, on peut supposer qu'elle est différente en fonction des différents segments corporels.

La deuxième source d'erreur vient de la répartition non-homogène des masses au sein des segments. Le tissu osseux est en effet plus dense que la masse musculaire ou les viscères, elles-mêmes plus denses que le tissu adipeux. Ainsi, attribuer la même masse à chaque point du volume peut entraîner des erreurs importantes sur la position du centre de masse du segment et sur son tenseur d'inertie. Ceci explique notamment l'absence d'amélioration entre le tenseur d'inertie calculé avec le modèle volumique personnalisé et celui du modèle proportionnel de Dumas *et al.* (2007a), dont les paramètres ont été mesurés directement sur une population moyenne.

Les auteurs ayant développé des modèles volumiques insistent sur la nécessité de prendre en compte les différents types de tissus dans les futurs modèles (Pillet *et al.*, 2010), ce qui a été réalisé par Dumas *et al.* (2004) pour la cuisse, mais nécessitait l'utilisation de la stéréoradiographie³.

Chez les sportifs de haut-niveau en kungfu wushu, l'hypertrophie musculaire du membre inférieur est très importante, et le volume des membres inférieurs représente chez les 12 sujets étudiés $38 \pm 1\%$ du volume corporel total. L'amélioration de la détermination des paramètres

3. méthode consistant à obtenir la géométrie 3D des structures osseuses d'un sujet à partir de deux radiographies à basse dose d'irradiation.

inertiels par la différenciation des tissus durs et tissus mous pourrait permettre d'améliorer la précision des paramètres calculés globalement. Les objectifs de cette étude ont donc été :

1. de mettre au point un modèle volumique personnalisé des membres inférieurs, permettant de différencier volume osseux et volume de tissus mous pour la détermination des paramètres inertiels, sans utilisation d'imagerie médicale ;
2. d'évaluer ce modèle en statique par rapport au modèle personnalisé à densités constantes présenté précédemment.

2.2 Matériel et Méthodes

12 athlètes hommes, membres du collectif France de kungfu wushu ont participé à cette étude. Les volumes des différents segments des sujets ont été déterminés en utilisant le modèle volumique personnalisé présenté dans la partie 5. Pour la définition des volumes osseux du fémur, du tibia et de la fibula, un seul sujet a réalisé une acquisition stéréoradiographique EOS (EOS imaging, Paris, France) équipé des marqueurs réfléchissants. Pour chaque sujet, le maillage ainsi obtenu de chacun des os d'intérêt a été remis à l'échelle de façon à correspondre avec les marqueurs anatomiques durant l'acquisition optoélectronique en position statique (figure 5.6). Les volumes des os longs du membre inférieur v_f , v_t et v_{fib} ont été calculés à l'aide des maillages déformés. Les volumes de l'enveloppe externe des segments cuisse et jambe étaient déterminés par la méthode volumique personnalisée présentée dans le chapitre 5.1.

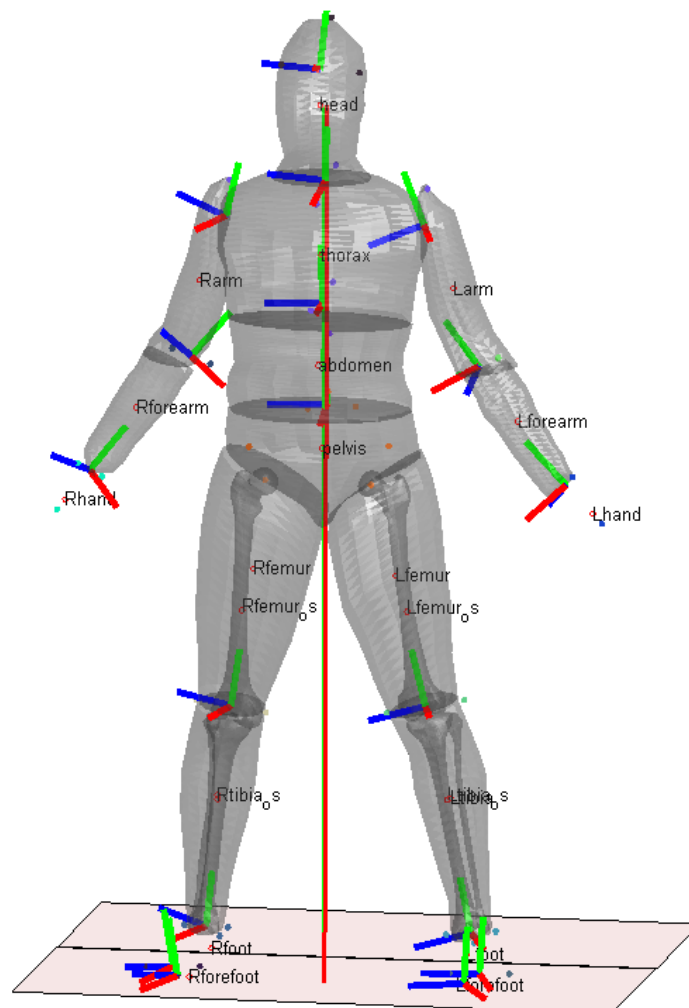


FIGURE 5.6. Modèle volumique différenciant le volume de tissus mous et le volume osseux pour le membre inférieur.

Pour les densités de l'os et des tissus mous, il est possible d'utiliser les données de [White et al. \(1987\)](#) qui donnent une densité de 1,42 pour le fémur et de 1,03 pour l'ensemble des tissus mous ([Dumas et al., 2004](#); [Sandoz et al., 2010](#)). Cependant, ces données ne fournissent pas la densité du tibia et de la fibula et ces valeurs représentent l'homme moyen. On peut donc supposer que ces densités seront différentes chez des sportifs de haut-niveau, aussi bien au niveau des tissus mous à cause de la relativement faible quantité de graisse sous-cutanée, qu'au niveau des os, car un entraînement incluant des impacts importants entraîne une augmentation de la densité minérale osseuse ([Fehling et al., 1995](#); [Andreoli et al., 2001](#)).

Pour la densité moyenne des tissus mous, il a été choisi d'utiliser directement les densités du tissu musculaire et du tissu adipeux, respectivement $d_{\text{muscle}} = 1,06$ et $d_{\text{graisse}} = 0,92$ ([White et al., 1987](#)), pondérées par le pourcentage du volume de graisse sur le volume de tissus mous. Une couche de 5 mm de graisse sous-cutanée a été observée en moyenne à l'échographie au niveau des gastrocnémiens. La répartition de l'épaisseur de ce tissu dans le membre inférieur étant très conservée entre les sujets ([Dubois, 2014](#)), le pourcentage du volume de graisse sur le volume de tissus mous (pv_{mg}) a été évalué à 5% en moyenne pour cette population. La densité des tissus mous a donc été évaluée comme suit :

$$d_{\text{tm}} = (1 - pv_{\text{mg}}) \times d_{\text{muscle}} + pv_{\text{mg}} \times d_{\text{graisse}} = 0,95 * 1,06 + 0,05 * 0,92 = 1.053 \quad (5.6)$$

Pour la densité de l'os, il a été choisi de prendre des données issues de pièces cadavériques du laboratoire pour lesquelles avaient été réalisées des mesures stéréoradiographiques avec le système EOS. Le volume osseux était donc calculé de la même manière que pour le modèle volumique personnalisé. La masse de la structure osseuse entière a été mesurée. Les sujets étant des hommes âgés, il a été choisi de prendre la densité moyenne des 7 sujets plus un écart type.

Il en a résulté une densité moyenne $d_f = 1,56$ pour le fémur et de $d_{tf} = 1,78$ pour l'ensemble tibia-fibula.

Chaque volume a donc été associé à une densité, afin d'obtenir les paramètres inertiels des différentes structures. L'erreur sur la masse totale du sujet ainsi que sur la position estimée du centre de pression en position statique ont été calculées et comparées au modèle volumique personnalisé utilisant les densités de [Dempster \(1955\)](#) détaillé dans l'étude précédente, sans redistribution de l'erreur de masse.

2.3 Résultats

Une erreur de masse de $0,48 \pm 1,67$ kg et des erreurs de position du centre de pression de $-0,57 \pm 3,43$ mm en antéro-postérieur et de $-0,93 \pm 5,05$ mm en latéral ont été obtenues avec ce modèle différencié. Aucune amélioration globale n'est donc observée par rapport aux résultats obtenus avec le modèle volumique personnalisé, avant redistribution des masses (tableau [5.3](#)).

TABLEAU 5.3. Erreur statique pour les 12 sujets.

Sujet	erreur sur la masse totale (kg)		erreur antéro-postérieure (mm)		erreur latérale (mm)	
	Différencié	MVP	Différencié	MVP	Différencié	MVP
1	1,6	1,2	1,6	1,6	4,9	6,3
2	3,2	2,8	0,3	0,3	3,5	4,9
3	0,4	0,1	1,8	1,9	-8,3	-6,9
4	1,1	0,7	-0,6	-0,6	-5,8	-4,5
5	-0,7	-1,2	-8,1	-8,1	-3,8	-2,7
6	1,9	1,6	-5,4	-5,4	-9,5	-8,2
7	-1,9	-2,3	-0,8	-0,9	-1,7	-0,5
8	0,6	0,2	-1,2	-1,1	6,3	7,8
9	-1,7	-2,2	2,4	2,6	1,7	2,9
10	1,6	1,2	-2,4	-2,1	-0,3	1,4
11	1,5	1,1	4,0	3,9	0,5	2,3
12	-1,9	-2,4	1,6	1,8	1,4	2,7
mean ± sd	0,48 ± 1,67	0,07 ± 1,71	-0,57 ± 3,43	-0,51 ± 3,44	-0,93 ± 5,05	0,46 ± 5,11

2.4 Discussion

Cette méthode différenciant les volumes d'os et de tissus mous pour le membre inférieur ne permet donc pas d'améliorer l'estimation globale des paramètres inertiels, du moins au niveau de l'erreur statique, qui concerne les masses et les positions des centres de masse des segments. De nombreuses combinaisons de densités des os et des tissus mous ont été testées, mais aucun de ces tests ne permettait une amélioration moyenne de l'estimation des paramètres inertiels, par rapport au modèle volumique utilisant les densités de [Dempster \(1955\)](#).

Il est possible que les erreurs très faibles sur la position du centre de pression obtenues avec ces deux modèles ne soit pas différenciable en utilisant cette méthodologie statique. En effet, l'erreur de position moyenne est inférieure au millimètre, et donc du même ordre de grandeur que l'erreur de positionnement des plateformes dans le repère du système Vicon™ ([Collins et al., 2009](#)). Il serait donc nécessaire pour les futures évolutions de ce modèle volumique différencié, d'utiliser d'autres méthodes de quantification de l'erreur, comme la méthode statique dans différentes positions, ou encore les méthodes cinétiques et dynamiques vues dans le début de ce chapitre.

Bien que cette méthode propose l'avantage de permettre d'estimer les paramètres inertiels des membres inférieurs en séparant les structures osseuses des tissus mous, et ce sans l'intervention d'imagerie médicale longue ou irradiante, de nombreux problèmes méthodologiques peuvent expliquer l'absence d'amélioration considérable de l'estimation des paramètres inertiels :

- la densité osseuse est postulée comme étant la même pour tous les sujets, alors qu'on en connaît l'importante variabilité inter-individuelle. En effet, l'âge, le sexe et l'activité physique sont autant de facteurs qui influent sur la densité massique des os, et notamment sur ceux du membre inférieur. Les sportifs ayant participé à cette étude pratiquant un entraînement pliométrique régulier, c'est-à-dire avec des impacts au niveau des pieds, sont susceptibles d'avoir une densité minérale osseuse, et donc une densité massique supérieure à la moyenne de la population ([Andreoli et al., 2001](#)) ;
- de même, le même pourcentage de volume de tissus adipeux sur le volume total est pris pour l'ensemble des sujets. Si pour une même population de sportifs de haut-niveau cette hypothèse est acceptable, la généralisation d'un tel modèle à des personnes d'âge, sexe, activité physique ou d'indice de masse grasse différents apparaît difficile sans personnalisation de ce pourcentage volumique de tissus adipeux. Ce volume de tissus adipeux pourrait cependant être estimé par différentes techniques, comme l'échographie ou encore l'impédancemétrie⁴ ([Jaffrin, 2009](#)) ;
- l'utilisation d'un modèle générique pour les os ne permet pas de prendre en compte la variabilité inter-individuelle sur la forme des structures osseuses. Le maillage générique étant mis à l'échelle pour correspondre aux marqueurs anatomiques du sujet, on peut supposer que l'erreur sur le volume et donc la masse de l'os est assez faible. En revanche, il apparaît difficile d'évaluer sans imagerie médicale si la forme de cet os peut entraîner des erreurs sur la position du centre de masse de l'os et son tenseur d'inertie ;
- comme pour l'étude précédente, la méthode de validation est globale et ne permet pas de savoir à quel niveau se situent les erreurs. Si le volume des membres inférieurs constituent 38% du volume corporel, l'ensemble abdomen plus thorax en représente en moyenne 33%, avec d'importantes dissymétries de répartition des masses, notamment pour le thorax. Cette différenciation des types de tissus nécessiterait donc d'être appliquée à l'ensemble des segments corporels.

4. L'impédancemétrie est utilisée pour déterminer la quantité de graisse corporelle en mesurant la résistance du corps à un courant alternatif, le tissu adipeux n'étant pas conducteur d'électricité.

2.5 Bilan : Propositions d'améliorations d'un modèle volumique différencié

Il est en effet nécessaire de développer un modèle de paramètres inertiels personnalisé et précis, notamment dans l'hypothèse d'une future application à des méthodologies d'analyse dynamique n'utilisant pas les plateformes de force. Plusieurs améliorations pourraient permettre d'avoir un accès rapide et non-irradiant à l'ensemble des paramètres inertiels des segments corporels :

— l'amélioration des volumes segmentaires

Un modèle générique d'enveloppe externe construit à partir d'acquisitions BodyScan™ et personnalisable à partir de vues de face et de profil (EOS ou photographies) est actuellement en cours de mise en place à l'institut de biomécanique humaine Georges Charpak (Nérot *et al.*, 2015). Ce modèle pourra permettre une meilleure estimation des volumes de l'ensemble des segments ainsi qu'une meilleure séparation de ces segments par des plans ou des surfaces de coupe.

— la différenciation des volumes de graisse et des autres tissus mous

Une seule densité a été considérée pour l'ensemble des tissus mous sans différencier le tissu adipeux périphérique du tissu musculaire. Cependant, il est possible de connaître l'épaisseur du tissu adipeux sous-cutané. Dubois (2014) a montré que la répartition de ce tissu sur la périphérie du membre inférieur est très semblable entre les sujets. Il serait donc possible d'estimer l'épaisseur du tissu adipeux à partir d'une simple mesure échographique à un endroit du membre inférieur. De même, le pourcentage de masse grasse estimé par impédancemétrie pourraient être relié à cette répartition de l'épaisseur de graisse sous-cutanée, et permettre ainsi une mesure rapide et non-invasive pour préciser le modèle inertiel.

— l'amélioration du modèle de thorax

Chez les 12 sujets, le thorax représente en moyenne 20% du volume corporel et est composé à la fois d'os, de tissus mous (muscle et graisse) et des poumons très peu denses. Un volume moyen de la cage thoracique peut être défini par rapport aux marqueurs SUP (manubrium sternum), XYP (processus xiphoïde), C7 et T12 (ou une autre vertèbre thoracique) qui sont directement placés sur des zones dépourvues de muscle et pauvres en graisse (Amabile *et al.*, 2015). Ainsi le volume compris entre cette cage thoracique et l'enveloppe externe pourrait être considéré comme composé de tissus mous (muscle + tissus adipeux sous-cutané). La prise en compte de cette asymétrie des masses dans des segments volumineux comme le thorax ou l'abdomen pourrait permettre d'améliorer la précision du modèle dans son ensemble.

Il est difficile de connaître la densité osseuse sans faire intervenir de technique irradiante, car elle est une fonction complexe de l'âge, du sexe, de l'alimentation et de l'activité physique. Cependant, en disposant d'une bonne précision à la fois du volume de l'ensemble des segments et de la densité des tissus mous et des poumons, il serait possible de considérer que l'erreur de masse résiduelle est due à une plus grande densité du squelette. Ainsi, il semble théoriquement possible d'estimer la densité osseuse générale du corps à partir simplement de photographies face et profil et d'une pesée sur balance à impédancemétrie.

Troisième partie

Analyse dynamique de la performance
en kungfu wushu

Sommaire

1	Introduction	114
1.1	« Sauteurs ressorts » vs. « sauteurs en puissance »	114
1.2	Sauter haut et tourner vite	116
1.3	Cahier des charges	116
2	Conception et réalisation de la salle d'analyse du mouvement	116
3	Sujets	117
3.1	Données anthropométriques	117
3.2	Entraînement et niveau de compétition	117
3.3	Questionnaire	117
4	Chronologie du protocole expérimental	119
4.1	Échauffement	119
4.2	Acquisition statique et détermination des centres et amplitudes articulaires	119
4.2.1	Acquisition statique	121
4.2.2	Centres articulaires	121
4.2.3	Amplitudes articulaires de la cheville	121
4.3	Acquisitions dynamiques	122
4.3.1	Sauts standardisés	123
4.3.2	Sauts « éducatifs »	125
4.3.3	Sauts acrobatiques	126
4.4	Élastographie	127
5	Traitement des données	128
6	Bilan : Intérêt du protocole et exploitation des données	130

1 Introduction

Le wushu taolu, plus connu en occident sous le nom de kungfu, est la forme moderne et sportive des arts martiaux chinois. La pratique en compétition consiste à effectuer un enchaînement (*taolu*) composé de techniques martiales et de mouvements acrobatiques (*nandu*). Ces mouvements acrobatiques demandent le plus souvent la réalisation d'un coup de pied, suivi d'une rotation dans le plan transverse. Le niveau de difficulté le plus élevé pour ces acrobaties dans le règlement de l'*International Wushu Federation* (IWUF) demande la réalisation de deux révolutions complètes (720°) (annexe G).

Au cours des dernières années, ces mouvements acrobatiques sont devenus un critère prédominant de la performance au niveau international, et le travail de ces sauts constitue donc une part importante de l'entraînement à haut-niveau. Cette modification récente des règlements, et la quasi-absence d'analyse biomécanique de la performance lors de ces mouvements (Wu, 2007), fait que la technique adoptée par l'athlète est souvent choisie de façon empirique, même à haut-niveau. En effet, la technique est acquise par essai-erreur, et dépend majoritairement de la sensation de l'athlète ou de l'impression de son entraîneur (Falk, 1989). La qualité esthétique générale est même plus souvent recherchée que la performance pure en termes de hauteur et de rotation.

Concernant les blessures du membre inférieur, elles surviennent majoritairement à l'entraînement et au cours de la réalisation de ces acrobaties, chez les athlètes professionnels en Chine (Er-ping, 2005; Bing, 2008; Yijie, 2010). Bien que ce sport ne soit pas professionnalisé en France, la compétitivité internationale impose le travail de ces mouvements acrobatiques, avec un volume d'entraînement beaucoup plus faible, tout au long de la carrière sportive. Le geste étant acquis traditionnellement par la répétition, il est probable que la technique soit moins aboutie chez des athlètes non professionnels. Ces athlètes seront donc plus susceptibles d'utiliser des techniques « pathomécaniques »¹, qui vont influencer directement sur l'efficacité du mouvement ou le risque de blessures.

Du point de vue des entraîneurs, les spécificités des acrobaties en wushu tiennent en deux apparentes contradictions, liées au fait que ces acrobaties sont effectuées sur un sol rigide :

1. sauter le plus haut possible tout en possédant une grande souplesse articulaire des chevilles ;
2. sauter haut tout en tournant vite autour de l'axe vertical.

1.1 « Sauteurs ressorts » vs. « sauteurs en puissance »

Contrairement aux acrobaties propres à la gymnastique, pour lesquelles l'impulsion se fait sur un praticable, le sol réglementaire pour les compétitions de wushu n'est pas rebondissant. La détente verticale a donc un rôle primordial dans la performance à haut-niveau. Sur le terrain, les entraîneurs différencient souvent deux types de sauteurs : les « sauteurs ressorts » et les « sauteurs en puissance »². Ces deux stratégies sont aussi parfois appelées respectivement « sauteurs mollets » et « sauteurs cuisses » (Wu, 2007). Certains entraîneurs rapportent une plus grande facilité à sauter chez les sauteurs ressort mais une plus petite amplitude articulaire, comparés aux sauteurs en puissance, notamment au niveau de la cheville. Ce dernier point peut être préjudiciable en compétition, car de nombreuses positions basses, imposées dans le règlement international, requièrent d'avoir les talons en contact avec le sol (figure 6.1).

Comme dans la plupart des sports, les sauts acrobatiques en wushu sont réalisés avec un élan préalable, suivi lors de la phase d'appui d'une phase excentrique et d'une phase concentrique. Les appuis correspondent donc à un *Stretch-Shortening Cycle* (SSC). Il a été vu chapitre 1 que le SSC implique différents paramètres, qui peuvent être :

1. Caractéristiques mécaniques du mouvement qui diminuent la performance d'un geste sportif donné et/ou entraînent une sur-sollicitation d'une des structures du système musculo-squelettique, conduisant à des blessures traumatiques ou chroniques.

2. Pour faciliter la lecture, les guillemets encadrant ces deux expressions ne seront plus présentes dans la suite du document.



FIGURE 6.1. Position *pubu* (« pas rasant ») imposée dans le règlement international de l'IWUF.

- la puissance développée par le raccourcissement des fibres musculaires ;
- le recrutement des unités motrices et la coordination musculaire par le système nerveux ;
- le processus de stockage et récupération d'énergie élastique dans les différentes structures du système musculo-squelettique.

La facilité à sauter, caractéristique des sauteurs ressorts, pourrait donc s'expliquer par une meilleure utilisation de l'énergie élastique et/ou une meilleure coordination. Pour isoler la part de la performance due à la puissance de contraction des muscles, et ainsi mesurer la capacité des athlètes à bénéficier de la phase excentrique, il est possible de comparer la performance en squat jump et celle atteinte lors d'un saut de type SSC, en quantifiant la *Pre-Stretch Augmentation* (PSA) (Kubo *et al.*, 2007b) (chapitre 1.3). Les caractéristiques de ces types de sauteurs pourraient aussi s'exprimer par des propriétés mécaniques différentes du corps musculaire des gastocnémiens, et/ou du tendon d'Achille (Fouré *et al.*, 2011).

Plusieurs questions demeurent pour l'entraîneur comme pour le biomécanicien :

1. Peut-on différencier objectivement les types de sauteurs par une mesure simple, utilisable sur le terrain ?
2. Existe-t-il des différences entre les types de sauteurs au niveau des amplitudes articulaires de la cheville et des propriétés mécaniques du tendon d'Achille et du corps musculaire des muscles de la jambe ?
3. Les deux stratégies apparentes présentent-elles des différences en termes d'utilisation de l'énergie élastique et/ou de coordination ?
4. Les différents types de sauteurs présentent-ils les mêmes risques de blessures du membre inférieur ?

1.2 Sauter haut et tourner vite

Les acrobaties en wushu impliquent donc des rotations importantes du corps entier dans le plan transverse. La rotation effectuée par l'athlète en compétition est validée par les juges en se basant sur la ligne entre les pieds à l'impulsion, et la ligne entre les pieds à la réception.

Cette rotation peut être vue comme la conséquence de deux principaux paramètres : le temps de vol de l'athlète et sa vitesse de rotation moyenne dans le plan transverse. Ces deux paramètres sont souvent vus comme contradictoires par les entraîneurs, qui distinguent les athlètes qui « montent » de ceux qui « tournent ». Ces deux paramètres sont principalement dépendants de la phase d'appui, par la création, à la fois, d'une quantité de mouvement verticale maximale, et d'un moment cinétique maximal selon l'axe vertical. Il est probable que la contradiction vue par les entraîneurs provienne d'une difficulté à réaliser ces deux actions de manière simultanée au cours de la phase d'appui.

Il est aussi nécessaire de réaliser ces deux actions dans un temps très court, ce qui correspond à une tâche motrice complexe. Il est donc probable que les athlètes développent des facteurs « pathomécaniques », les empêchant de réaliser le mouvement demandé de façon optimale. Les deux questions qui se posent alors sont :

1. Est-il possible d'identifier des facteurs « pathomécaniques » chez les athlètes, par la mesure directe de leur performance ?
2. Existe-t-il une réelle contradiction biomécanique dans la création simultanée de quantité de mouvement verticale et de moment cinétique selon ce même axe vertical au cours de l'appui ?

1.3 Cahier des charges

Après une série de pré-tests réalisés à l'Institut National du Sport, de l'Expertise et de la Performance (INSEP), il a été choisi de mettre en place un protocole pour l'analyse biomécanique de l'appui de saut chez les athlètes de haut-niveau en kungfu wushu au sein de l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak. Afin de répondre aux diverses questions énumérées précédemment, les objectifs de ce protocole étaient les suivants :

- mesurer la cinématique des segments du corps et la dynamique des articulations du membre inférieur (cheville, genou, hanche) au cours de différents sauts standardisés et spécifiques du wushu, chez des athlètes de haut-niveau, membres du collectif France. Le protocole devait à la fois prendre en compte les biais potentiels pouvant affecter la précision de ces mesures et assurer une bonne personnalisation du modèle inertiel, de manière à garantir, notamment, une bonne précision des calculs de quantités de mouvement et de moments cinétiques ;
- mesurer des propriétés mécaniques spécifiques chez les athlètes, telles que les amplitudes extrêmes de la cheville en dorsiflexion et inversion du pied, et l'élasticité des corps musculaires de muscles de la jambe et du tendon d'Achille ;
- obtenir des renseignements sur les habitudes d'entraînement et l'historique des blessures des athlètes.

2 Conception et réalisation de la salle d'analyse du mouvement

La salle d'analyse du mouvement au sein des nouveaux locaux de l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak ne disposait pas, à l'origine, d'emplacement prévu pour les plateformes de forces, et les mesures de dynamique inverse de sauts avec appui bipodal nécessitaient au moins 2 plateformes juxtaposées. Afin de permettre les prises d'élan avant les sauts, il fallait que ces plateformes affleurent. Plutôt que de les encastrer, il a été décidé de surélever le sol.

Pour constituer un parquet, il a été choisi d'utiliser des palettes en plastique pouvant supporter une charge de 1600 kg en statique et de 700 kg en dynamique. Ces palettes ont été vissées au sol et des planches de bois aggloméré de 12 mm d'épaisseur ont été placées de façon à répartir la charge entre les palettes. Une surface de 4 x 2 mètres, permettant un positionnement modulable des plateformes de forces en fonction des différents protocoles, a été laissée indépendante du reste du parquet, au centre de la salle. Après fixation des plateformes dans la position souhaitée, leur surface arrivant à la même hauteur que le parquet, les espaces vides ont été complétés par des planches indépendantes fixées au sol.

Une moquette fine a été placée sur l'ensemble de la surface de la salle (et découpée sur les bords des plateformes), de manière à reproduire le type de surface utilisé en compétition en wushu. La composition de cette surface est similaire à la composition de la surface règlementaire de l'IWUF, faite de bois et de plastique souple. Les différentes étapes de la mise en place de la salle d'analyse de mouvement font l'objet de l'annexe C.

3 Sujets

Douze athlètes membres du collectif France sénior de *kungfu wushu* ont accepté de participer à ce protocole. Tous ont lu la note d'information et signé le formulaire de consentement éclairé, ces documents ayant été approuvés par le comité de protection des personnes Ile-de-France X (annexe H).

3.1 Données anthropométriques

La population était homogène en terme d'âge (27 ± 3 ans), de taille (174 ± 5 cm) et de masse ($75,2 \pm 5,0$ Kg). Les caractéristiques des douze sujets sont répertoriées dans le tableau 6.1.

3.2 Entraînement et niveau de compétition

Les sujets étaient cependant plus hétérogènes sur l'expérience d'entraînement, aussi bien en nombre d'années de pratique (12 ± 7 ans ; min - max : 3 - 31 ans), qu'en nombre d'heures d'entraînement hebdomadaires (13 ± 7 heures/semaine ; min - max : 4 - 25 heures). Le niveau de compétition (international/national) des athlètes a été déterminé suivant leur sélection ou non en équipe de France pour des compétitions internationales officielles (Championnats d'Europe et/ou Championnats du Monde).

Il était demandé aux sujets de ne pas participer à des entraînements intenses dans les 48 heures précédant les mesures.

3.3 Questionnaire

Un questionnaire était fourni aux athlètes, afin d'obtenir des informations :

- générales : date de naissance, taille, poids de forme ;
- sur l'expérience de l'entraînement : nombre d'années de pratique, nombre éventuel d'années d'arrêt, nombre d'heures d'entraînement par semaine, niveau de compétition ;
- sur l'historique des blessures du membre inférieur : nombre de lésions traumatiques au niveau des chevilles droite et gauche, blessures musculaires et articulaires du membre inférieur.

TABLEAU 6.1. Données des sujets.

Sujet	Âge	Masse	Taille	Années d'entraînement	Heures d'entraînement par semaine	Niveau de compétition
1	22	78,1	174	8	15	National
2	29	76,7	178	13	8	International
3	27	69,5	169	11	16	National
4	28	74,8	177	14	13	International
5	25	77,4	177	11	16	International
6	34	67,2	167	31	25	International
7	27	73,7	172	15	8	International
8	27	76,2	175	6	9	National
9	27	68,8	173	5	4	National
10	23	76,9	175	17	10	International
11	24	77,6	170	3	12	National
12	30	85,5	184	7	25	National
moyenne	27 ± 3	75,2 ± 5,0	174 ± 5	12 ± 7	13 ± 7	



FIGURE 6.2. Étirement du triceps sural par cycles de contraction-étirement.

4 Chronologie du protocole expérimental

Toutes les acquisitions cinématiques étaient réalisées avec un système optoélectronique Vicon à 13 caméras (Oxford Metrics, Oxford, UK), avec une fréquence d'échantillonnage à 300 Hz. Les torseurs des actions mécaniques du sol sur les pieds étaient mesurés par deux plateformes de forces AMTI (Advanced Mechanical Technology, Inc., Watertown, USA), avec une fréquence de 900 Hz, ré-échantillonnée à 300 Hz pour la synchronisation avec les données cinématiques. Pour chaque sujet, l'intégralité du protocole durait environ 1h30.

4.1 Échauffement

Les athlètes réalisaient un programme d'échauffement sur tapis de course, d'une durée de 10 minutes et à intensité croissante. Après cet échauffement, 10 minutes étaient laissées à l'athlète pour les assouplissements des différents groupes musculaires sollicités lors des sauts demandés, à l'exception du triceps sural qui faisait l'objet d'un étirement standardisé :

- 10 cycles de contraction-étirements du triceps sural, genou tendu (figure 6.2) ;
- 10 secondes d'étirement passif de la cheville en flexion, genou tendu.

4.2 Acquisition statique et détermination des centres et amplitudes articulaires

Marqueurs anatomiques et clusters

La position des différents marqueurs utilisés est présentée dans la figure 6.3. Quarante-deux marqueurs réfléchissants isolés étaient positionnés sur des points anatomiques (Wu *et al.*, 2002), à l'aide de ruban adhésif double-face. Certains de ces marqueurs, conservés lors des acquisitions dynamiques (en rouge sur la figure 6.3), étaient renforcés avec du strapping pour éviter leur chute lors des fortes accélérations segmentaires.

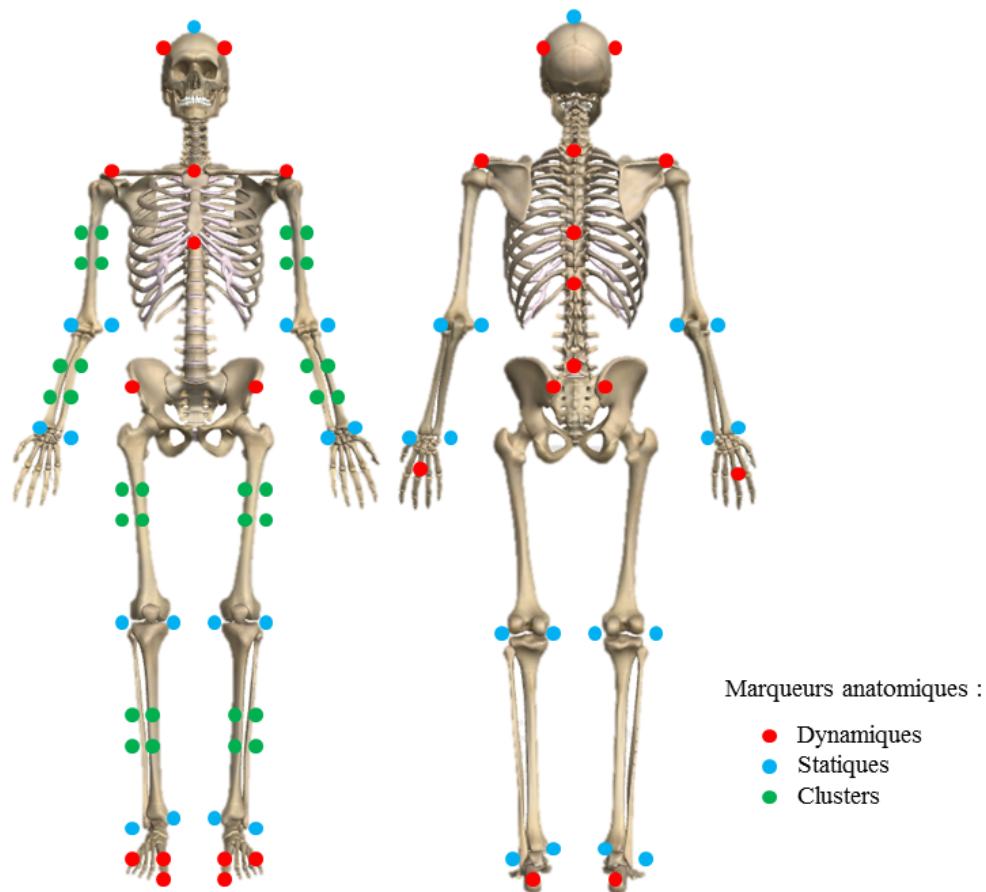


FIGURE 6.3. Positions des marqueurs anatomiques et des clusters pendant la statique.

De façon à pouvoir retirer les marqueurs statiques présents sur les membres lors des acquisitions dynamiques (radius, ulna, épicondyles, condyles fémoraux et malléoles, en bleu sur la figure 6.3), 8 clusters rigides (ou ancillaires) étaient strappés sur les membres du sujet. Ces clusters sont utilisés pour retrouver les points anatomiques segmentaires lors des phases dynamiques, à l'aide d'un repère auxiliaire du segment construit à partir d'au moins 3 des marqueurs du cluster (chapitre 3).

Ces clusters étaient composés de 4 marqueurs réfléchissants, en vert sur la figure 6.3. Les clusters jambes, en PVC incurvé pour réduire la gêne du sujet lors des mouvements, étaient fixés sur la face médiale antérieure du tibia, pour limiter les mouvements de tissus mous. Les clusters cuisses, en contreplaqué plan, étaient positionnés sur la partie latérale postérieure de la cuisse, pour limiter les mouvements dus à la contraction du quadriceps. Les clusters bras et avant-bras étaient respectivement de formes planes et incurvées. Tous les clusters étaient positionnés à mi-distance entre les extrémités distale et proximale de leur segment respectif, comme présenté dans la figure 6.4.

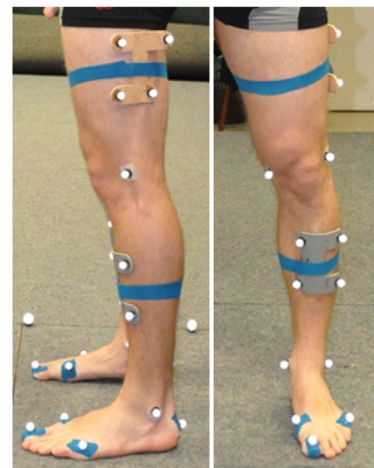


FIGURE 6.4. Clusters jambe et cuisse.

4.2.1 Acquisition statique

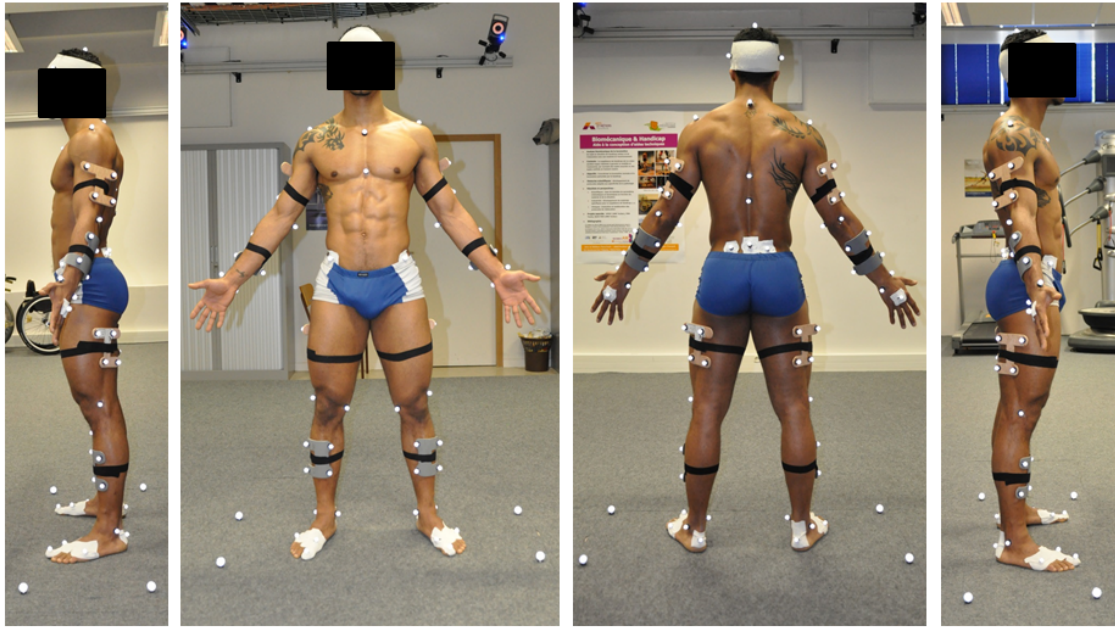


FIGURE 6.5. Procédure d'acquisition statique.

Une acquisition statique des marqueurs de 3 secondes était effectuée en position anatomique debout statique, les deux pieds sur une des deux plateformes de force, suivie immédiatement de 4 photographies du sujet dans cette même position (profil droit, face, profil gauche et dos). La procédure d'acquisition statique est présentée dans la figure 6.5. Les 4 marqueurs placés au sol, le marqueur au sommet du crâne et les photographies étaient utilisés pour la personnalisation du modèle volumique détaillé dans le chapitre 5.

4.2.2 Centres articulaires

Après avoir retiré les marqueurs au sol et le marqueur du sommet du crâne, des mouvements de circumduction étaient réalisés selon les préconisations de [Camomilla et al. \(2009\)](#), en réalisant des mouvements en étoile d'élévation de l'ensemble de la jambe, les mains placées au niveau des côtes flottantes, la jambe tendue et le quadriceps contracté.

4.2.3 Amplitudes articulaires de la cheville

Une partie de ce travail concernant l'analyse biomécanique du comportement de la cheville, différentes amplitudes articulaires ont été mesurées.

Amplitude de mouvement en actif, sans charge

L'athlète réalisait un test d'amplitude du mouvement en actif volontaire consistant en un enchaînement de mouvements, le pied sans contact avec le sol, et en appui monopodal controlatéral : flexion dorsale maximale, flexion plantaire maximale, éversion du pied maximale, inversion du pied maximale et mouvements circulaires horaire et anti-horaire.

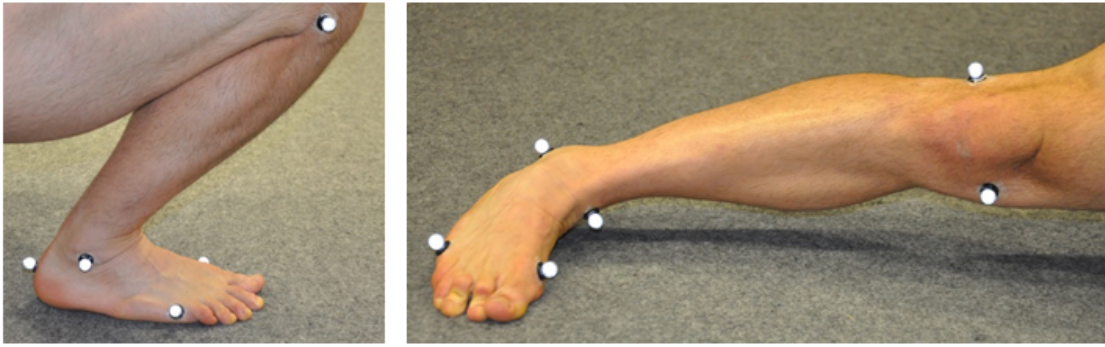


FIGURE 6.6. Tests de dorsiflexion et d'inversion du pied (*varus*) maximales.

Dorsiflexion passive maximale

Le sujet avait pour consigne de placer son pied sur une des plateformes de forces, de maximiser son angle de dorsiflexion, genou fléchi, en s'aidant de son poids du corps, et tout en maintenant le talon en contact avec le sol³. Ce test était proche du *lunge test* proposé par Jones *et al.* (2005), mais l'angle de flexion du genou était plus important, et la mesure angulaire réalisée par le système optoélectronique.

Inversion du pied maximale

Le sujet avait pour consigne de placer son pied sur une des plateformes de forces à 90° par rapport à l'axe principal de la plateforme, et d'augmenter l'angle d'inversion du pied tout en conservant l'axe de son tibia parallèle à l'axe principal de la plateforme.

4.3 Acquisitions dynamiques

Le sujet réalisait ensuite les mouvements de saut équipé de 26 marqueurs isolés et de 8 ancillaires rigides.

L'athlète réalisait d'abord 3 types de sauts standardisés utilisés dans la littérature (Squat Jump, Counter-Movement Jump et Drop Jump), dans 3 situations (appui bipodal, appui unipodal droit et appui unipodal gauche). Ensuite, 5 types de sauts pratiqués en routine au cours des échauffements en wushu comme mouvements « éducatifs » des sauts acrobatiques étaient réalisés : détente maximale avec élan en appui bipodal (MJ) et unipodal (MJD & MJG) et des sauts avec rotation maximale dans le sens horaire et anti-horaire (RJH & RJA). Pour chacun de ces mouvements, 3 répétitions valides devaient être réalisées. Enfin, 2 mouvements acrobatiques spécifiques de la discipline : *Teng Kong Bai Lian* (TKBL) et *Xuan Feng Jiao* (XFJ) étaient exécutés. 8 répétitions valides de chacun de ces mouvements devaient être réalisées. Chaque mouvement pouvait être testé par les athlètes avant les acquisitions.

Ce protocole demandait ainsi la réalisation de 58 sauts valides. Les sujets effectuaient en moyenne 10 sauts supplémentaires sur l'ensemble des mesures, comme tests ou pour des raisons de non-validité de leurs essais. Le nombre total de sauts était toujours inférieur à ce qui est pratiqué en routine à l'entraînement, et des temps de récupération longs étaient permis à l'athlète, de manière à ne pas faire intervenir la fatigue sur la performance.

De manière générale, les essais étaient considérés comme non-valides :

- si les consignes n'étaient pas respectées ;
- si l'athlète n'était pas satisfait de son mouvement ;
- pour les mouvements standardisés, si l'athlète s'aidait de ses bras ;

3. Ce test diffère donc légèrement de la notion clinique habituelle de dorsiflexion maximale passive.

- pour les appuis bipodaux, si chaque pied n'était pas entièrement sur une seule plateforme pendant l'appui ;
- pour les appuis unipodaux, si le pied d'appui n'était pas entièrement sur une seule plateforme ou si le pied controlatéral touchait le sol pendant l'appui.

Si les tests de détente verticale bipodaux sont couramment utilisés dans la littérature, les test unipodaux sont moins fréquents, du fait de leur difficulté de réalisation et du biais potentiel dû au mouvement du membre inférieur controlatéral. À l'instar de nombreux sports, les appuis des sauts acrobatiques en wushu sont souvent réalisés en appui unipodal. Il a donc semblé important d'étudier le comportement des articulations de la cheville, du genou et de la hanche en appui unipodal pour des mouvements standardisés.

Suit un descriptif des différents mouvements effectués par les athlètes et des consignes données aux athlètes pour la réalisation de ces mouvements. Des chronophotographies des différents mouvements sont aussi présentées.

4.3.1 Sauts standardisés

Squat Jump (SJ, SJD, SJG)

Le SJ consiste en un saut maximal, partant de la position de squat. Il est considéré que toute l'énergie élastique stockée pendant la phase excentrique préalable a été dissipée dans le délai entre la fin de la phase excentrique (correspondant à la mise en position de squat) et le début de la phase concentrique. Ce mouvement purement concentrique permet donc d'évaluer la puissance due à la contraction volontaire des tissus musculaires lors de l'appui du saut, c'est-à-dire sans utilisation, ni d'énergie élastique stockée préalablement, ni de contraction réflexe (Cavagna *et al.*, 1968).

Pour le SJ bipodal, les consignes pour l'athlète étaient de sauter le plus haut possible depuis la position de départ, sans descente du centre de gravité. Au départ, chaque pied devait être placé à plat sur une seule plateforme de forces, les genoux fléchis à 90° et les mains placées sur les côtes flottantes.

Pour le SJ unipodal (droit et gauche), les consignes étaient similaires à celles du SJ bipodal, mais avec le pied d'appui entièrement sur une seule plateforme et le pied controlatéral sans contact avec le sol. Le squat jump bipodal et le squat jump unipodal sont décrits dans la figure 6.7.

Counter-Movement Jump (CMJ, CMJD, CMJG)

Le CMJ consiste en un saut maximal, en partant de la position debout genoux tendus et pieds à plat sur le sol, les mains sur les côtes flottantes. Le sujet doit donc d'abord abaisser son centre de masse lors d'une phase excentrique, puis l'élever lors de la phase concentrique.

Pour le CMJ bipodal, les consignes pour l'athlète étaient de sauter le plus haut possible depuis la position de départ, avec descente puis montée du centre de gravité. Au départ, chaque pied devait être placé à plat sur une seule plateforme, en position debout et les mains placées sur les côtes flottantes.

Pour le CMJ unipodal, les consignes étaient similaires à celles du CMJ bipodal, mais avec le pied d'appui entièrement sur une seule plateforme et le pied controlatéral sans contact avec le sol. Le counter-movement jump bipodal et le counter-movement jump unipodal sont décrits dans la figure 6.8.

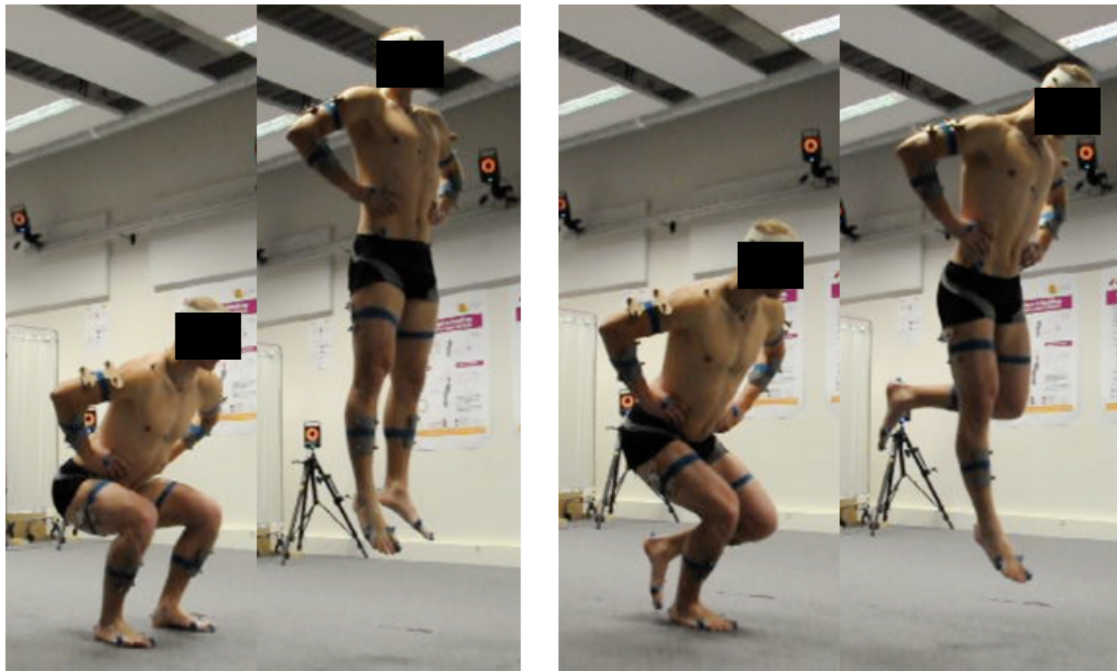


FIGURE 6.7. Squat jump bipodal (SJ) et unipodal droit (SJD).

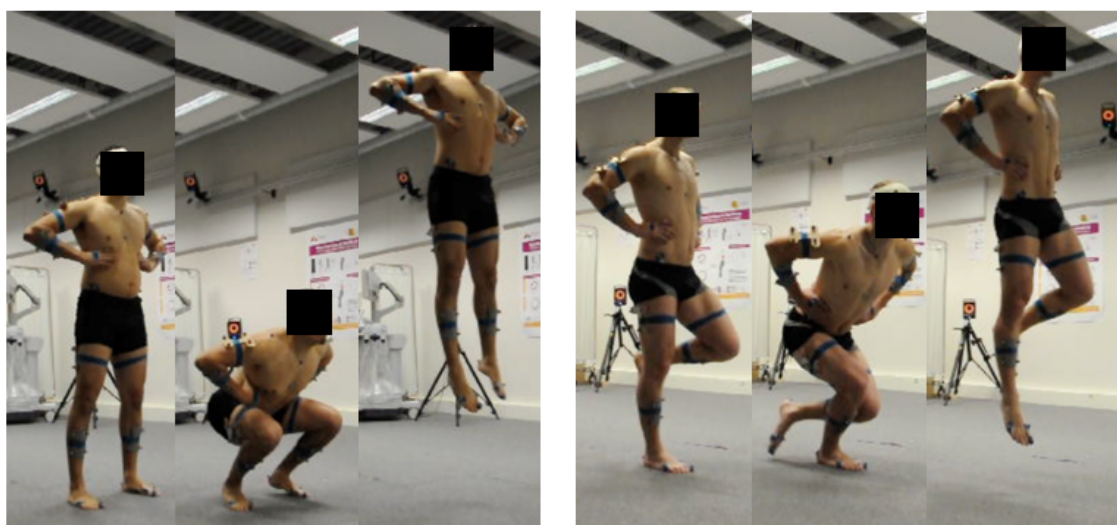


FIGURE 6.8. Counter-movement jump bipodal (CMJ) et unipodal droit (CMJD).

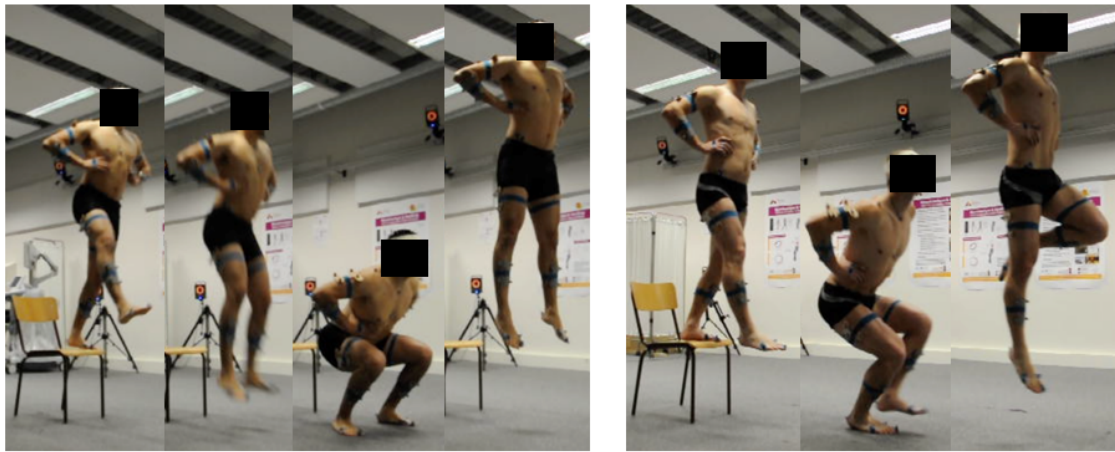


FIGURE 6.9. Drop jump bipodal (DJ) et unipodal droit (DJD).

Drop Jump (DJ, DJD, DJG)

Pour le DJ bipodal, les consignes pour l'athlète étaient de se positionner à une hauteur de 40 cm en position debout et les mains placées sur les côtes flottantes, d'effectuer un pas vers l'avant dans le vide pour descendre de cette hauteur, sans amortir la descente par une flexion importante du genou d'appui. Le contact des deux pieds avec le sol devait se faire simultanément et sur chacune des deux plateformes et l'athlète devait sauter le plus haut possible.

Pour le DJ unipodal (droit et gauche), les consignes étaient similaires au DJ bipodal, à l'exception du pas vers l'avant, qui devait impérativement se faire avec la jambe d'appui testée. Le drop jump bipodal et le drop jump unipodal sont décrits dans la figure 6.9.

4.3.2 Sauts « éducatifs »

Détente maximale avec élan (MJ, MJD, MJG)

L'ensemble des mouvements standardisés vus précédemment entraînant un mouvement non naturel des athlètes au niveau des membres supérieurs, le mouvement de détente maximale avec pas d'élan en appui bipodal et unipodal a été analysé, sans consigne particulière sur le mouvement des membres supérieurs.

Pour la détente maximale avec élan en appui bipodal, les consignes pour l'athlète étaient de sauter le plus haut possible en utilisant sa technique habituelle de saut bipodal.

Pour la détente maximale avec élan en appui unipodal, les consignes étaient similaires à celles de l'appui bipodal, mais l'athlète pouvait aussi utiliser le mouvement du membre inférieur controlatéral pour maximiser sa hauteur, à la seule condition de ne pas avoir de contact avec le sol. La détente maximale en appui bipodal et unipodal sont décrits dans la figure 6.10.

Saut avec rotation maximale horaire et anti-horaire (RJH, RJA)

Pour le saut avec rotation maximale, les consignes pour l'athlète étaient de sauter en effectuant une rotation maximale de l'ensemble du corps dans le plan transverse, en utilisant sa technique habituelle, sans consigne particulière sur le mouvement des membres supérieurs. Le saut avec rotation maximale est décrit dans la figure 6.11.

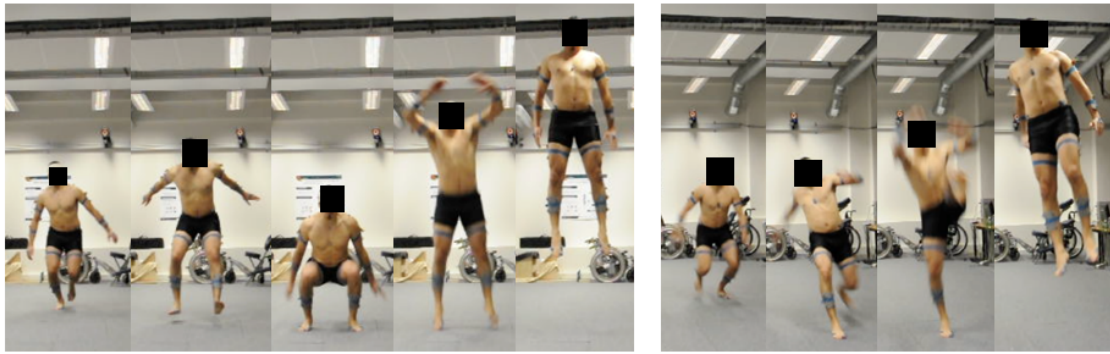


FIGURE 6.10. Détente maximale en appui bipodal (MJ) et en appui unipodal droit (MJD).

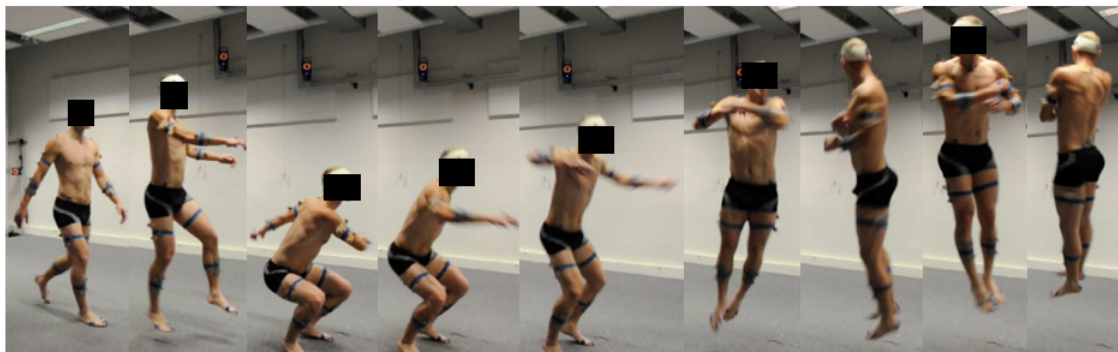


FIGURE 6.11. Saut avec rotation maximale (RJ).

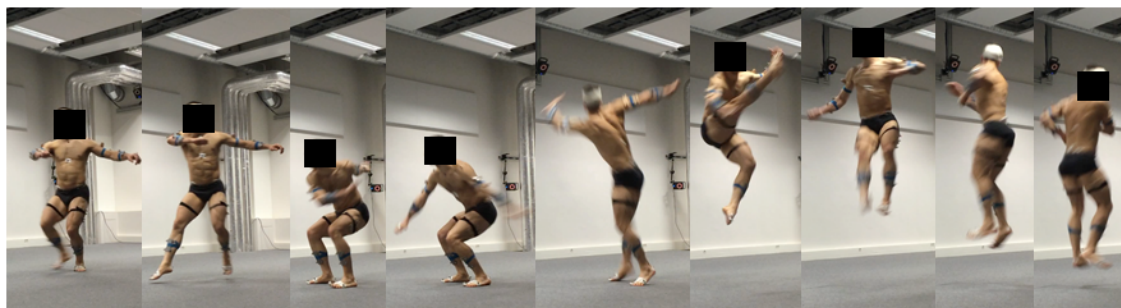


FIGURE 6.12. *Teng Kong Bai Lian* ou lotus volant (TKBL).

4.3.3 Sauts acrobatiques

Teng Kong Bai Lian ou lotus volant (TKBL)

Pour le mouvement *Teng Kong Bai Lian*, les consignes pour l'athlète étaient de réaliser l'acrobatie en utilisant sa technique habituelle. Le contact des deux pieds, à l'impulsion, devait se faire sur chacune des deux plateformes. Ce mouvement est décrit dans la figure 6.12.

Xuan Feng Jiao ou saut toubillon (XFJ)

Pour le mouvement *Xuan Feng Jiao*, les consignes pour l'athlète étaient de réaliser l'acrobatie en utilisant sa technique habituelle. Le contact du pied droit devait se faire, à l'impulsion, entièrement sur une des deux plateformes. Ce mouvement est décrit dans la figure 6.13.



FIGURE 6.13. *Xuan Feng Jiao* ou saut tourbillon (XFJ).

4.4 Élastographie

Les mesures élastographiques des gastrocnémiens médiaux et latéraux, du long fibulaire et du tendon d'Achille ont été réalisées à l'aide d'une machine échographique Aixplorer (Supersonic Imagine, Aix-en-Provence, France) à l'aide d'une sonde à 8 MHz. Une quantité importante de gel était placée entre la peau et la sonde pour limiter la pression de la sonde sur les tissus mesurés. Pour tous les sujets à l'exception d'un seul, le même opérateur a réalisé les mesures.

Le sujet avait pour consigne de se relâcher au maximum. Pour chaque structure étudiée, deux mesures de 10 secondes, correspondant à environ 10 mesures élastographiques, étaient réalisées par le même opérateur, avec déplacement de la sonde entre les deux mesures.

Gastrocnémiens

Les gastrocnémiens médiaux et latéraux des membres droit et gauche ont fait l'objet de mesures similaires à celles réalisées dans la thèse de [Dubois \(2014\)](#). Les athlètes étaient allongés sur une table sur le ventre, les genoux fléchis et les chevilles en flexion plantaire passive (figure 6.14 a). Les muscles étudiés étant pennés, il n'était pas possible de réaliser les mesures élastographiques parallèlement aux fibres musculaires. Les mesures étaient cependant effectuées dans le sens des fibres musculaires, la sonde placée au tiers proximal de la jambe, en s'assurant de l'absence de vaisseaux sanguins dans la zone de mesure.

Long fibulaire

Le long fibulaire est impliqué dans les mouvements d'éversion du pied et dans la stabilisation de la cheville dans le plan frontal. Les athlètes étaient allongés sur une table sur le dos, les genoux étendus et les chevilles libres (figure 6.14 b). La sonde était placée au tiers proximal de la jambe, à la réunion des deux chefs musculaires, en s'assurant de l'absence de vaisseaux sanguins dans la zone de mesure.

Tendon d'Achille

Les athlètes étaient allongés sur une table sur le dos, les genoux tendus et les pieds sortant de la table. Les mesures étaient effectuées parallèlement à la direction du tendon, la sonde placée au niveau du quart distal de la jambe (figure 6.14 c).

Les données élastographiques ont été traitées avec le logiciel Matlab (The MathWorks, Natick, USA), à partir des vidéos échographiques et élastographiques fournies par la machine d'élastographie. La région d'intérêt (ROI) était déterminée par l'opérateur, afin d'éviter les artefacts de mesure présents sur les bords de la fenêtre élastographique. Le détail de la procédure de traitement des données élastographiques fait l'objet d'un article de [Dubois et al. \(2015\)](#), actuellement en cours de publication. Pour chaque structure musculaire ou tendineuse analysée, 2 acquisitions d'environ 10 secondes ayant été réalisées, les valeurs calculées représentent une moyenne sur l'ensemble des valeurs intra- et inter-répétitions et entre les côtés droit et gauche.

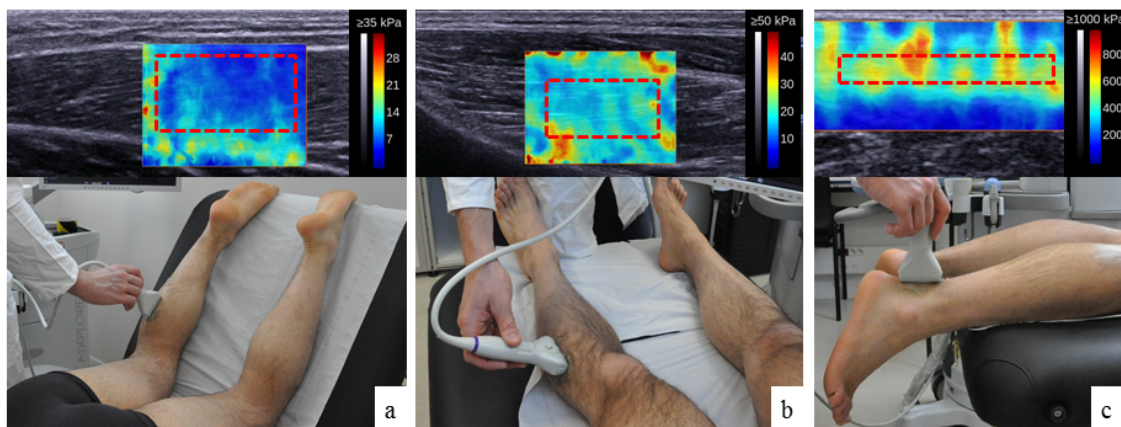


FIGURE 6.14. Positions du sujet pour les mesures élastographiques des gastrocnémiens (a), du long fibulaire (b) et du tendon d'Achille (c). Les rectangles en pointillés rouges correspondent à la zone d'intérêt (ROI) conservée pour les mesures d'élasticité.

5 Traitement des données

Labellisation des trajectoires des marqueurs

Les trajectoires de marqueurs ont été labellisées à l'aide du logiciel Vicon Nexus. Les méthodes de splines et de rigidification des segments incorporées dans le logiciel n'ont pas été utilisées, sauf pour les marqueurs de la tête au sommet de la phase de vol, dont la disparition ne permettait plus la détection des 3 marqueurs nécessaires à la reconstruction du repère tête.

L'ensemble des calculs étaient ensuite réalisés à l'aide du logiciel Matlab (The MathWorks, Natick, USA).

Positions des centres articulaires

Certains points anatomiques nécessaires à la construction des repères ont été calculés suivant des régressions (Reed *et al.*, 1999) :

- le centre articulaire lombaire (LJC) ;
- le centre articulaire thoracique (TJC) ;
- le centre articulaire cervical (CJC) ;
- les centres articulaires scapulaires (SJC).

La méthode fonctionnelle SCoRE a été utilisée pour la détermination de la position des centres articulaires des hanches dans le repère bassin (Ehrig *et al.*, 2006) à partir des mouvements de circumduction.

Modèle segmentaire et construction des repères

Un modèle à 18 segments a été choisi pour cette étude, avec avant-pieds, pieds, jambes, cuisses, bassin, abdomen, thorax, tête-cou, bras, avant-bras et mains.

Les matrices homogènes (Legnani *et al.*, 1996) correspondant aux différents repères des segments et des clusters ont été calculées lors de la statique. L'annexe D présente les méthodes de calcul des différents repères segmentaires.

Personnalisation du modèle inertiel

Les paramètres inertiels du sujet ont été personnalisés grâce à 3 photographies du sujet dans la position statique (face ou dos, profil droit et profil gauche) en utilisant la méthode

volumique personnalisée présentée dans le chapitre 5. Les densités de Dempster (1955) ont été utilisées pour calculer les masses et les tenseurs d'inertie des segments.

Centres articulaires au cours du mouvement

Les marqueurs anatomiques servant à la définition des repères segmentaires du membre inférieur ont été recalculés à partir des repères clusters selon la méthode des « centres articulaires moyens » présentée dans le chapitre 3. Pour les articulations des membres supérieurs, la position dans le repère proximal a été conservée.

Occlusion de marqueurs

Les problèmes d'occlusion de marqueurs ont été résolus par deux méthodes :

- l'assomption de rigidité pour les clusters, le thorax et la tête ;
- la méthode présentée dans la note technique du chapitre 3 était utilisée pour le segment bassin.

Si après ce traitement des trous persistaient dans les trajectoires, aucune interpolation n'était appliquée, de manière à ne pas introduire de biais supplémentaire à la mesure cinématique.

Filtrage adaptatif

Concernant le filtrage des trajectoires des marqueurs, il est apparu que l'utilisation d'un filtre classique (Butterworth, troncature de série de Fourier, etc...), dont l'hypothèse de base est que le contenu fréquentiel du signal est constant tout au long du mouvement, était difficilement envisageable pour l'étude des appuis de sauts, particulièrement dans le cas d'un élan préalable. En effet, ces mouvements sont composés d'une phase d'élan avec des fréquences faibles, suivie immédiatement d'une phase d'impact avec le sol avec des fréquences importantes, notamment en début d'appui, puis d'une phase aérienne avec de nouveau des fréquences plus faibles. Le filtre Butterworth adaptatif proposé par Erer (2007), dont les coefficients varient en fonction des deux premières dérivées de la trajectoire, est donc apparu comme une bonne solution pour le filtrage des données cinématiques.

Dérivation des matrices de position

Les matrices de positions ont été dérivées grâce à la méthode MDPC présentée dans le chapitre 4.

Formalisme de dynamique inverse

Pour tous les calculs le formalisme des matrices homogènes a été appliqué (Legnani *et al.*, 1996; Doriot, 2001).

Phase d'appui et normalisation temporelle

Les cycles d'appui ont été déterminés de manière automatique, individuellement pour chacun des pieds :

- pour le squat jump, après analyse de la trajectoire du centre de masse, le début du cycle d'appui a été défini lorsque celui-ci s'élevait de plus de 2 cm. La fin du cycle correspondait à la fin du contact entre le pied et la plateforme de forces ;
- pour le counter-movement jump, le début du cycle a été défini à l'instant où le centre de masse s'abaissait de plus de 2 cm. La fin du cycle correspondait à la fin du contact entre le pied et la plateforme de forces ;

- pour les autres types de saut (DJ, MJ, RJ, XFJ et TKBL), le début et la fin du cycle correspondaient à la première et la dernière frame où l'effort mesuré par la plateforme était supérieur à 15 N, pour éviter de prendre en compte les artefacts de mesure des plateformes.

Pour les analyses de dynamique inverse (moment, puissance, raideur), seules les données pendant le cycle d'appui étaient conservées, et normalisées temporellement de façon à exprimer ces variables entre 0 et 100% de la durée de l'appui.

Cinématique angulaire

Pour des questions d'interprétation dans les domaines de l'entraînement sportif et de la médecine, la cinématique angulaire a été calculée avec les angles de Cardan (chapitre 2), en utilisant la séquence d'axes mobiles $\vec{y} - \vec{x} - \vec{z}$, du segment distal vers le segment proximal (annexe E). Bien que cette séquence soit la réciproque de celle préconisée par l'ISB, le fait de considérer l'orientation du repère distal par rapport au repère proximal, au lieu de l'orientation du repère proximal par rapport au repère distal recommandée par l'ISB, revient à un calcul équivalent des trois angles articulaires, aux signes près. Les données angulaires pourront donc aisément être comparées à celles de la littérature.

Moments articulaires

Les conventions de signe pour les moments articulaires sont présentées dans l'annexe E. Ces moments articulaires sont exprimés selon les axes du repère segmentaire proximal. Le moment correspondant à la réaction d'une articulation (par exemple la cheville ou le genou) contre un moment extérieur en *varus* sera nommé « moment de réaction articulaire en *valgus* ».

6 Bilan : Intérêt du protocole et exploitation des données

Le protocole ainsi mis en place pour l'analyse de l'appui en kungfu wushu associe, aux méthodes classiquement utilisées dans la littérature, les adaptations présentées dans les chapitres précédents. Ces adaptations concernent aussi bien des méthodes pratiques telle que l'utilisation de clusters pour l'acquisition de la cinématique des membres (chapitre 3), que l'amélioration de la précision des torseurs dynamiques des segments lors de mouvements à fortes accélérations (chapitres 4 et 5).

Les données acquises à l'aide de ce protocole seront présentées dans les chapitres suivant, avec la comparaison de deux stratégies de saut chez les athlètes (chapitre 7) et l'analyse de création de rotation lors de l'appui (chapitre 8).

CHAPITRE 7

SAUTEURS RESSORT VS. SAUTEURS EN PUISSANCE : RÔLE DE LA CHEVILLE DANS LA PERFORMANCE ET RISQUE DE BLESSURES

Sommaire

1	Introduction	132
1.1	Énergie élastique	132
1.2	Coordination inter-articulaire	132
1.3	Risque de blessures	133
2	Méthodes calculatoires	133
2.1	Performance, effet pliométrique et distinctions des types de sauteurs	134
2.2	Quasi-raideur de la cheville au cours de la phase concentrique du drop jump	134
2.3	Coordination inter-articulaire et travail des articulations au cours du drop jump	134
2.4	Estimation du risque de blessures sur l'ensemble des sauts	134
3	Résultats	135
3.1	Performance et effet pliométrique	135
3.2	Caractéristiques des athlètes	135
3.3	Phase concentrique du drop jump bipodal	135
3.3.1	Évolution de la quasi-raideur de la cheville	135
3.3.2	Coordination et travail relatif des articulations	135
3.4	Étude de l'ensemble des sauts réalisés	135
3.4.1	Pics de moments articulaires	135
3.4.2	Pics de puissance et travail	138
3.5	Questionnaire	138
3.5.1	Bilan des blessures	138
3.5.2	Habitudes d'entraînement	138
4	Discussion	141
4.1	Mesure de l'élasticité musculaire et tendineuse	141
4.2	Drop jump bipodal	142
4.3	Ensemble des sauts	143
5	Bilan : Conseils pour l'optimisation de l'entraînement et la prévention des blessures	147

1 Introduction

Les entraîneurs de wushu décrivent deux types d'athlètes : les sauteurs « ressorts », qui sautent avec facilité, et les sauteurs « en puissance », qui peuvent sauter à des hauteurs équivalentes, mais qui doivent fournir pour cela un effort musculaire important. Il a été vu dans le chapitre précédent que la capacité à bénéficier de la phase excentrique semble être ce qui différencie les sauteurs ressorts des sauteurs en puissance.

De nombreux auteurs se sont intéressés à cette habileté motrice, par l'intermédiaire de sauts standardisés mettant en jeu, ou non, cet effet pliométrique. Certains d'entre eux ont utilisé un index, la *Pre-Stretch Augmentation* (PSA), qui correspond au gain de performance lors d'un mouvement de type pliométrique - *Stretch-Shortening Cycle* (SSC) - par rapport à un mouvement purement concentrique (Walshe *et al.*, 1996; Kubo *et al.*, 2007b). Une PSA élevée correspond donc à un bénéfice important de la phase excentrique sur la performance.

La performance pour les deux sauts correspond ici à une distance. En effet, cette hauteur est recherchée par l'athlète car elle est directement liée au temps de vol, qui est évalué positivement dans le règlement international de l'*International Wushu Federation* (IWUF). La PSA ainsi définie peut ainsi constituer un paramètre pour distinguer les sauteurs ressorts (PSA élevée) des sauteurs en puissance (PSA faible).

Cependant, la simple mesure de la PSA ne permet pas d'isoler la part de la performance due à l'utilisation de l'énergie élastique de celle due à une meilleure stimulation du système nerveux, et donc une meilleure coordination. De plus, les types distincts de sauteurs ne présentent pas forcément les mêmes risques de blessures au niveau du membre inférieur.

1.1 Énergie élastique

Il a été vu dans le chapitre 1.3 que l'utilisation de l'énergie élastique était difficile à analyser au cours du mouvement, car il est impossible de connaître, *via* la mesure du moment articulaire, la part de ce moment qui est générée par le retour élastique de structures passives précédemment étirées, ou celle provenant du raccourcissement des fibres musculaires. Cependant, une évolution importante de la pente de la courbe du moment articulaire en fonction de l'angle articulaire peut correspondre à une évolution dans la contribution relative de la part passive et la part active du moment articulaire (Pillet *et al.*, 2014a).

Les capacités de stockage-restitution d'énergie élastique du système musculo-squelettique peuvent aussi être estimées par la mesure des propriétés mécaniques des différents tissus impliqués. L'entraînement des acrobaties en wushu, consistant en la répétition de différents sauts, peut être considéré comme un entraînement de type pliométrique, qui a été montré comme améliorant la PSA (Kubo *et al.*, 2007b), augmentant la raideur tendineuse et réduisant la raideur du corps musculaire chez des sportifs (Fouré *et al.*, 2011). Les différents tests de raideurs actives couramment utilisés requérant un investissement important de l'athlète, les mesures élastographiques apparaissent comme une nouvelle méthode rapide et non-irradiante pour mesurer les propriétés mécaniques du corps musculaire (Lacourpaille *et al.*, 2012; Maisetti *et al.*, 2012; Dubois, 2014) et du tendon (Drakonaki *et al.*, 2009; Aubry *et al.*, 2013).

La raideur apparente de l'articulation de la cheville, due aux ligaments de la capsule et aux butées articulaires, peut être estimée lors d'une dorsiflexion passive, genou fléchi (chapitre 1.3). Les gastrocnémiens étant en position raccourcie, la part de la résistance à la rotation de l'articulation due à ces structures passives (non tendineuses) est maximale. L'angle maximal obtenu avec chargement du poids de corps peut être un indicateur de cette raideur apparente de l'articulation (Jones *et al.*, 2005).

1.2 Coordination inter-articulaire

La coordination musculaire peut être mesurée avec de l'électromyographie (EMG) de surface. Si ces mesures permettent de connaître l'intensité du signal nerveux et le timing pour les différents muscles, le système de mesure est relativement encombrant et nécessite une mise en place longue. L'EMG ne sera donc pas utilisée pour cette étude.

D'autres méthodes peuvent évaluer la coordination inter-articulaire. Par la cinématique, il est possible de rechercher les instants d'apparition des angles maximaux des chevilles, des genoux et de la hanche, ou alors d'analyser les pics de vitesse angulaire en flexion de ces trois articulations (Tinmark *et al.*, 2010). Il est aussi possible d'estimer la coordination par dynamique inverse en observant la séquence d'apparition des pics de puissance articulaire, ou la contribution des trois articulations par la part de leur travail respectif sur le travail total mesuré par les plateformes de forces (Zelik et Kuo, 2012).

Les puissances articulaires et le travail peuvent aussi, dans certains cas, permettre d'estimer la dépense énergétique liée au mouvement. En effet, des pics de puissance et un travail plus important peuvent être liés à une plus grande consommation d'énergie musculaire (Dean et Kuo, 2011; Zelik et Kuo, 2012), et donc une apparition plus rapide de la fatigue musculaire.

1.3 Risque de blessures

Dans le cadre du sport de haut-niveau, et en particulier pour le wushu en France, il est difficile d'obtenir des populations importantes. Une étude épidémiologique prospective est donc ardue à mettre en place, et une étude rétrospective sur les blessures de quelques athlètes ne peut constituer à elle seule la preuve d'un risque particulier de blessures. Cependant, un questionnaire sur l'historique des blessures des membres inférieurs, rempli par les athlètes, peut révéler des tendances, qui peuvent être confrontées à des mesures objectives obtenues par dynamique inverse.

Comme cela a été détaillé dans le chapitre 1, la dynamique inverse permet en effet d'avoir des informations sur les pics de moments articulaires, qui peuvent dans certains cas être reliés au risque de blessures traumatiques ou chroniques :

- les pics de moments externes en abduction et en rotation interne sur le genou (équivalents à des moments de réaction articulaires en *varus* et en rotation externe) ont été reliés à une sollicitation importante du ligament croisé antérieur (Markolf *et al.*, 1995; Dempsey *et al.*, 2009; Rouch *et al.*, 2012) ;
- les pics de moments externes en adduction du genou (équivalents à des moments de réaction articulaire en *valgus*) ont été corrélés au risque d'apparition d'arthrose du genou, par une surcharge anormale de la partie médiale de la surface articulaire du tibia (Andriacchi, 1994; Haim *et al.*, 2008) ;
- l'entorse de cheville par inversion excessive du pied a été étudiée *via* les moments de réaction articulaire de la cheville en éversion (*valgus*) et en rotation externe (Monaghan *et al.*, 2006; Kristianslund *et al.*, 2011; Gehring *et al.*, 2013).

Les objectifs de cette étude étaient donc de caractériser les différences entre sauteurs ressort et sauteurs en puissance, premièrement au niveau du comportement de la cheville lors d'un SSC standardisé (le drop jump), deuxièmement au niveau de la coordination et du travail inter-articulaire et troisièmement en termes de risque de blessure. Le protocole devait utiliser des méthodes relativement rapides et peu contraignantes pour les athlètes comme la dynamique inverse, les mesures d'amplitudes articulaires ou l'élastographie par onde de cisaillement.

2 Méthodes calculatoires

Pour cette étude, le protocole présenté dans le chapitre 6 a été appliqué. L'angle de *varus/valgus* du genou chez les athlètes a été défini comme l'angle dans le plan frontal entre le repère fémur et le repère tibia (annexe D), de façon à obtenir une mesure proche de celle réalisée en clinique par radiographie. Cette mesure est aussi plus compréhensible pour les entraîneurs que la définition utilisée pour les calculs cinématiques, et reproductible sur le terrain en utilisant une photographie de face de l'athlète. Les autres spécificités du traitement des résultats pour cette étude sont détaillées ci-après.

2.1 Performance, effet pliométrique et distinctions des types de sauteurs

La performance était mesurée pour l'ensemble des sauts comme la différence entre la hauteur maximale du centre de masse du sujet, obtenue avec le modèle volumique personnalisé, et la hauteur du centre de masse du sujet en position statique. Le temps de contact était mesuré au cours de l'appui des sauts grâce au signal des plateformes de forces.

Les meilleures performances parmi les 3 essais de SJ et DJ étaient retenues pour le calcul de la PSA (équation 1.15). Les 12 sujets ont été séparés en 3 groupes de 4 sujets, par ordre de PSA : les Sauteurs Ressorts (SR) - PSA élevée -, les Sauteurs Intermédiaires (SI) - PSA intermédiaire - et les Sauteurs en Puissance (SP) - PSA faible -.

2.2 Quasi-raideur de la cheville au cours de la phase concentrique du drop jump

La quasi-raideur de la cheville a été évaluée lors de la meilleure performance de chaque athlète pour les DJ bipodaux. Le moment de flexion brut (non normalisé par la masse du sujet) a été tracé en fonction de l'angle de flexion, ces deux grandeurs étant exprimés entre 0 et 100% de la phase d'appui. La phase d'appui était d'abord séparée en phase excentrique et phase concentrique¹, avant et après l'extremum angulaire, respectivement. La phase concentrique était ensuite divisée en deux phases de durées égales : la première et la seconde moitié de la phase concentrique. Pour ces deux moitiés, la quasi-raideur était calculée comme la pente de la droite de régression linéaire de la courbe. Deux valeurs étaient ainsi obtenues : k_1 et k_2 , la quasi-raideur de la cheville au cours de la première et de la deuxième moitié de la phase concentrique, respectivement.

2.3 Coordination inter-articulaire et travail des articulations au cours du drop jump

La coordination chez les trois groupes de sujets a été évaluée de plusieurs manières :

- la séquence temporelle des maximums de flexion des chevilles, genoux et hanches ;
- la séquence temporelle des pics de puissance générée par les trois articulations.

Le travail du centre de masse pendant la phase concentrique étant directement lié à la performance (annexe F), la part de travail de chacune des articulations a été évaluée comme l'intégrale de la puissance articulaire divisée par l'intégrale de la somme des puissances articulaires (chevilles, genoux, hanches), pour les deux moitiés de la phase concentrique.

2.4 Estimation du risque de blessures sur l'ensemble des sauts

Au niveau de la cheville, du genou et de la hanche, les pics de moments de la réaction articulaire en extension, en *varus*, en *valgus*, en rotation interne et en rotation externe ont été calculés au cours de l'appui et normalisés par la masse du sujet, pour chacun des sujets des trois groupes, au cours de 31 sauts de type SSC effectués au cours de la séance de capture de mouvement.

Les pics de puissance et le travail des chevilles, des genoux et des hanches, normalisés par la masse du sujet, ont aussi été évalués pour l'ensemble des sauts, lors des phases concentrique et excentrique de l'appui.

L'analyse statistique a été réalisée en utilisant des tests non-paramétriques de Wilcoxon, avec le groupe des sauteurs ressort pris comme référence.

1. Les termes d'« excentrique » et de « concentrique » ont été choisis car ils sont couramment utilisés par les entraîneurs. Cependant, cette approche globale utilisant l'angle articulaire de la cheville n'est pas représentative du comportement des fibres musculaires, pour les tâches concentriques (Cronin et Finni, 2013) ou de type *stretch shortening cycle* (Ishikawa *et al.*, 2005; Lichtwark *et al.*, 2007). Des termes plus rigoureux, mais moins explicites, pourraient être « phase de dorsiflexion » et « phase de plantiflexion », respectivement.

3 Résultats

3.1 Performance et effet pliométrique

La séparation des athlètes selon leur PSA au cours du DJ a conduit à la formation de trois groupes SR, SI et SP dont la PSA moyenne au cours du DJ était de 19 ± 3 , 12 ± 2 et 7 ± 2 %, respectivement. Pour le DJ, les performances maximales étaient respectivement de 54 ± 7 , 46 ± 5 et 54 ± 6 cm. Le temps de contact au cours de l'appui du DJ était de $0,50 \pm 0,06$, $0,44 \pm 0,03$ et $0,37 \pm 0,11$ secondes, respectivement.

La performance moyenne sur l'ensemble des sauts réalisés était respectivement de 56 ± 3 , 46 ± 1 et 58 ± 5 cm. Les temps de contact étaient en moyenne de $0,38 \pm 0,04$, $0,40 \pm 0,03$ et $0,35 \pm 0,05$ secondes pour l'ensemble des sauts.

3.2 Caractéristiques des athlètes

Le groupe SR correspondait aux sujets 2, 7, 10 et 12, le groupe SI aux sujets 3, 4, 8 et 9 et le groupe SP aux sujets 1, 5, 6 et 11 (tableau 6.1). Les données anthropométriques et l'expérience d'entraînement étaient similaires entre les trois groupes de sauteurs.

En statique, les SR montraient un *varus* de genou moyen de $1,5^\circ$, alors que les groupes SI et SP montraient un *valgus* de genou de $-1,9^\circ$ et $-0,4^\circ$. Les différences n'étaient pas significatives entre les groupes SR et SP, mais le groupe SI présentait un angle de *valgus* de genou significativement plus important ($p < 0,05$).

L'amplitude maximale de dorsiflexion était plus importante chez SP que chez SR et SI ($p < 0,05$). Les valeurs de l'angle maximal sont présentées dans le tableau 7.1.

Le module de cisaillement mesuré pour l'ensemble des sujets présentait une distribution normale pour les gastrocnémiens médiaux et latéraux et les tendons d'Achille. Aucune différence significative entre les trois groupes de sauteurs n'a pu être mise en évidence pour les trois muscles étudiés et le tendon d'Achille. L'ensemble des résultats des mesures élastographiques sont présentés dans le tableau 7.2.

3.3 Phase concentrique du drop jump bipodal

3.3.1 Évolution de la quasi-raideur de la cheville

Concernant la raideur locale lors des deux moitiés de la phase concentrique, k_1 était plus important chez SR que chez SI et SP ($p < 0,05$). k_2 ne montrait pas de différence significative entre les groupes, même si une tendance d'un k_2 plus important chez SP a été observée. Les principaux résultats sont résumés dans le tableau 7.1. Des courbes typiques de la relation entre le moment de plantiflexion et l'angle de flexion au cours de la phase d'appui du DJ, pour les groupes SR et SP, sont présentées dans la figure 7.1.

3.3.2 Coordination et travail relatif des articulations

Pour l'ensemble des sauts standardisés où les bras étaient conservés immobiles, une bonne correspondance était observée entre la puissance du centre de masse et la somme des puissances articulaires (annexe F). La part du travail des chevilles était plus important chez les SP pendant la deuxième moitié de la phase concentrique, alors que la part du travail réalisé par les hanches était inférieure aux deux autres groupes, parfois même négative. Une tendance similaire était observée pendant la première moitié de la phase concentrique, mais sans montrer de différences significatives.

3.4 Étude de l'ensemble des sauts réalisés

3.4.1 Pics de moments articulaires

Les différents pics de moments de réaction articulaire sont présentés pour la cheville, le genou et la hanche dans le tableau 7.3.

TABLEAU 7.1. Effet pliometrique (PSA), performance, quasi-raideurs, et part du travail des chevilles et des hanches, au cours de l'appui de drop jump.

	Ressort	Intermédiaires	Puissance
PSA (%)	19 ± 3	12 ± 2	7 ± 2
Performance (cm)	54 ± 7	46 ± 5	54 ± 6
k1 (Nm/°)	5,5 ± 2,6	3,0 ± 2,3	2,9 ± 1,2 *
k2 (Nm/°)	1,5 ± 0,3	1,5 ± 0,6	1,9 ± 0,4 *
pW1 cheville (%)	20 ± 12	22 ± 8	28 ± 7
pW2 cheville (%)	43 ± 8	54 ± 13	61 ± 10 *
pW1 hanche (%)	42 ± 8	33 ± 9	30 ± 7
pW2 hanche (%)	19 ± 5	17 ± 8	-1 ± 9 *
Angle maximal de dorsiflexion (°)	74 ± 3	74 ± 5	68 ± 6 *

TABLEAU 7.2. Module d'élasticité en cisaillement du gastrocnémien médial (GM), latéral (GL), du long fibulaire (LF) et du tendon d'Achille (TA) pour les trois types de sauteurs et pour la moyenne des trois groupes. Ces données présentaient une distribution normale pour GM, GL et TA.

Module de cisaillement
kPa

	Sauteurs Ressort	Sauteurs Intermédiaires	Sauteurs en Puissance	Moyenne
GM	10,9 ± 1,5	11,1 ± 2,3	10,2 ± 1,1	10,7 ± 1,7
GL	9,0 ± 1,4	8,6 ± 1,2	8,6 ± 1,8	8,7 ± 1,4
LF	46,9 ± 50,5	21 ± 9,6	18,4 ± 2,6	28,8 ± 31,3
TA	386 ± 98	405 ± 108	426 ± 67	406 ± 90

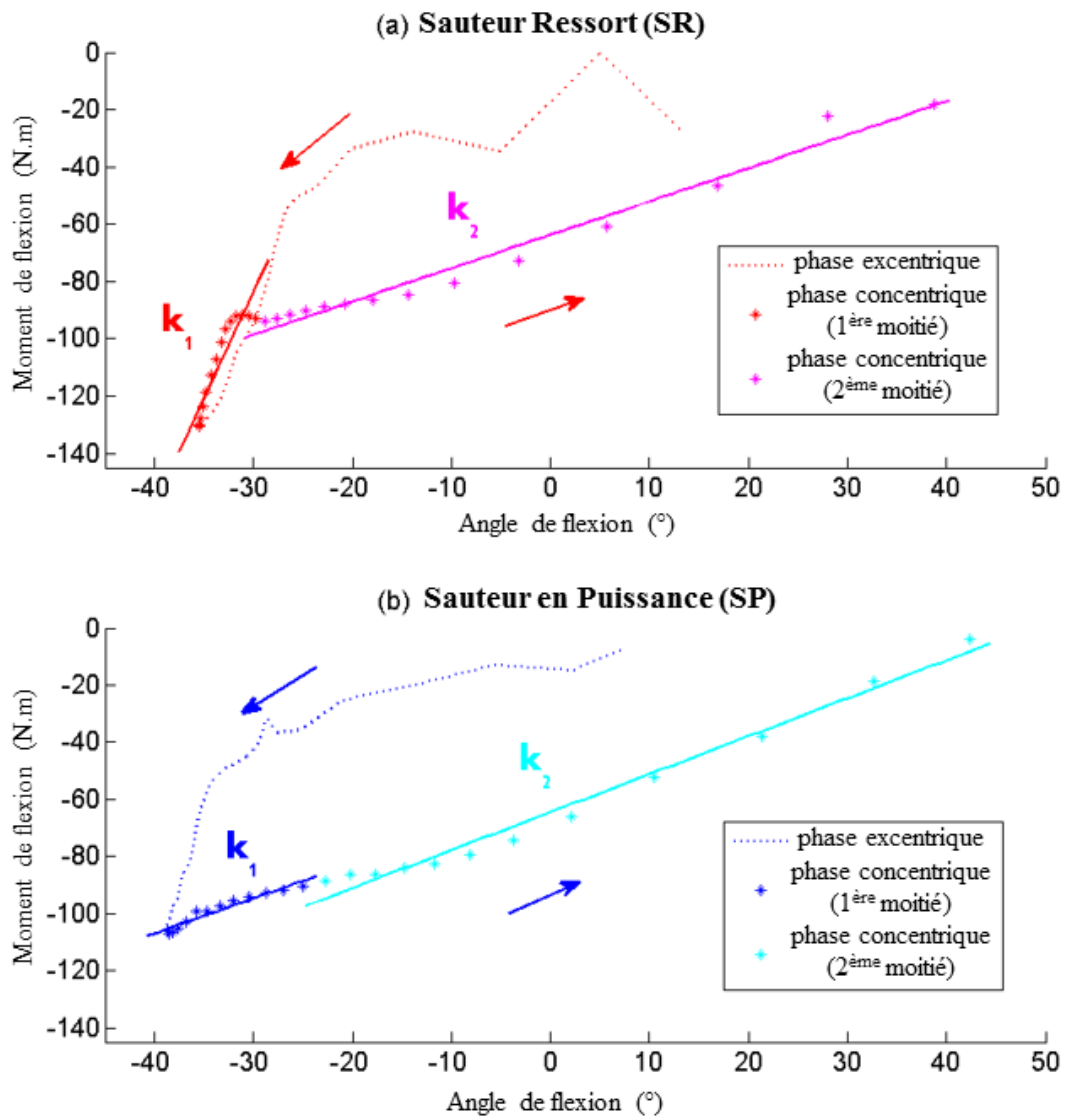


FIGURE 7.1. Comportements caractéristiques de la cheville au cours du Drop Jump chez un sauteur ressort (a) et un sauteur en puissance (b). Les régressions linéaires (ligne pleine) représentent la quasi-raideur de la cheville pendant la première moitié (k_1), et la deuxième moitié (k_2) de la phase concentrique.

Les pics de moment de réaction articulaire en plantiflexion et en extension du genou était plus faible pour les sauteurs intermédiaires ($p < 0,01$). Le pic de moment de réaction en *valgus* du genou était significativement plus élevé pour les sauteurs ressorts et les sauteurs intermédiaires que pour les sauteurs en puissance ($p < 0,01$).

Le pic de moment de réaction en *varus* de la cheville était plus important pour SI et SP que pour SR ($p < 0,01$). Le pic de moment de réaction en *valgus* de la cheville était plus faible pour SI que pour SR et SP. En ce qui concerne ce moment articulaire, de nombreux *outliers*² étaient observés chez les trois athlètes les plus sujets aux lésions traumatiques de la cheville.

3.4.2 Pics de puissance et travail

Pour SI, les pics de puissance excentrique et le travail excentrique étaient inférieurs à SR et SP pour la cheville et le genou, et supérieurs pour la hanche ($p < 0,01$). Le travail concentrique du genou était supérieur pour SR comparé à SI et SP ($p < 0,01$).

3.5 Questionnaire

3.5.1 Bilan des blessures

Les blessures articulaires les plus fréquentes affectant le membre inférieur étaient dans l'ordre :

1. les lésions traumatiques de de cheville, avec en moyenne 3 lésions graves dans la carrière des athlètes (min-max : 0-11). Le groupe SI était moins concerné (moyenne : 1 ; min-max : 0-2), que SP (moyenne : 3 ; min-max : 0-8) et SR (moyenne : 4 ; min-max : 0-11). Dans les groupes SP et SI, cette moyenne plus haute était causée par un athlète ayant des lésions de cheville récidivantes. Quatre athlètes n'avaient jamais connu ce type de blessure traumatique au niveau de la cheville ;
2. l'épanchement hydarthrosique du genou concernait d'avantage le groupe SR avec 4 épanchements contre 1 pour les groupes SI et SP ;
3. un athlète du groupe SR avait eu une rupture du ligament croisé antérieur droit et une fissure meniscale à gauche.

Concernants les blessures musculaires et tendineuses, des cas de déchirure des ischios et de periostites étaient présentes dans les trois groupes. Des lésions du tendon d'Achille (tendinopathies) étaient présentes uniquement dans le groupe SI.

3.5.2 Habitudes d'entraînement

Le groupe SP était plus familier avec un entraînement régulier en musculation (1 à 3 séances hebdomadaires) que le groupe SR (0 à 1 séance hebdomadaire). L'entraînement de wushu réalisé classiquement par les athlètes contient une forte proportion de pliométrie du membre inférieur, de par la réalisation des éducatifs des sauts et des sauts acrobatiques. Ces pratiques seront regroupées dans la discussion sous l'appellation de « pliométrie spécifique ».

2. Les *outliers* correspondent aux valeurs sortant de l'intervalle $[\mu - 2,7\sigma ; \mu + 2,7\sigma]$.

TABLEAU 7.3. Valeurs absolues moyennes et écarts-types des pics de moment de réaction articulaire en extension, *varus*, *valgus*, rotation externe et rotation interne, pour la cheville le genou et la hanche, pour trois groupes de sauteurs. 31 sauts spécifiques du wushu ont été réalisés par chacun des sujets, soit 62 appuis unipodaux. La moyenne pour chaque groupe est calculée entre les 62 appuis unipodaux de chacun des 4 sujets du groupe. L'écart-type présenté correspond à l'écart-type entre les moyennes des sujets du même groupe (* : $p < 0,05$; ** : $p < 0,01$).

		moments pics		
		N.m.kg ⁻¹		
		Sauteurs Ressorts	Sauteurs Intermédiaires	Sauteurs en Puissance
extension	cheville	2,36 ± 0,39	2,13 ± 0,10 **	2,31 ± 0,21
	genou	2,91 ± 0,33	2,62 ± 0,16 **	2,88 ± 0,38
	hanche	3,22 ± 0,32	3,06 ± 0,22	3,24 ± 0,49
<i>varus</i>	cheville	0,18 ± 0,06	0,23 ± 0,10 **	0,22 ± 0,05 *
	genou	0,38 ± 0,07	0,45 ± 0,14	0,38 ± 0,08
	hanche	0,99 ± 0,10	0,88 ± 0,18 **	0,99 ± 0,33
<i>valgus</i>	cheville	0,37 ± 0,14	0,35 ± 0,13 **	0,35 ± 0,10
	genou	0,62 ± 0,10	0,67 ± 0,37	0,50 ± 0,08 **
	hanche	0,80 ± 0,14	0,92 ± 0,13 **	0,75 ± 0,21
rotation externe	cheville	0,37 ± 0,13	0,43 ± 0,16	0,28 ± 0,07 **
	genou	0,49 ± 0,08	0,43 ± 0,11 **	0,49 ± 0,12
	hanche	1,08 ± 0,33	1,00 ± 0,13	0,89 ± 0,22 **
rotation interne	cheville	0,22 ± 0,05	0,27 ± 0,19	0,24 ± 0,05 *
	genou	0,53 ± 0,08	0,53 ± 0,12	0,43 ± 0,10 **
	hanche	0,55 ± 0,16	0,44 ± 0,14 **	0,65 ± 0,16 **

TABLEAU 7.4. Pics de puissance et travail durant les phases excentrique (Pe, We) et concentrique (Pc, Wc).

		Ressort	Intermédiaires	Puissance
Pe W.kg ⁻¹	cheville	10,6 ± 8,4	8,7 ± 8,0 **	10,2 ± 9
	genou	16,9 ± 8,9	15,3 ± 8,9 *	16,6 ± 8,8
	hanche	10,5 ± 9,5	15,5 ± 15,7 **	10,6 ± 10,7
Pc W.kg ⁻¹	cheville	18,3 ± 5,8	17,0 ± 5,2	18,7 ± 4,5
	genou	12,9 ± 4,6	12,1 ± 4,2	12,9 ± 3,8
	hanche	9,2 ± 9,1	9,5 ± 8,1	8,3 ± 3,8
We J.kg ⁻¹	cheville	0,6 ± 0,4	0,5 ± 0,4 **	0,6 ± 0,4
	genou	1,2 ± 0,9	1,0 ± 0,8 **	1,1 ± 0,7
	hanche	0,5 ± 0,3	0,6 ± 0,5	0,4 ± 0,3 **
Wc J.kg ⁻¹	cheville	0,8 ± 0,5	0,8 ± 0,5	0,9 ± 0,5
	genou	1,3 ± 0,7	1,1 ± 0,6 **	1,1 ± 0,6 **
	hanche	0,8 ± 0,5	0,8 ± 0,6	0,7 ± 0,5

4 Discussion

4.1 Mesure de l'élasticité musculaire et tendineuse

La mesure par élastographie par ondes de cisaillement n'a pas révélé de différence significative entre les groupes, aussi bien au niveau des corps musculaires des gastrocnémiens qu'au niveau du tendon d'Achille.

Corps musculaire des gastrocnémiens médiaux et latéraux

Pour les corps musculaires, l'absence de différence significative entre les athlètes peut s'expliquer par le fait que la mesure a été réalisée genou fléchi et la cheville en flexion plantaire passive. Le muscle étant ainsi en position raccourcie, le complexe muscle-tendon n'est pas en tension et n'exerce donc aucune force. La mesure du module de cisaillement du corps musculaire dans cette position correspond donc à l'élasticité à vide, qui a montré une répartition normale sur l'ensemble des 12 athlètes.

Cependant, les valeurs étaient inférieures à celles obtenues avec le même protocole par Dubois (2014) sur une population normale, et proche de celles obtenues par Lacourpaille *et al.* (2012) sur une population sportive. Il est donc possible que cette élasticité à vide soit corrélée négativement à l'activité physique, surtout si celle-ci est de type pliométrique (Fouré *et al.*, 2011). Chez les sportifs, le pourcentage du volume musculaire occupé par les fibres de type II, décrites comme étant moins raides que les fibres de type I (Goubel et Marini, 1987) pourrait expliquer le module d'élasticité plus faible. De manière générale, le volume musculaire étant souvent plus important chez les sportifs, le pourcentage du volume occupé par les composantes élastiques parallèles (*i.e.* les aponévroses, les membranes et la matrice extra-cellulaire), qui sont plus raides que l'intérieur des fibres musculaires (Gajdosik, 2001), est réduit. Ceci va donc dans le sens d'une diminution du module d'élasticité global du corps musculaire. Une telle affirmation nécessite cependant la réalisation d'une étude simultanée sur des populations sédentaires et sportives plus importantes, éventuellement couplée à des analyses de biopsies.

Pour l'évaluation du module d'élasticité des muscles chez les sportifs, il serait nécessaire, de contrôler à la fois l'angle du genou et l'angle de la cheville lors des mesures, et de réaliser la mesure à plusieurs combinaisons de ces angles. Cette mesure en passif permettrait de quantifier les propriétés mécaniques de la composante élastique parallèle, qui n'a toutefois pas été montrée comme corrélée à la performance explosive lors de mesures sur ergomètre (chapitre 1). Si l'intérêt pour la relation avec la performance apparaît limitée, elle peut permettre de quantifier les dommages consécutifs à un effort physique, comme cela a déjà été réalisé pour le tendon (Tan *et al.*, 2012; Chen *et al.*, 2013). En effet, les valeurs d'élasticité les plus importantes pour les gastrocnémiens médiaux étaient celles mesurées sur le seul sujet à ne pas avoir respecté la consigne d'absence d'entraînement de musculation dans les deux jours précédents les essais³. Celui-ci avait déclaré avoir des courbatures le jour des essais. Ceci confirme les résultats de Green *et al.* (2012) qui avaient montré l'augmentation du module d'élasticité du tendon d'Achille après un exercice excentrique, par élastographie par résonance magnétique. Le module d'élasticité de cisaillement des muscles pourrait ainsi être utilisé pour quantifier le niveau de courbatures d'un athlète.

Tendon d'Achille

Pour le tendon d'Achille, le fait qu'aucune différence significative n'ait été observée entre les groupes peut s'expliquer par des différences inter-sujets plus faibles que l'erreur de reproductibilité de la méthode, qui a été montrée comme relativement élevée (Aubry *et al.*, 2013; Brum *et al.*, 2014). Si la position du genou était contrôlée en extension, l'angle de flexion de

3. Ce sujet faisant partie du groupe intermédiaire, ce biais potentiel n'intervient pas dans les comparaisons entre sauteurs « ressorts » et sauteurs « en puissance ».

la cheville n'a pas été contrôlé, en considérant que le poids du pied plaçait la cheville à 0° de dorsiflexion.

La mesure était réalisée après la séance de capture de mouvement, car la nécessité de conserver les athlètes motivés et échauffés pour les mesures est apparue prioritaire. Cependant, l'activité physique, notamment de type pliométrique, peut influencer en temps réel sur la raideur des tissus du complexe muscle-tendon. Lors des pré-expérimentations, les mesures avaient été réalisées chez trois sujets avant la réalisation de l'échauffement et des sauts, et les valeurs ne montrent pas de différence majeure avec les valeurs mesurées sur les mêmes sujets, après l'effort lors des expérimentations finales.

Enfin, d'un point de vue fonctionnel, c'est la raideur du tendon d'Achille qui entre en jeu pour la performance en saut, et non simplement son module de cisaillement. La raideur équivalente du tendon est liée à son module de cisaillement par la relation :

$$k = \frac{E_{\parallel} \cdot S}{L} \simeq \frac{(a \cdot \mu_{\parallel} + b) \cdot S}{L} \quad (7.1)$$

avec L la longueur du tendon, S sa surface de section, E_{\parallel} son module d'Young dans le sens des fibres, μ_{\parallel} son module de cisaillement dans le sens des fibres. Les constantes a et b nécessitent cependant d'être déterminées pour le tendon, de manière similaire à ce qui a été réalisé pour le muscle (Eby *et al.*, 2013).

La longueur du tendon pourrait être mesurée par une acquisition panoramique accessible avec l'Aixplorer. De même, la surface de section du tendon pourrait être mesurée, immédiatement avant la mesure élastographique, avec la sonde dans le plan transversal avant son alignement avec le tendon pour la mesure, sans déplacement proximo-distal du centre de la sonde.

La relation entre raideur tendineuse et performance ne fait pas consensus, car elle a été montrée comme corrélée négativement à la performance chez des sujets sédentaires (Kubo *et al.*, 2007b) et corrélée positivement dans le cas de sportifs spécialistes de sauts (Rabita *et al.*, 2008). Dans la population étudiée et avec le protocole utilisé, aucune différence n'a pu être montrée entre la raideur passive des différentes structures du MTC chez les trois groupes. Il est donc probable que d'autres facteurs expliquent les différences de PSA.

4.2 Drop jump bipodal

Utilisation de la raideur apparente de l'articulation lors de la transition excentrique/concentrique

L'amplitude de dorsiflexion était supérieure chez les SP, par rapport aux SR et SI. La résistance à la dorsiflexion passive, genou fléchi au maximum et application du poids du corps peut être liée à la raideur du complexe muscle-tendon du soleus et à la raideur des ligaments de la capsule de la cheville, en particulier celle des faisceaux postérieurs du ligament talo-fibulaire et du ligament talo-tibial, et la butée de la pince tibio-fibulaire sur le talus. La compliance ligamentaire excessive, ou hyperlaxité, peut être considérée comme pathologique (Grahame, 1999). Cependant elle peut être très présente à haut-niveau dans certains sports nécessitant de grandes amplitudes de mouvements comme la gymnastique (Grahame, 1999; Beighton *et al.*, 2012). Il est donc possible que cette hyperlaxité des ligaments explique la différence importante entre les SP et les SR sur l'angle de dorsiflexion maximal. Les sauteurs en puissance auraient donc en moyenne un profil plus laxé que les SI et SR.

Concernant la raideur locale de la cheville au cours de la phase concentrique du DJ bipodal, l'évolution bilinéaire de cette raideur chez les SR peut être interprétée comme deux mécanismes intervenant consécutivement. La première pente, plus raide, peut correspondre principalement au retour élastique de structures passive déformées au cours de la phase excentrique. La deuxième pente, plus faible, peut correspondre majoritairement à la quasi-raideur due au raccourcissement des fibres musculaires du triceps sural. Chez les SP, uniquement le deuxième mécanisme apparaît prédominant tout au long de la phase concentrique.

La plus grande amplitude en dorsiflexion observée chez les SP peut expliquer leur difficulté à stocker et récupérer de l'énergie élastique au niveau de la cheville, et leur choix d'une stratégie majoritairement active tout au long de la phase concentrique, en opposition à l'enchaînement combiné passif-actif observé chez les SR. Sur la figure 7.1, les angles correspondant à la pente plus élevée ($k1$) apparaissent d'ailleurs très proches de l'angle de dorsiflexion maximale mesuré chez les SR, alors que cet angle n'est pas atteint chez les SP.

Les sauts avec appui bipodaux sont très pratiqués en wushu, de même que l'exercice du DJ bipodal dans l'entraînement et la préparation physique. Le même comportement bilinéaire est observé chez les SR au cours d'autres sauts bipodaux tels que le contre-mouvement jump, et même lors d'appuis de sauts acrobatiques.

Comme dans l'étude de Kubo *et al.* (2007a), la quasi-raideur calculée lors de la phase excentrique, de même que celle calculée lors de la totalité de la phase concentrique, ne présentait pas de différence entre les 3 groupes de PSA. Les deux groupes SR et SP différaient en réalité sur l'évolution temporelle de cette quasi-raideur au cours de la phase concentrique.

La PSA ne dépendant pas uniquement de l'action de la cheville, mais aussi de celle du genou et de la hanche, les athlètes du groupe intermédiaire (SI) ne présentaient pas de caractéristiques particulières au niveau de la quasi-raideur de la cheville. En fait, certains d'entre eux montraient un fonctionnement de la cheville similaire au SR (sujets 3 et 9) et d'autres plus proches des SP (sujets 4 et 8).

Coordination

Selon les sujets, différentes techniques de DJ étaient utilisées (Bobbert *et al.*, 1987), avec des phases d'appuis plus ou moins longues et une flexion des genoux plus ou moins importante. Cependant, aucune de ces stratégies n'était associée à un groupe en particulier.

Pour la coordination, l'ensemble des sujets présentaient au cours du DJ une séquence proximo-distale (hanches, genoux puis chevilles), à l'exception de 3 sujets qui présentaient une séquence différente, avec les hanches intervenant en dernier. Concernant le travail relatif des articulations, il est apparu que la cheville contribuait plus au travail total chez les SP, tout au long de la phase concentrique. En effet, le déplacement angulaire de la cheville étant relativement faible pour les SR au cours de la première moitié de la phase concentrique, cela peut expliquer un travail moins important, avec des moments articulaires similaires.

En revanche, la hanche contribuait moins au travail total pour les SP, par rapport aux SI et SR, avec un travail qui était même parfois négatif. Si les erreurs de mesure à la hanche ont été montrées plus importantes que pour la cheville et le genou du fait de la propagation des erreurs lors du calcul de dynamique inverse (McCaw et DeVita, 1995; Silva et Ambrosio, 2004), ces valeurs peuvent toutefois être vues comme le résultat d'une extension trop précoce des hanches, nécessitant parfois d'être freinée avant la fin de la phase concentrique. Les athlètes du groupe SP étant plus familiers des entraînements de musculation avec charge, il est possible que ce facteur « pathomécanique » au niveau des hanches provienne d'une coordination acquise lors d'exercices de squat avec charge. En effet, l'entraînement de musculation a été montré comme n'améliorant pas la performance, ni la PSA, au cours du DJ (Kubo *et al.*, 2007b).

4.3 Ensemble des sauts

La moyenne des performances de détente verticale calculée sur l'ensemble des sauts standardisés et acrobatiques était en accord avec les résultats obtenus par Laffaye *et al.* (2014) chez des sportifs de haut-niveau dans d'autres activités nécessitant des sauts verticaux (basketball, volleyball...).

Puissance et travail

Les pics de puissance et le travail excentriques plus faibles des SI sont à relier à leur plus faible performance absolue. Entre les groupes SR et SP, aucune différence significative

n'est apparue concernant la puissance et le travail des articulations à l'exception du travail concentrique du genou. La performance absolue étant similaire entre ces groupes, la même puissance était développée par l'ensemble du membre inférieur lors de la phase concentrique. Cependant, il est impossible de savoir si les moments articulaires calculés, et donc la puissance, étaient dus à un raccourcissement majoritairement actif ou passif du système muscle-tendon.

Il apparaît cependant évident que la stratégie majoritairement active utilisée par les SP entraîne une plus grande dépense énergétique par la contraction des fibres musculaires, notamment lors de la transition entre phase excentrique et concentrique, et dans la première moitié de la phase concentrique. La filière énergétique impliquée dans les sauts verticaux maximaux étant majoritairement la voie anaérobie alactique des fibres de type IIb, on peut supposer que la dépense énergétique est importante et difficilement renouvelée. Les SP sont donc sûrement plus sujets à une baisse de performance avec la fatigue.

Risque de blessures

Aucune différence n'a été observée entre les groupes en termes de pic de moment de réaction du genou en *varus*, qui est documenté dans la littérature comme lié au risque de lésion du ligament croisé antérieur, au même titre que le pic de moment de réaction du genou en rotation externe (Markolf *et al.*, 1995). Ce type d'évaluation doit être réalisé de manière plus individuelle, car elle ne semble pas liée à la stratégie de saut, mais présente des variations importantes entre les athlètes. Un athlète avait un moment de *varus* du genou significativement plus élevé. Cet athlète présentant un des plus forts *valgus* de genou au repos, il conviendrait de travailler avec lui pour la gestion de ce risque potentiel de blessures ligamentaires au niveau du genou.

Les pics de moments de réaction du genou en *valgus* étaient plus élevés chez les SR et SI, comparés aux SP. Ce paramètre est largement utilisé comme indice du risque d'apparition d'arthrose du genou, car un tel moment induit un chargement anormal du plateau tibial médial (Andriacchi, 1994; Haim *et al.*, 2008). En regardant l'historique des blessures, il est apparu que les SR avaient été plus affectés au niveau des genoux (5 genoux sur 8) que les SI et SP (respectivement 1 et 3 genoux sur 8). Bien que la petite population et le caractère rare et hautement multifactoriel des blessures ne permettent pas une interprétation statistique, les moments de réaction importants du genou en *valgus*, correspondant à un moment extérieur en *varus* (figure 7.2), peuvent en partie expliquer l'apparition d'épanchements hydarthrosiques fréquents, ou d'arthrose précoce du genou chez les SR⁴.

La cheville était l'articulation la plus concernée par des blessures traumatiques pour la population étudiée. Cela confirme les résultats obtenus lors d'études épidémiologiques sur le risque de blessures en wushu (Bing, 2008). Ce problème concernant les trois groupes de sauteurs, il convient, de même que pour le pic de moment du genou en *varus*, de regarder individuellement ce pic de moment chez les athlètes.

Les trois sujets les plus touchés par les lésions traumatiques de cheville montraient un moment de réaction en *valgus* relativement faible, contrairement à ce qui a été décrit par Monaghan *et al.* (2006) au cours de la marche chez les patients atteints d'instabilité de la cheville. Cependant, ces trois sujets étaient ceux qui présentaient le plus d'*outliers* pour ce paramètre. À l'inverse, les sujets n'ayant jamais connu ce type de blessure présentaient des moments de réaction de la cheville en *valgus* plus importants, mais très peu d'*outliers*. Il est probable que chez les sujets présentant une instabilité chronique de la cheville, le caractère aléatoire du moment articulaire requis pour l'équilibre dynamique de la cheville (en fonction des appuis bipodaux/ unipodaux, de la rotation ou non, de la fatigue ou de l'état de vigilance), conduise à un plus grand risque de blessures traumatiques de type entorse. Chez les sujets ne présentant pas cette instabilité, il est possible qu'un moment de réaction de la cheville en

4. La population de chaque groupe étant minimale pour les analyses statistiques même non paramétriques (4 sujets, soit 8 membres inférieurs par groupe), les résultats de l'analyse des moments articulaires obtenus sur cette population de sportifs de haut-niveau en wushu nécessiteraient d'être confirmés sur une population plus importante.



FIGURE 7.2. Angle de *varus* et moment de réaction du genou en *valgus*, chez un sauteur ressort au cours d'un appui unipodal.

valgus étant nécessaire pour la majorité des appuis, un système efficace de proprioception leur permette d'éviter l'apparition de blessures traumatiques par inversion du pied. Bien que cette proprioception, permettant de prévenir les mécanismes traumatiques en inversion du pied, implique les muscles fibulaires, aucune différence n'a été observée par élastographie au niveau des corps musculaires du long fibulaire entre ces athlètes n'ayant jamais connu de blessure traumatique de la cheville et ceux pour qui ces lésions étaient récidivantes.

Le nombre de lésions au niveau de la cheville était important dans l'ensemble des groupes, mais la méthodologie rétrospective du questionnaire ne permettait pas de distinguer le type de lésion. Il est envisageable que les ligaments lésés majoritairement soient différents selon les stratégies de sauts. Notamment, l'utilisation de la raideur des faisceaux postérieurs des ligaments talo-fibulaire et talo-tibial chez les SR, lors de la transition entre phase excentrique et phase concentrique, pourrait entraîner une sur-sollicitation de ces faisceaux au cours de sauts et des réceptions. À l'inverse, il est possible que chez les SP, le faisceau antérieur du ligament talo-fibulaire soit plus touché, selon un mécanisme classique d'entorse de cheville (Kristianslund *et al.*, 2011; Gehring *et al.*, 2013). En effet, il a été montré que les sujets hyperlaxes présentent un risque plus important d'entorse de cheville selon un mouvement d'inversion et de rotation interne du pied (Smith *et al.*, 2005).

5 Bilan : Conseils pour l'optimisation de l'entraînement et la prévention des blessures

Concernant la performance, la hauteur absolue des sauts était similaire entre les sauteurs ressort et les sauteurs en puissance et on peut donc supposer que la hauteur des sauts acrobatique sera similaire en compétition. D'un côté, les sauteurs ressort sont plus efficaces en terme de dépense énergétique, alors que la stratégie active des sauteurs en puissance demande à la fois une activation importante des unités motrices par le système nerveux central, et une grande dépense énergétique pour le raccourcissement des fibres musculaires. Les sauteurs en puissance sont donc plus sujets à une diminution de la performance avec la fatigue. D'un autre côté, la plus grande amplitude articulaire chez les SP leur permet la réalisation plus aisée des positions basses avec les talons en contact avec le sol, imposées par le règlement international de l'IWUF.

Concernant le risque de blessures, les sauteurs ressorts semblent montrer un plus grand risque de blessures au genou, lorsqu'on s'intéresse aux actions mécaniques au genou lors de l'appui. Cependant, la performance des sauteurs en puissance est fortement dépendante, à la fois de la commande du système nerveux, et de l'efficacité de la contraction des fibres musculaires. Le risque de blessures peut donc être accru chez ces athlètes en cas de perte de vigilance ou de fatigue.

Pour la cheville, il n'est pas apparu de différence entre les deux stratégies. Il est cependant intéressant pour l'entraîneur, lorsque surviennent à la cheville des blessures traumatiques, de regarder quel ligament est susceptible d'être touché : une lésion des faisceaux postérieurs des ligaments talo-fibulaire et talo-tibial pourrait être le signe d'une trop grande sollicitation en dorsiflexion des structures passives chez un sauteur ressort, alors que la lésion du faisceau antérieur du ligament talo-fibulaire a été montrée comme plus fréquente chez les athlètes hyperlaxes (Smith *et al.*, 2005), ce qui semble plus correspondre au profil des sauteurs en puissance.

Il est difficile de savoir pourquoi les athlètes adoptent une stratégie plutôt que l'autre. Cela peut être dû à des caractéristiques génétiques (laxité, typologie musculaire), comme aux habitudes d'entraînement. En ce sens, les sauteurs en puissance étaient dans l'ensemble plus habitués aux entraînements de musculation, alors que les sauteurs ressorts étaient plus familiers des exercices pliométriques spécifique du wushu. Ceci est en concordance avec les résultats de l'étude de Kubo *et al.* (2007b), qui avait montré une meilleure amélioration de la PSA avec un entraînement de type pliométrique, comparé à un entraînement de musculation.

Pour l'optimisation personnalisée de la performance et la prévention des blessures, la stratégie de saut nécessite d'être prise en compte. Par la simple mesure de la PSA, il est possible de distinguer les deux stratégies, pour ainsi appliquer des principes généraux à l'entraînement. Par exemple, il serait conseillé d'éviter les entraînements répétitifs des sauts pour les sauteurs en puissance, et de surveiller la cinématique des genoux en *varus* chez les sauteurs ressort.

CHAPITRE 8

SAUTER HAUT ET TOURNER VITE : DÉTECTION PERSONNALISÉE DE FACTEURS PATHOMÉCANIQUES

Sommaire

1	Introduction	150
1.1	Temps de vol	150
1.2	Vitesse de rotation	151
2	Méthodes calculatoires	152
2.1	Analyse de la phase de vol	152
2.2	Analyse de la phase d'appui	153
2.2.1	Impulsion linéaire et impulsion de rotation	153
2.2.2	Puissance et travail en rotation transverse	153
2.2.3	Cinétique des membres supérieurs	154
3	Résultats	154
3.1	Paramètres de la performance	154
3.2	Phase de vol	155
3.3	Phase d'appui	155
4	Discussion	160
4.1	Phase de vol	160
4.2	Phase d'appui	161
5	Bilan : Conseils pour les athlètes et les entraîneurs	164

1 Introduction

Lors des compétitions de wushu, le plus haut degré de difficulté pour les acrobaties consiste en un coup de pied sauté, suivi d'une rotation de 720° . La rotation effectuée est évaluée par les juges en se basant sur la ligne entre les pieds à l'impulsion et la ligne entre les pieds à la réception (figure 8.1).



FIGURE 8.1. Saut TKBL 720° . Réception en position du cavalier (*Ma Bu*).

La technique nécessaire à la réalisation d'une telle acrobatie est le plus souvent acquise par essai-erreur. Chaque athlète développe donc une technique propre, selon les conseils de son entraîneur, ses propres capacités physiques, sa morphologie, son expérience ou son ressenti. Les techniques peuvent donc être très différentes d'un athlète à l'autre, mais elles ne sont pas forcément optimales pour la réalisation correcte de l'acrobatie.

Sur le terrain, les entraîneurs distinguent les athlètes qui « montent » de ceux qui « tournent ». La rotation effectuée par l'athlète dans le plan transverse peut en effet être vue comme la conséquence de deux paramètres majeurs : le temps de vol de l'athlète et sa vitesse de rotation moyenne dans le plan transverse.

1.1 Temps de vol

Le temps de vol du saut acrobatique de wushu dépend de deux paramètres, qui sont dans l'ordre chronologique :

- *au cours de la phase d'appui*, du fait du théorème de la résultante cinétique, l'impulsion linéaire ($\Delta \vec{p}_{CoM}$), qui correspond à la variation de quantité de mouvement (\vec{p}_{CoM}) du Centre de Masse du sujet (CoM), est égale à l'intégrale des efforts extérieurs sur le CoM :

$$\Delta_{appui} \vec{p}_{CoM} = m \times \Delta_{appui} \vec{v}_{CoM} = \int_{appui} \vec{F}_{ext} \quad (8.1)$$

avec \vec{F}_{ext} la résultante des efforts extérieurs agissant sur l'athlète, \vec{v}_{CoM} la vitesse de son CoM et m sa masse.

La hauteur maximale (h_{max}) atteinte par le CoM par rapport à la hauteur au décollage et le temps de vol (t_{vol}) sont directement liés à la vitesse verticale au premier instant de la phase de vol ($\vec{v}_{CoM,dec}$) du fait de la conservation de l'énergie mécanique (Komi et Bosco, 1978) :

$$h_{max} = \frac{(\vec{v}_{CoM,dec})^2}{2g} = \frac{g \times (t_{vol})^2}{4} \quad (8.2)$$

avec g la norme de l'accélération gravitationnelle.

La composante verticale de la quantité de mouvement du CoM doit donc être maximisée en fin d'appui. Cette quantité de mouvement est principalement acquise par la puissance produite au niveau des articulations des membres inférieurs (chevilles, genoux, hanches) et par le mouvement vertical des segments des membres supérieurs (Domire et Challis, 2010) ;

- à la fin de la phase de vol, il est possible de fléchir les articulations du membre inférieur de façon à allonger artificiellement le temps de vol. Cette technique, désignée comme « triche du temps de vol » par les entraîneurs, est conseillée uniquement aux athlètes ayant des détentes verticales faibles.

1.2 Vitesse de rotation

Selon la phase du mouvement, l'athlète peut jouer sur différents paramètres, pour maximiser la vitesse moyenne de rotation transverse de la ligne des pieds au cours de la phase de vol :

- avant et pendant la phase d'appui, l'athlète peut augmenter son moment cinétique transverse. Il peut acquérir du moment cinétique en tournoyant sur lui-même au cours de la phase d'élan précédant l'appui, ou bien au cours de l'appui. Le théorème du moment cinétique indique que la dérivée du moment cinétique propre du sujet (\vec{L}_{CoM}) est égale au moment résultant des efforts extérieurs exprimé au CoM ($\vec{M}_{ext, CoM}$). En intégrant ce théorème, il apparaît que l'impulsion de rotation ($\Delta \vec{L}_{CoM}$), est égale à l'intégrale pendant l'appui de $\vec{M}_{ext, CoM}$:

$$\Delta_{appui} \vec{L}_{CoM} = \int_{appui} \vec{M}_{ext, CoM} \quad (8.3)$$

L'impulsion de rotation transverse ($\Delta L_{CoM, z}$) peut être due à l'action de forces horizontales opposées exercées par les membres inférieurs droit et gauche de part et d'autre du CoM ou à l'accélération angulaire des segments principalement du haut du corps autour de l'axe vertical (membres supérieurs, tête, thorax, abdomen et bassin) ;

- au cours de la phase de vol, la vitesse de rotation de l'athlète dépend majoritairement de deux paramètres : le moment cinétique du corps entier exprimé au CoM (\vec{L}_{CoM}), conservé tant que l'athlète est en vol, et le moment d'inertie du corps entier exprimé au CoM (I_{CoM}). Ces deux paramètres sont liés à la vitesse angulaire par rapport au CoM ($\vec{\omega}_{CoM}$) par la relation :

$$\vec{L}_{CoM} = I_{CoM} \cdot \vec{\omega}_{CoM} \quad (8.4)$$

Pendant la phase de vol, notamment après le coup de pied, l'athlète peut donc réduire son moment d'inertie dans le plan transverse (I_{zz}) de façon à augmenter sa vitesse de rotation autour de l'axe vertical (ω_z).

En fin de phase de vol, il est possible d'accélérer la rotation de la ligne entre les pieds à condition de décélérer la rotation des autres segments. Ce mouvement de gesticulation, désigné comme « triche de rotation » par les entraîneurs, est conseillé dans le cas d'une détente verticale faible ou pour accéder à quelques degrés supplémentaires de rotation.

En miroir de ce qui est réalisé en gymnastique, l'accent est surtout porté sur la phase de vol lors des entraînements de wushu, avec des mouvements éducatifs pratiqués régulièrement, aussi bien sur la réalisation rapide du coup de pied, que pour la réduction du moment d'inertie dans la phase de rotation. Cependant, l'absence d'un praticable permettant de gagner de la hauteur lors des mouvements acrobatiques rend les temps de vol relativement courts, et le travail de cette phase est donc difficile en situation réelle d'entraînement.

La phase d'appui ne fait en général pas l'objet d'une attention particulière, alors qu'elle influe directement sur les deux grands paramètres de la performance pour la réalisation des acrobaties (Dapena, 1978) : l'augmentation des composantes verticales, du moment cinétique transverse pour la vitesse de rotation, et de la quantité de mouvement pour le temps de vol.

Les objectifs de cette étude sont d'analyser les caractéristiques de la phase de vol et de la phase d'appui lors d'un saut avec rotation transverse maximale, et lors de la réalisation d'acrobaties spécifiques du wushu, chez des athlètes de haut-niveau. En plus de données directes de performance, différents paramètres seront analysés :

- le moment d'inertie, le moment cinétique et la vitesse angulaire transverse au cours de la phase de vol ;
- l'impulsion, la puissance et le travail en rotation, ainsi que la contribution des segments du haut du corps à l'impulsion linéaire et l'impulsion de rotation.

Ces paramètres, permettant de comprendre l'interdépendance entre création de quantité de mouvement et création de moment cinétique, doivent permettre d'identifier les facteurs « pathomécaniques » spécifiques des athlètes, par la mesure directe de leur performance.

2 Méthodes calculatoires

Le protocole expérimental correspond à celui présenté dans le chapitre 6, à l'exception du filtrage de la cinématique segmentaire, qui était réalisé à l'aide d'un filtre Butterworth, avec une fréquence de coupure de 25 Hz. Le calcul des paramètres permettant l'analyse de la phase de vol et de la phase d'appui sont décrits ci-après. Seuls les sauts impliquant des rotations et dont les deux derniers appuis étaient mesurés ont été analysés dans ce chapitre : les sauts à rotation simple sans coup de pied (RJ) et le mouvement acrobatique TKBL (chapitre 6).

2.1 Analyse de la phase de vol

La performance lors de la phase de vol a été évaluée sur 4 paramètres directement observables :

- *la performance en rotation*, calculée comme l'angle entre la ligne reliant les deux pieds à l'instant du décollage, et cette même ligne à l'instant où les pieds reviennent en contact avec le sol, conformément au règlement international de l'IWUF ;
- *la performance en hauteur* (h_{max}) calculée comme la hauteur maximale du CoM moins la hauteur du CoM en position statique, à partir du modèle inertiel. Cette performance en hauteur a aussi été comparée à la performance lors d'un saut maximal sans rotation ($\%h_{MJ}$) ;
- *le temps de vol* (t_{vol}) calculé comme la durée après la phase d'appui pendant laquelle l'effort vertical au sol était nul, dans le cas où le sujet retombait sur au moins une des plateformes. Dans les rares cas où l'athlète retombait hors des plateformes, l'instant de fin de vol était déterminé par l'opérateur à partir de la cinématique des marqueurs situés sur les pieds ;
- *la vitesse de rotation moyenne de la ligne des pieds* ($\omega_{moy, pieds}$) calculée comme la performance en rotation divisée par le temps de vol.

Un repère orthonormé mobile (R_{CoM}) a été défini, avec pour origine le CoM, pour axe \vec{z} l'axe vertical vers le haut et pour axe \vec{y} le vecteur entre le pied droit et le pied gauche au moment de l'appui, comme présenté dans la figure 8.2. Toutes les grandeurs calculées ci-après sont exprimées dans ce repère mobile.

La technique des athlètes pouvant être perturbée par le dispositif expérimental, seule la répétition de chaque athlète présentant la meilleure performance en rotation a été conservée pour les analyses suivantes. Trois paramètres ont été calculés pendant la phase de vol :

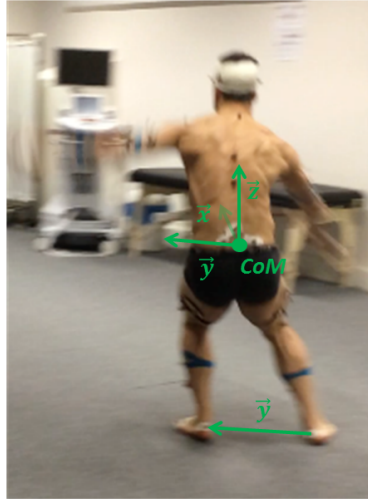


FIGURE 8.2. Repère mobile R_{CoM} . La ligne des pieds à l'impulsion est utilisée comme axe \vec{y} et l'axe \vec{z} est vertical. L'origine du repère est placée au centre de masse du sujet (CoM).

- *le moment d'inertie transverse* ($I_{zz, CoM}$) : le formalisme des matrices homogènes (Legnani *et al.*, 1996), appliqué au modèle volumique personnalisé, permet de définir une matrice de pseudo-inertie du corps entier (J_{CoM}) dans R_{CoM} . Le tenseur d'inertie du corps entier exprimé au CoM (I_{CoM}) est finalement recalculé à partir de J_{CoM} , et $I_{zz, CoM}$ est extrait de cette matrice 3 x 3 ;
- *le moment cinétique propre du corps entier* (\vec{L}_{CoM}) : calculé de façon similaire à ce qui a été réalisé pour la validation du modèle volumique personnalisé des paramètres inertiels (chapitre 5) ;
- *la « vitesse angulaire du corps entier »* ($\vec{\omega}$) : calculée comme le produit matriciel de l'inverse du tenseur d'inertie (I_{CoM}^{-1}) et du moment cinétique propre (\vec{L}_{CoM})¹ :

$$\vec{\omega} = I_{CoM}^{-1} \cdot \vec{L}_{CoM} \quad (8.5)$$

2.2 Analyse de la phase d'appui

2.2.1 Impulsion linéaire et impulsion de rotation

L'impulsion linéaire ($\Delta\vec{p}$), l'impulsion de rotation exprimée au CoM ($\Delta\vec{L}_{CoM}$) et les impulsions de rotation de l'appui droit et de l'appui gauche ($\Delta\vec{L}_{droit, CoM}$ et $\Delta\vec{L}_{gauche, CoM}$) ont été calculées par intégration discrète au cours de l'appui, des forces et des moments exprimés au CoM, issus des plateformes de forces. La méthode des trapèzes a été utilisée.

2.2.2 Puissance et travail en rotation transverse

La puissance totale des efforts extérieurs peut être vue comme la somme d'un terme en translation et d'un terme en rotation, qui sont eux-mêmes la somme de termes correspondant au différents plans anatomiques, avec l'ensemble des variables exprimées dans R_{CoM} (Robertson et Winter, 1980) :

1. D'un point de vue mécanique, seules les vitesses angulaires de chacun des segments ont un sens. Cependant, cette « vitesse angulaire du corps entier » permet de mettre en liaison une vitesse angulaire avec un moment extérieur appliqué sur le corps, de façon à calculer une puissance de rotation qui permet l'analyse quantifiée de la phase d'appui des sauts acrobatiques, qui s'avère en relation avec la performance.

$$P_{tot} = P_{trans} + P_{rot} \quad (8.6)$$

$$= \vec{v} \cdot \vec{F}_{ext} + \vec{\omega} \cdot \vec{M}_{ext} \quad (8.7)$$

$$= v_x \times F_{ext,x} + v_y \times F_{ext,y} + v_z \times F_{ext,z} \quad (8.8)$$

$$+ \omega_x \times M_{ext,x} + \omega_y \times M_{ext,y} + \omega_z \times M_{ext,z} \quad (8.9)$$

$$= P_{trans,x} + P_{trans,y} + P_{trans,z} + P_{rot,x} + P_{rot,y} + P_{rot,z} \quad (8.10)$$

avec $P_{trans,z}$, la part de puissance en translation selon l'axe vertical, et $P_{rot,z}$, la part de puissance en rotation autour de l'axe vertical. $P_{rot,z}$ a été calculée au cours de l'appui comme le produit de la composante en \vec{z} de la vitesse angulaire (ω_z) et la composante en \vec{z} du moment des efforts extérieurs ($M_{ext,z}$) exprimées en R_{CoM} .

2.2.3 Cinétique des membres supérieurs

Au cours de l'appui, la force extérieure agissant sur le CoM peut être vue comme la somme de la force générée par les membres inférieurs (\vec{F}_{inf}) et de la dérivée de la quantité de mouvement des membres supérieurs par rapport au CoM (\vec{p}_{sup}) :

$$\vec{F}_{ext} = \vec{F}_{inf} + \frac{d\vec{p}_{sup}}{dt} \quad (8.11)$$

La contribution des membres supérieurs à l'impulsion linéaire verticale est ainsi évaluée comme le pourcentage d'impulsion verticale due aux membres supérieurs ($\%imp_{sup}$) :

$$\%imp_{sup,z} = \frac{\Delta_{appui} p_{sup,z}}{\int_{appui} F_{ext,z}} \quad (8.12)$$

De même, le moment exercé sur le CoM (\vec{M}_{ext}) correspond à la somme du moment exercé par les membres inférieurs sur le sol (\vec{M}_{inf}) et de la dérivée du moment cinétique du haut du corps (\vec{L}_{haut}). Les segments principalement du « haut du corps » correspondent aux membres supérieurs, à la tête, au thorax, à l'abdomen et au bassin.

$$\vec{M}_{ext} = \vec{M}_{inf} + \frac{d\vec{L}_{haut}}{dt} \quad (8.13)$$

La transmission du moment cinétique transverse des segments du haut du corps ($\%Tr_{haut}$) est évaluée comme :

$$\%Tr_{haut,z} = \frac{\Delta_{appui} L_{haut,z}}{\int_{appui} M_{ext,z}} \quad (8.14)$$

Tous ces calculs sont effectués dans le repère mobile (R_{CoM}).

3 Résultats

3.1 Paramètres de la performance

Lors des mouvements de rotation simple les athlètes réalisaient une rotation entre 442° et 744°. Les performances en hauteur étaient comprises entre 46 et 64 cm pour les sauts en rotation simple. Ces performances correspondant à 66 et 94% de la performance lors d'un saut maximal sans rotation. Le temps de vol était compris entre 0,56 et 0,67 secondes. La vitesse moyenne de rotation était ainsi comprise entre 721 et 1236 °/s. Les résultats des 12 sujets sont présentés dans le tableau 8.1.

TABLEAU 8.1. Performance en hauteur (h_{max}), temps de vol (t_{vol}), performance relative par rapport à la performance lors d'un saut maximal ($\%h_{MJ}$), rotation effectuée et vitesse de rotation moyenne ($\omega_{moy, pieds}$), pour la meilleure répétition de saut avec rotation (RJ).

sujets	h_{max} cm	t_{vol} s	$\%h_{MJ}$ %	rotation °	$\omega_{moy, pieds}$ °/s
1	53	0,61	78	442	721
2	53	0,60	76	611	1013
3	52	0,58	83	602	1044
4	51	0,59	78	733	1236
5	62	0,65	78	744	1138
6	64	0,67	79	664	991
7	61	0,64	81	642	997
8	48	0,56	74	583	1034
9	46	0,57	66	542	945
10	68	0,70	94	640	919
11	58	0,62	79	587	947
12	61	0,65	79	676	1035
moyenne	56	0,62	79	622	1002

3.2 Phase de vol

Au cours de la phase de vol lors de la performance maximale, le moment cinétique variait selon les sujets entre 13 et 22 kg.m².s⁻¹. Le moment d'inertie dans le plan transverse variait entre 0,9 et 2,7 kg.m² et la vitesse angulaire maximale du corps entier entre 667 et 1142 °/s. Les résultats des 12 sujets sont présentés dans le tableau 8.2.

TABLEAU 8.2. Moment cinétique transverse ($L_{CoM, z}$), moment d'inertie principal transverse (I_{zz}) et vitesse angulaire transverse (ω_z) au cours de la phase de vol pour les 12 sujets, lors de la meilleure répétition de sauts avec rotation (RJ).

sujets	$L_{CoM, z}$ kg.m ² .s ⁻¹	I_{zz} kg.m ²		ω_z °/s	
	moyenne	moyenne \pm sd	min - max	moyenne \pm sd	min - max
1	13	2,7 \pm 1,0	1,5 - 4,1	483 \pm 144	244 - 667
2	17	1,7 \pm 0,4	1,2 - 2,6	751 \pm 81	554 - 876
3	13	0,9 \pm 0,2	0,8 - 1,4	860 \pm 68	631 - 944
4	17	1,3 \pm 0,2	1,1 - 1,8	1008 \pm 84	769 - 1127
5	20	1,3 \pm 0,2	1,1 - 2,0	1009 \pm 105	711 - 1142
6	14	1,3 \pm 0,1	1,1 - 1,5	776 \pm 77	637 - 887
7	19	1,8 \pm 0,5	1,1 - 2,8	823 \pm 140	540 - 999
8	22	1,6 \pm 0,3	1,3 - 2,1	825 \pm 126	593 - 975
9	13	1,3 \pm 0,2	1,0 - 1,6	746 \pm 69	604 - 856
10	18	1,5 \pm 0,3	1,2 - 2,3	774 \pm 89	495 - 884
11	14	1,4 \pm 0,2	1,1 - 1,8	685 \pm 43	535 - 755
12	20	1,9 \pm 0,3	1,6 - 2,8	843 \pm 123	525 - 989
moyenne	17	1,6 \pm 0,3	1,2 - 2,2	799 \pm 96	570 - 925

3.3 Phase d'appui

En ce qui concerne l'impulsion linéaire, qui correspond à la variation de quantité de mouvement au cours de l'appui, la composante selon l'axe vertical était comprise entre 528 et 800 kg.m.s⁻¹. L'impulsion antéro-postérieure était toujours dirigée vers l'arrière et l'impulsion latérale était toujours dirigée de gauche à droite pour un mouvement de rotation dans le sens horaire et inversement, à l'exception du sujet 12.

Pour l'impulsion en rotation, qui correspond à la variation du moment cinétique au cours de l'appui, la composante verticale était plus importante que les deux autres composantes, sauf pour les sujets 1 et 10. L'impulsion de rotation transverse ($\Delta L_{CoM, z}$) variant entre 6 et 30 $\text{kg.m}^2.\text{s}^{-1}$, avec les valeurs les plus faibles pour les sujets 1 et 10.

Les résultats pour les trois composantes des impulsions linéaire et angulaire au cours de la phase d'appui sont présentés dans le tableau 8.3.

TABLEAU 8.3. Composantes en \bar{x} , \bar{y} et \bar{z} de l'impulsion en rotation ($\Delta \vec{L}_{CoM}$) et de l'impulsion linéaire ($\Delta \vec{p}$) selon les trois axes par rapport au repère mobile au cours du saut.

sujets	$\Delta L_{CoM, x}$	$\Delta L_{CoM, y}$ $\text{kg.m}^2.\text{s}^{-1}$	$\Delta L_{CoM, z}$	Δp_x	Δp_y kg.m.s^{-1}	Δp_z
1	20	-18	6	-87	-63	547
2	4	-5	21	-69	-28	617
3	0	-4	20	-3	-13	580
4	-4	-6	22	-71	-20	670
5	1	-15	25	-74	-22	635
6	-6	-13	18	-118	-26	634
7	9	-6	23	-112	-49	579
8	-6	12	29	-54	-33	678
9	-1	-13	20	-73	-68	528
10	13	-10	9	-195	-97	593
11	9	-9	19	-141	-24	723
12	8	-10	30	-126	16	800
moyenne	4	-8	20	-94	-36	632

L'ensemble des athlètes, à l'exception des sujets 7 et 9, présentaient une asymétrie importante entre les membres inférieurs droit et gauche pour l'impulsion de rotation transverse. Le sujet 10 présentait même une impulsion négative au niveau de la jambe droite, pour une rotation dans le sens trigonométrique (anti-horaire) (tableau 8.4).

Les bras contribuaient à l'impulsion linéaire verticale entre 6 et 10% selon les sujets. L'impulsion en rotation des segments du haut du corps représentaient entre 74 et 278% de l'impulsion mesurée au sol (tableau 8.4). Les courbes de la composante verticale du moment de réaction du sol et de la dérivée du moment cinétique transverse du haut du corps de trois sujets sont présentées dans la figure 8.3.

Les pics de puissance étaient compris entre -24 et -1004 W en excentrique et entre 601 et 1103 W en concentrique. Le travail en rotation était compris entre 27 et 159 W (tableau 8.4). Les courbes de puissance en rotation transverse de trois sujets sont présentées dans la figure 8.4.

TABLEAU 8.4. Asymétrie d'impulsion de rotation transverse ($\Delta L_{CoM,z}$), impulsion linéaire verticale des membres supérieurs ($\Delta p_{sup,z}$) et contribution à l'impulsion linéaire verticale totale ($\%imp_{sup,z}$), impulsion de rotation transverse du « haut du corps » ($\Delta L_{haut,z}$) et contribution à l'impulsion de rotation transverse totale ($\%T_{haut,z}$), pic de la part transverse de la puissance en rotation excentrique et concentrique ($P_{exc,z,max}$ et $P_{conc,z,max}$) et travail en rotation transverse (W_z) au cours de l'appui, avec rotation maximale (RJ), pour les 12 sujets.

sujets	$\Delta L_{CoM,z}$ kg.m ² .s ⁻¹			Rôle du « haut du corps »			Puissance et travail en rotation			
	Total	Droite	Gauche	$\Delta p_{sup,z}$ kg.m.s ⁻¹	$\%imp_{sup,z}$	$\Delta L_{haut,z}$ kg.m ² .s ⁻¹	$\%T_{haut,z}$	$P_{exc,z,max}$ W	$P_{conc,z,max}$ W	W_z J
1	6	5	1	45	8	13	217	-229	1103	30
2	21	5	16	58	9	21	100	-35	1013	119
3	20	-2	22	43	7	16	80	-55	777	88
4	22	-2	24	51	8	19	86	-31	601	114
5	25	5	19	53	8	25	100	-43	991	159
6	18	17	1	57	9	16	89	-224	867	125
7	23	13	10	59	10	23	100	-24	908	134
8	29	6	23	56	8	23	79	-110	775	173
9	20	8	13	33	6	16	80	-372	983	127
10	9	-13	22	60	10	25	278	-1004	1025	27
11	19	17	2	66	9	14	74	-42	609	95
12	30	26	4	69	9	25	83	-137	627	108
moyenne	20	7	13	54	8	20	114	-192	857	108

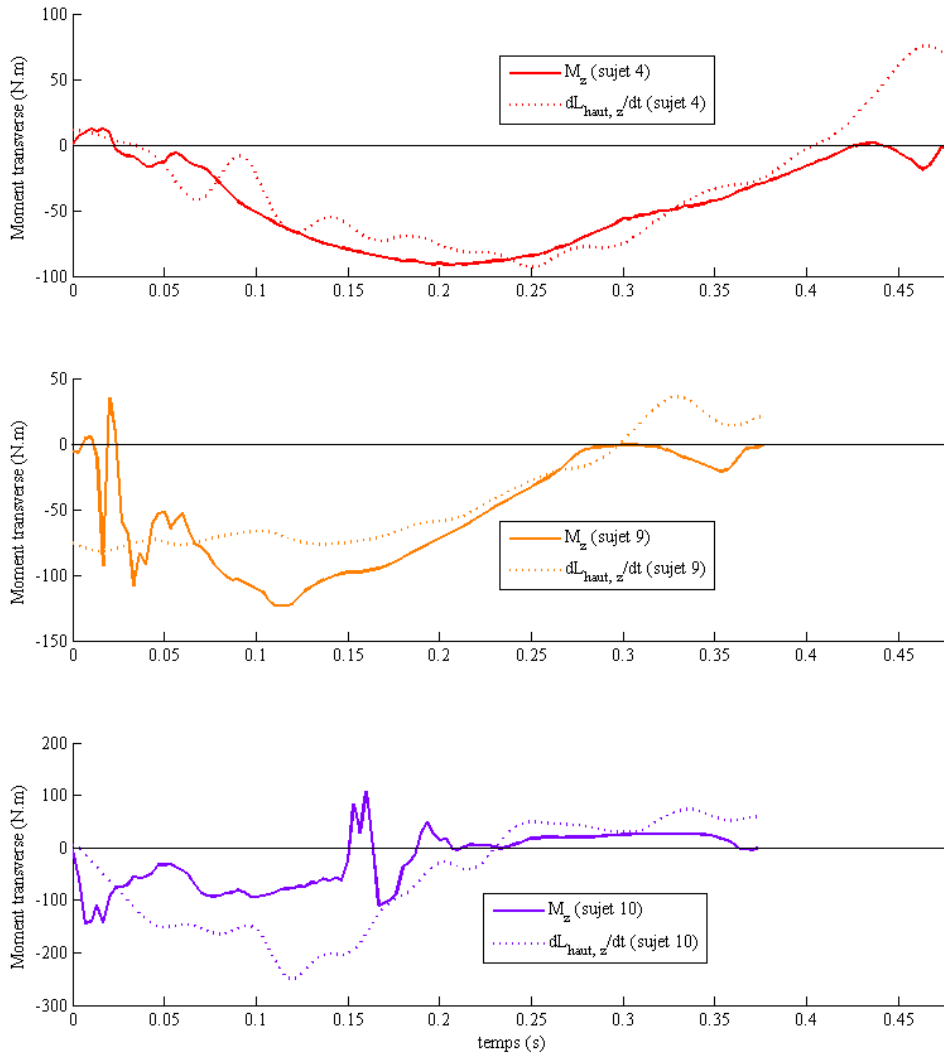


FIGURE 8.3. Moment transverse mesuré au sol (lignes pleines) et dérivée du moment cinétique des segments du haut du corps (lignes pointillées) pour trois sujets au cours d'un saut avec rotation maximale (RJ). Les pics de moment présents chez le sujet 9 (à 0,02 s) et le sujet 10 (à 0,17 s) correspondent à l'entrée en contact du deuxième appui avec le sol. Pour le sujet 4, les courbes concordent, l'impulsion du haut du corps (aire sous la courbe) est donc efficacement transmise au sol. Pour le sujet 9, l'impulsion mesurée au sol est plus importante que l'impulsion du haut du corps, ce qui signifie que les membres inférieurs produisent une part de l'impulsion de rotation. Pour le sujet 10, l'impulsion du haut du corps est plus importante que l'impulsion mesurée au sol, principalement lors de la phase de simple appui (entre 0 et 0,17 sec). L'impulsion du haut du corps n'est donc pas transmise intégralement au sol, sûrement du fait d'une variation opposée du moment cinétique du membre inférieur n'étant pas encore en contact avec le sol.

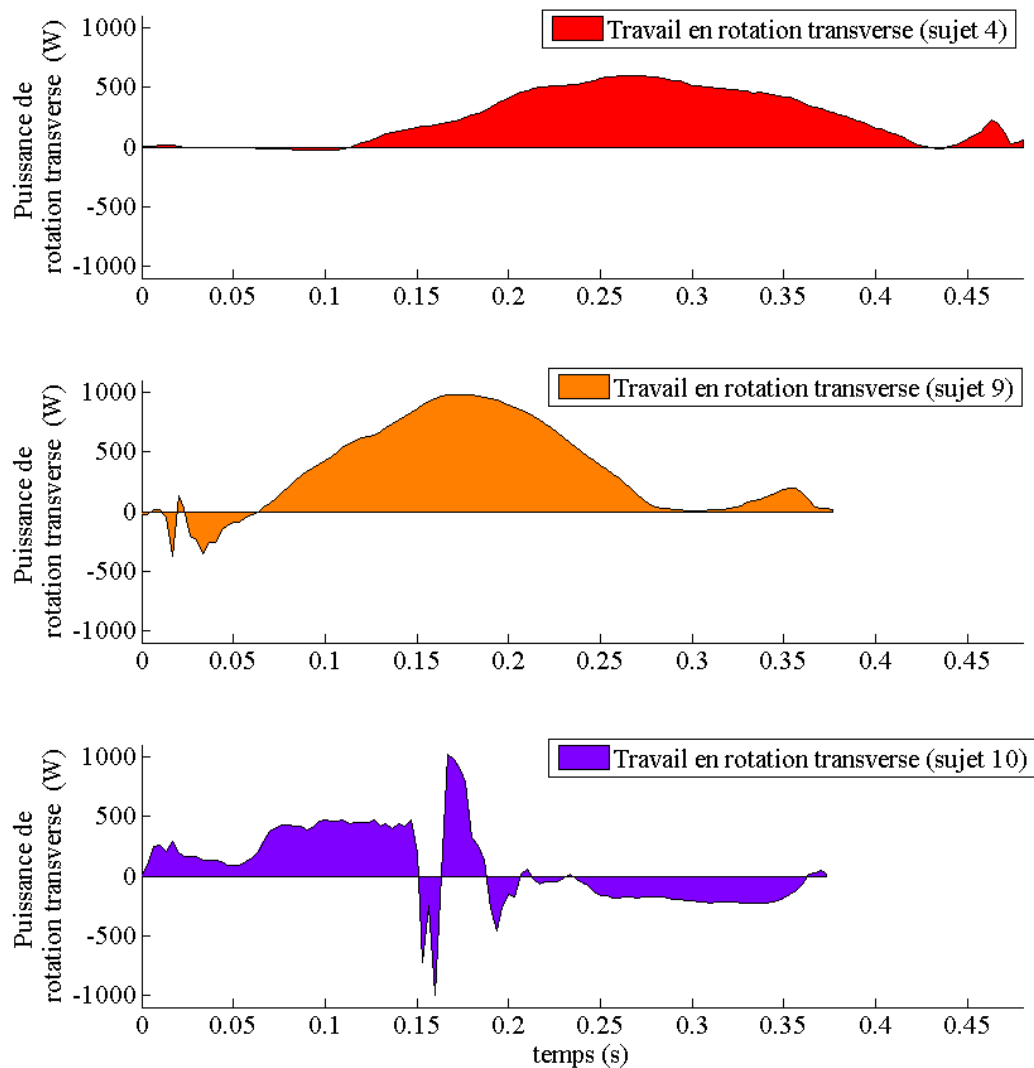


FIGURE 8.4. Puissance de rotation transverse pour trois sujets au cours d'un saut avec rotation maximale (RJ). Une puissance négative correspond à un mouvement excentrique et une puissance positive à un mouvement concentrique. Le sujet 4 montre un faible travail excentrique en début d'appui et un important travail concentrique ensuite. Le sujet 9 montre un important travail excentrique en début d'appui. Le sujet 10 montre un travail excentrique en fin d'appui, qui correspond à un freinage de la rotation recherchée.

4 Discussion

4.1 Phase de vol

Les athlètes différaient fortement sur les caractéristiques du saut en rotation simple. La hauteur atteinte était plus faible pour les sujets 8 et 9 et plus élevée pour les sujets 10 et 6. Cette hauteur était toujours inférieure à celle d'un saut de détente maximale (79% en moyenne), mais cette tendance était moins prononcée pour le sujet 10 (94%). Les consignes n'imposant pas de réception particulière, aucune « triche de temps de vol » n'a été réalisée par les athlètes, qui se réceptionnaient avec les membres inférieurs en relative extension.

La vitesse angulaire transverse moyenne de la ligne des pieds était la plus faible pour les sujets 1 et 10 et la plus élevée pour les sujets 4 et 5. Cette vitesse était cependant toujours supérieure à la vitesse angulaire transverse moyenne du corps entier, qui pourrait être le signe d'une certaine « triche de rotation ». Cependant, il est probable que cette différence s'explique majoritairement par le fait qu'au dernier instant de la phase d'appui, les pieds sont toujours en contact avec le sol dans leur position de départ, alors que le reste du corps présente une importante torsion transverse (figure 8.5). Le corps entier effectue ainsi une rotation inférieure à la rotation effectuée par la ligne des pieds.

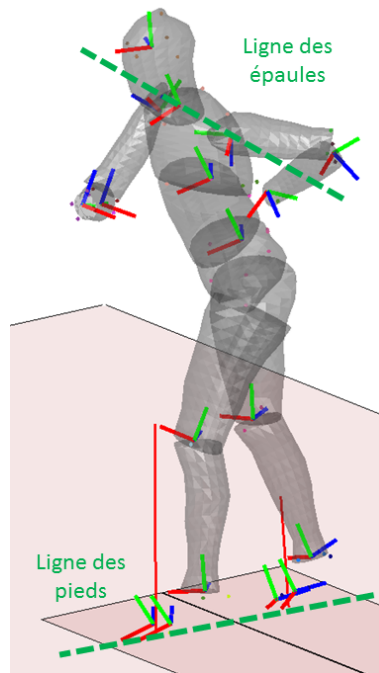


FIGURE 8.5. Torsion transverse du corps de l'athlète lors du dernier instant de la phase d'appui d'un saut en rotation transverse dans le sens trigonométrique.

La rotation effectuée était la plus importante pour les sujets 4 et 5, qui présentaient aussi la plus grande vitesse angulaire. La plus faible rotation effectuée était observée pour le sujet 1, qui avait la vitesse de rotation la plus faible, et le sujet 9 qui avait la hauteur la plus faible.

Aucune variation importante du moment d'inertie transverse n'était observée entre les sujets, à l'exception du sujet 1 dont le moment d'inertie transverse était 2 fois supérieur à la moyenne. Le moment cinétique transverse lors de la phase de vol était le plus élevé pour les sujets 8, 5 et 12 et le plus faible pour les sujets 1, 3 et 9.

Les calculs du moment cinétique et du moment d'inertie dépendant fortement des erreurs sur les vitesses segmentaires et/ou sur les paramètres inertiels, ces valeurs peuvent être biaisées (chapitre 5). Cependant, la variation de quantité de mouvement et de moment cinétique peut être mesurée précisément au cours de l'appui grâce aux plateformes de forces.

4.2 Phase d'appui

Lors de la phase d'appui, l'impulsion linéaire était majoritairement verticale. Une composante mineure vers l'arrière correspondait à l'arrêt de l'élan horizontal et une composante latérale était aussi observée chez l'ensemble des sujets. L'impulsion en rotation était majoritaire dans le plan transverse, à l'exception des sujets 1 et 10. Ceci peut expliquer les faibles vitesses de rotation transverse pour ces deux sujets. La présence d'un moment cinétique important selon les axes \vec{x} et \vec{y} a, par exemple, peut être obligé le sujet 1 à conserver un moment d'inertie transverse important, de manière à éviter de tourner autour d'un axe non souhaité.

L'impulsion en rotation au cours de l'appui est supérieure à la valeur du moment cinétique pendant la phase de vol pour l'ensemble des sujets, à l'exception des sujets 1 et 10. Cela signifie que seuls ces deux athlètes ont approché la phase d'appui avec un moment cinétique déjà dans le sens de la rotation recherchée. Les autres sujets ont donc présenté une phase de rotation « excentrique », où l'athlète freine un mouvement de rotation dans le sens inverse de la rotation recherchée, suivie d'une phase de rotation « concentrique », où l'impulsion a le même signe que la vitesse angulaire du corps entier. Au début de l'appui, une puissance négative (donc excentrique) est en effet observée pour le sujet 9 et, à l'inverse, une puissance positive pour les sujets 1 et 10 (figure 8.4). En revanche, des pics de puissance excentrique sont observés vers le milieu de la phase d'appui chez ces deux derniers sujets, pouvant encore expliquer la plus faible vitesse angulaire observée.

La plupart des sujets présentaient une asymétrie importante entre l'impulsion de rotation sous le pied droit et celle sous le pied gauche. Cette asymétrie était indépendante du sens de rotation, mais propre à chaque sujet. De plus, elle n'était pas liée à une asymétrie de position du centre de masse par rapport à la ligne des pieds. Cette asymétrie de répartition de l'impulsion peut être due à un des membres inférieurs plus rigide que l'autre, qui ainsi transmettrait mieux l'impulsion des segments du haut du corps, ou par une force horizontale produite de façon dissymétrique par les membres inférieurs. Le sujet 10 présentait une impulsion négative du pied gauche, qui freine donc le mouvement de rotation. Cela peut expliquer la faible vitesse de rotation observée (figure 8.7).

En ce qui concerne la transmission de l'impulsion des segments du haut du corps, on constate que chez les sujets 3, 8, 9 et 11, l'impulsion mesurée au sol est supérieure à celle produite par les segments du haut du corps. Une partie de cette impulsion est donc créée par les membres inférieurs, par des poussées horizontales opposées (figure 8.6). Pour les sujets 1 et 10, l'impulsion du haut du corps est supérieure à l'impulsion mesurée au sol. L'impulsion du haut du corps n'est donc pas transmise efficacement au sol, sûrement du fait de membres inférieurs pas assez rigides, qui rendent possible une impulsion négative opposée de ces segments.

Les calculs d'impulsion ne sont pas soumis à des biais importants, car ils dépendent des données mesurées par les plateformes et la position du centre de masse global du sujet, qui a été montrée comme relativement juste (chapitre 5). En revanche, l'impulsion en rotation des bras dépend de la précision des vitesses angulaires et du tenseur d'inertie, qui est variable en fonction des vitesses et de la population étudiée. Toutefois, la dérivée du moment d'inertie des segments du haut du corps au cours de l'appui correspondait bien au moment transverse mesuré par les plateformes de forces exprimé au CoM pour les sujets les plus performants, ce qui confirme la validité de la méthode d'analyse présentée.

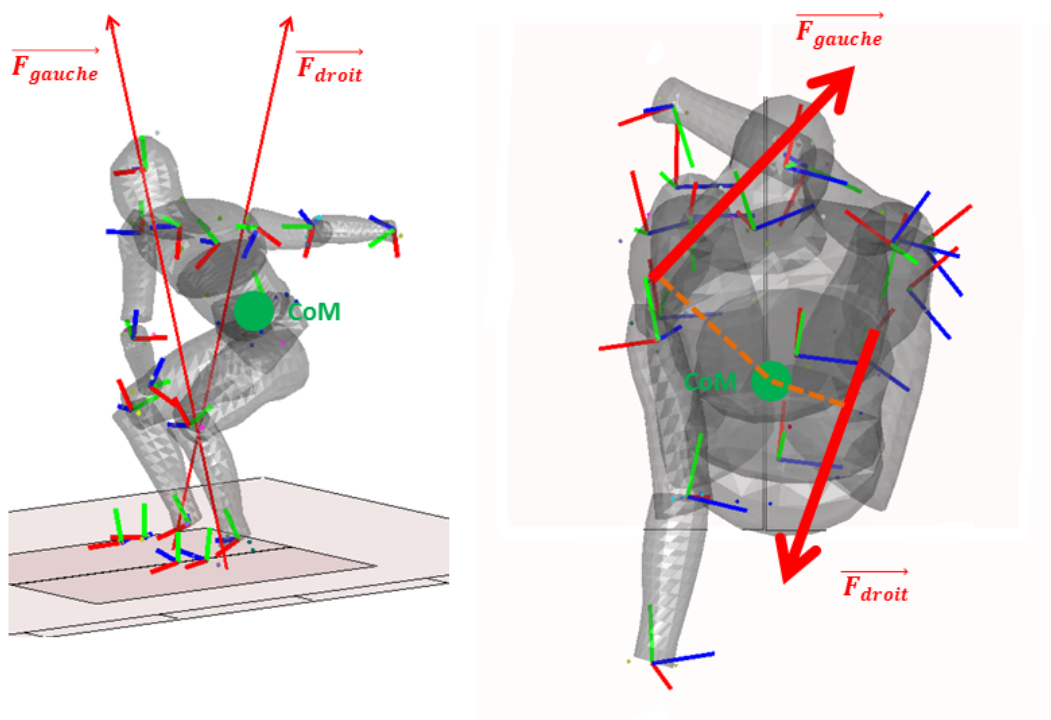


FIGURE 8.6. Moments de réaction du sol sous l'appui droit et sous l'appui gauche, exprimés au centre de masse, entraînant une rotation dans le même sens. Vue latérale et vue d'au-dessus.

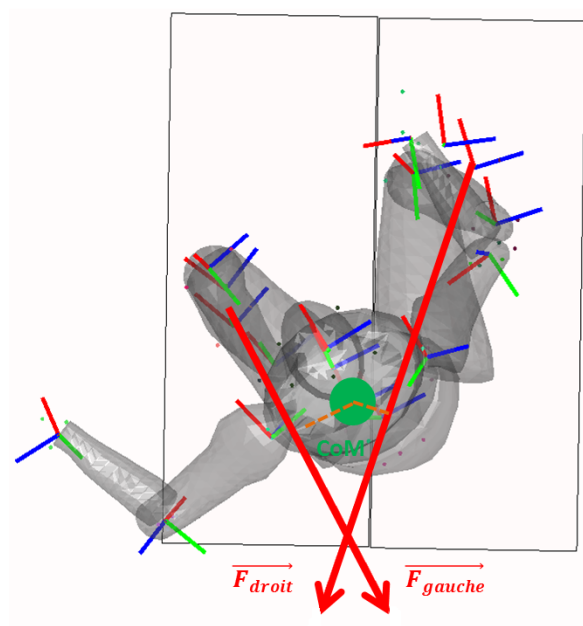


FIGURE 8.7. Moments de réaction du sol sous l'appui droit et sous l'appui gauche, exprimés au centre de masse, entraînant des rotations opposées. Vue d'au-dessus.

S'il arrive que les blessures traumatiques surviennent lors de l'impulsion des sauts, elles ont en fait principalement lieu lors de la réception, où l'athlète doit stopper sa rotation de la manière la plus nette possible, dans une position de *Ma Bu* (position du cavalier) (figure 8.1), *Die Bu* (position accroupie) ou *Su Cha* (grand écart latéral), comme présenté dans la figure 8.9. Il n'était pas réalisable d'analyser les réceptions en dynamique inverse car il est très difficile pour les athlètes de viser les plateformes de forces, avec un pied sur chacune d'elle, lors de la réception. Seule une méthode de dynamique inverse de type *top-down*, permettant les calculs dynamiques en utilisant uniquement un modèle volumique personnalisé et des accélérations segmentaires précises (Pillet *et al.*, 2010), constituerait une méthode écologique pour analyser la dynamique de la réception des sauts. Ainsi, les efforts internes et externes agissant sur le corps de l'athlète pourraient être analysés indifféremment en phase d'appui et en phase de réception, sans intervention de plateformes de forces.

5 Bilan : Conseils pour les athlètes et les entraîneurs

Plusieurs paramètres peuvent conduire à une faible rotation effectuée, et donc être décrits comme pathomécaniques pour la réalisation des acrobaties en wushu :

- les membres inférieurs doivent produire une force strictement verticale. En effet, le fait de décaler les lignes d’actions des forces produites par les membres inférieurs droit et gauche par rapport au centre de masse permet d’augmenter la vitesse de rotation du corps, mais correspond à un mouvement non physiologique nuisant à la production de l’impulsion linéaire verticale. Le temps de vol étant réduit, la rotation totale effectuée par l’athlète est diminuée ;
- les membres inférieurs doivent être rigidifiés dans le plan transverse, c’est-à-dire que les mouvements de rotation interne et/ou externe des pieds, des jambes et des cuisses au cours de l’appui doivent être évités. Un tel « gainage dynamique » permet de transmettre au sol, de manière optimale, l’impulsion de rotation transverse générée par les membres supérieurs et le tronc. La création de moment cinétique par le haut du corps ne doit en effet pas être compensée par un mouvement inverse du bas du corps, de façon à maximiser l’impulsion au niveau du sol. De plus, une rotation transverse des membres inférieurs ne correspond pas à la position physiologique permettant la production maximale de force verticale ;
- l’impulsion de rotation transverse doit être effectuée uniquement par les segments du haut du corps. Le moment cinétique créé doit avoir une composante verticale majoritaire. Pour que les bras contribuent aussi à l’impulsion linéaire verticale, il est nécessaire d’avoir simultanément un mouvement des bras vers le haut au cours de l’appui. Ainsi, le tronc doit tourner dans le plan transverse, et les bras doivent avoir un mouvement de rotation hélicoïdale dans le plan transverse (figure 8.8). Ce mouvement doit toujours être accéléré et non freiné.
- à l’exception des premiers instants de l’appui, la puissance de rotation transverse doit être positive, aux niveaux des deux appuis. En effet, une puissance négative d’un des deux appuis correspond à un freinage de la rotation recherchée et à une perte d’énergie (figure 8.7).
- le travail en rotation excentrique en début d’appui ne doit pas être trop important. La rotation freinée, dans ce cas, est inverse à celle recherchée, ce qui correspond à un mouvement pliométrique. Un mécanisme de *Stretch-Shortening Cycle* est probablement recherché au niveau des muscles responsables de la création de moment cinétique (principalement les abdominaux et les obliques). Bien que cet effet pliométrique puisse être bénéfique pour la production de puissance, il semble qu’une phase excentrique trop importante soit préjudiciable à la performance. Il apparaît donc préférable de réaliser une rotation préalable au cours de l’élan, dans le même sens que la rotation recherchée, de façon à réduire l’impulsion de rotation nécessaire à l’acquisition du moment cinétique requis (figure 8.9). Le mouvement préparatoire des membres supérieurs, l’« armé » des bras, ne peut être effectué lors du sursaut avant l’appui, car il a pour effet de décaler la ligne des pieds à l’impulsion.

Lors des compétitions en wushu, la hauteur des sauts acrobatiques intervient donc positivement à deux niveaux : au niveau de la note du collège de juges C, qui jugent les rotations des mouvements acrobatiques, et au niveau de la note du collège de juges B, qui évaluent positivement la hauteur des sauts dans la note d’impression générale. Le travail des sauts acrobatiques devrait donc privilégier le travail de la hauteur de saut plutôt que de la vitesse de rotation pure.

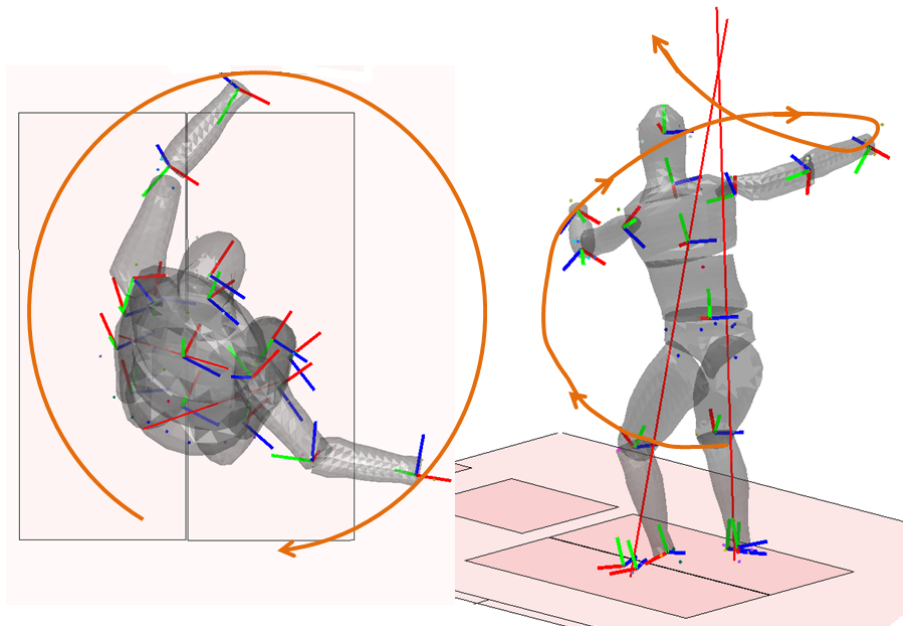


FIGURE 8.8. Mouvement hélicoïdal des bras lors de l'appui, permettant simultanément une impulsion de rotation transverse et une impulsion linéaire verticale. Vue d'au-dessus et vue latérale.



FIGURE 8.9. Saut XFJ 720° réalisé avec rotation à gauche au cours de l'élan. Réception en grand écart latéral (*Su Cha*).

Conclusion générale et perspectives

CONCLUSION GÉNÉRALE ET PERSPECTIVES

Dans ce travail, trois approches dynamiques de l'appui sportif ont été proposées, avec des applications possibles pour la correction des gestes pathomécaniques, la prévention des blessures ou la prise en compte des caractéristiques spécifiques de l'athlète à l'entraînement. Ces approches ont été appliquées à une population de sportifs d'élite en kungfu wushu (collectif France). Cependant, compte tenu de la très forte intervariabilité de cette population, aucune corrélation simple entre les divers paramètres étudiés, valable pour l'ensemble des 12 athlètes, n'a été observée. Les résultats obtenus pour chacun des athlètes se sont en revanche révélés intéressants pour leur pratique, mais uniquement s'ils étaient analysés individuellement, ce qui démontre bien l'intérêt de l'analyse personnalisée :

- l'analyse dynamique de l'impulsion et de la puissance de rotation ont permis d'identifier des techniques pathomécaniques différentes chez deux athlètes. Le premier utilisait ses membres inférieurs pour créer une impulsion de rotation transverse au détriment d'une impulsion linéaire verticale. Le deuxième présentait une puissance de rotation excentrique tardive au cours de la phase d'appui, un travail en rotation transverse faible et une composante transverse du moment cinétique non majoritaire pendant la phase de vol, l'empêchant de réduire son moment d'inertie transverse au maximum ;
- au cours des appuis de saut, chaque athlète présentait un profil différent au niveau des pics de moments articulaires. Certains sujets montraient des pics excessifs de moment de réaction du genou en *valgus*, qui peuvent être liés à un développement d'arthrose du genou. Un des athlètes, qui présentait des pics de moment de réaction du genou en *varus* et rotation externe, sollicite probablement de manière trop importante son ligament croisé antérieur lors de l'appui. Les trois sujets ayant eu le plus de lésions traumatiques de la cheville montraient des pics de moment en *valgus* de la cheville en moyenne plus faibles que les autres sujets, mais présentaient de nombreux *outlayers* avec des valeurs importantes, qui peuvent correspondre à l'apparition de mécanismes d'entorses par inversion du pied, en cas de dysfonctionnement des muscles réalisant normalement le mouvement de *valgus* de la cheville. À l'inverse, les athlètes n'ayant jamais eu de lésion au niveau de la cheville avaient sur l'ensemble des sauts un pic de moment de réaction de la cheville en *valgus* plus élevé, mais sans grande variation inter-répétition ;
- l'analyse de la quasi-raideur de la cheville en flexion/extension a permis d'identifier deux sous-populations de quatre athlètes, qui semblent utiliser de façons distinctes les structures actives et passives de la cheville pour la production de moment articulaire de plantiflexion lors de l'appui de saut. Cependant, des stratégies hybrides étaient aussi observées, avec certaines caractéristiques des sauteurs ressort et des sauteurs en puissance. Chez un athlète, la stratégie de type ressort était appliquée uniquement à une des chevilles.

Ces analyses personnalisées, réalisées ici dans le cas particulier des appuis de saut en kungfu wushu, peuvent aussi présenter un intérêt considérable dans d'autres sports de haut-niveau,

particulièrement dans les disciplines faisant intervenir des appuis de type *Stretch-Shortening Cycle* sur sol rigide, comme par exemple l’athlétisme (saut en hauteur, saut en longueur etc...), les sports d’équipe ou les sports de raquette.

Au niveau des tests spécifiques de propriétés mécaniques tissulaires, l’élastographie par ondes de cisaillement semble aussi avoir des applications possibles pour le sport de haut-niveau, notamment pour le suivi des lésions musculaires ou la quantification des propriétés mécaniques des tendons. Cependant, des standardisations de protocoles d’analyse de propriétés mécaniques du tendon nécessitent encore d’être déterminées, pour être à même de discerner les différences fines existant entre les athlètes.

Ces nombreuses applications de l’analyse dynamique au sport de haut-niveau montrent l’intérêt de renforcer le lien entre la recherche et l’entraînement. La première nécessité est d’améliorer l’acquisition et le traitement des données, qui constituent encore actuellement un fossé entre les sciences du sport et l’entraînement ([Goldsmith, 2000](#)). Les deux objectifs pour la recherche en biomécanique consistent d’une part, à rechercher une plus grande précision des mesures et d’autre part, à garantir une mesure la plus écologique possible, c’est-à-dire perturbant le moins possible l’athlète dans son geste.

Concernant la précision des données, certaines améliorations ont été apportées dans ce travail pour l’accès à la position des centres articulaires au cours du mouvement, le calcul des accélérations par dérivation discrète des données de position et la personnalisation des paramètres inertiels. Cependant, le but pour une application à l’entraînement de haut-niveau est de pouvoir quantifier les différences fines entre deux techniques d’un même athlète. L’erreur des mesures dynamiques nécessite pour cela d’être inférieure à la variabilité inter-répétition de l’athlète. Actuellement, cette précision n’est pas atteinte pour l’analyse de mouvements sportifs, cependant certaines évolutions possibles ont été discutées :

- des paramètres inertiels segmentaires personnalisés, différenciant les volumes de muscle, de la cage thoracique, de la graisse et de l’os, pourraient être obtenus avec l’amélioration de modèles volumiques. La personnalisation du modèle pourrait être réalisée uniquement à partir de mesures simples, comme des photographies de face et de profil et une balance à impédancemétrie ([chapitre 5.2](#)) ;
- du filtrage adaptatif, qui prendrait en compte les changements de contenu fréquentiel des trajectoires des différents segments au cours du temps. La fréquence de coupure de tels filtres peut varier au cours du temps et ainsi permettre le calcul précis de vitesses et d’accélérations segmentaires, même pour des mouvement non-stationnaires ([Giakas et al., 2000](#); [Erer, 2007](#)). Cette fréquence de coupure instantanée pourrait être différente en fonction des segments, qui n’ont pas le même contenu fréquentiel. Lors d’un appui, les membres inférieurs connaissent par exemple un impact (nécessitant une fréquence de coupure élevée) alors que les membres supérieurs ont un mouvement circulaire (pouvant être filtrée avec un fréquence de coupure relativement basse). Ces méthodes de filtrage peuvent être associées à des méthodes de dérivation moins sensibles au bruit de mesure des positions ;
- des repères segmentaires qui représenteraient d’avantage l’orientation des os, en réduisant l’artefact des tissus mous. En plus de méthodes pratiques proposées dans le [chapitre 3](#), des méthodes de post-traitement utilisant des optimisations pourraient être appliquées à l’ensemble des articulations, par exemple en minimisant l’étirement des ligaments ([Bergamini et al., 2011](#)) ;

Si de telles améliorations sont développées, le torseur dynamique du corps entier pourra être déterminé uniquement par mesures cinématiques, et une analyse par dynamique inverse de type *top-down* pourra être réalisée sur le corps entier, avec des précisions comparables aux données des plateformes de force. Pouvoir s’abstraire de l’utilisation de plateformes de force constituerait un pas important pour l’analyse écologique des appuis sportifs, par exemple pour étudier la dynamique articulaire lors de la réception de sauts acrobatiques, sur le sol réel de pratique et sans le biais de la visée des plateformes de force. Cependant, certaines informations nécessiteraient des analyses supplémentaires, pour connaître le comportement mécanique du

sol de pratique (Pain *et al.*, 2005; Rouch *et al.*, 2012), ou la répartition des efforts entre le membre inférieur droit et gauche au cours d'un double appui (Ren *et al.*, 2008).

L'évolution ultime de l'analyse écologique du geste sportif serait de pouvoir réaliser l'acquisition cinématique sans marqueurs, et sans immersion de l'athlète dans un environnement de laboratoire, avec des mesures au cours de l'entraînement ou même des compétitions (Grund *et al.*, 2010). Des méthodes alternatives aux systèmes optoélectroniques et aux centrales inertielles sont de plus en plus étudiées par la communauté scientifique de l'analyse du mouvement, avec par exemple des systèmes associant traitement d'images et traitement de données de profondeur. Le système KinectTM de Microsoft apparaît en ce sens comme un outil potentiel pour l'entraînement, par son caractère écologique, *low-cost* et par sa possibilité de traitement des données en temps réel (Plantard *et al.*, 2014; Skals *et al.*, 2014).

Les gestes pathomécaniques étant détectables qualitativement par des entraîneurs expérimentés par l'unique perception visuelle, il est probable que ceux-ci soient quantifiables par des technologies reposant sur la mesure unique de la cinématique 3D, sans intervention de systèmes de mesure complexes et encombrants.

- Aissaoui, R., Husse, S., Mecheri, H., Parent, G., et de Guise, J. (2006). Automatic filtering techniques for three-dimensional kinematics data using 3d motion capture system. In *IEEE International Symposium on Industrial Electronics*, volume 1, pages 614–619. IEEE.
- Akbarshahi, M., Schache, A. G., Fernandez, J. W., Baker, R., Banks, S., et Pandy, M. G. (2010). Non-invasive assessment of soft-tissue artifact and its effect on knee joint kinematics during functional activity. *Journal of biomechanics*, 43(7) :1292–1301.
- Albracht, K. et Arampatzis, A. (2013). Exercise-induced changes in triceps surae tendon stiffness and muscle strength affect running economy in humans. *European journal of applied physiology*, 113(6) :1605–1615.
- Alexander, E., Hurwitz, D., et Andriacchi, T. (1997). 23 effect of synchronization error between force and position data in moment calculations. *Gait & Posture*, 5(2) :177.
- Allen, S. J., King, M. A., et Yeadon, M. R. (2010). Is a single or double arm technique more advantageous in triple jumping? *Journal of biomechanics*, 43(16) :3156–3161.
- Amabile, C., Choisne, J., Nérot, A., Pillet, H., et Skalli, W. (2015). Prediction of the rib cage volume from anthropometric data. In *21st Congress of the European Society of Biomechanics*.
- Anderson, F. C. et Pandy, M. G. (1999). A dynamic optimization solution for vertical jumping in three dimensions. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 2(3) :201–231.
- Andreoli, A., Monteleone, M., Van Loan, M., Promenzio, L., Tarantino, U., et De Lorenzo, A. (2001). Effects of different sports on bone density and muscle mass in highly trained athletes. *Medicine and science in sports and exercise*, 33(4) :507–511.
- Andriacchi, T. P. (1994). Dynamics of knee malalignment. *The Orthopedic clinics of North America*, 25(3) :395–403.
- Apkarian, J., Naumann, S., et Cairns, B. (1989). A three-dimensional kinematic and dynamic model of the lower limb. *Journal of biomechanics*, 22(2) :143–155.
- Arampatzis, A., Karamanidis, K., Morey-Klapsing, G., De Monte, G., et Stafilidis, S. (2007). Mechanical properties of the triceps surae tendon and aponeurosis in relation to intensity of sport activity. *Journal of biomechanics*, 40(9) :1946–1952.
- Aubry, S., Risson, J.-R., Kastler, A., Barbier-Brion, B., Siliman, G., Runge, M., et Kastler, B. (2013). Biomechanical properties of the calcaneal tendon in vivo assessed by transient shear wave elastography. *Skeletal Radiology*, 42(8) :1143–1150.

- Barre, A., Thiran, J.-P., Jolles, B. M., Theumann, N., et Aminian, K. (2013). Soft tissue artifact assessment during treadmill walking in subjects with total knee arthroplasty. *IEEE Trans Biomed Eng*, 60(11) :3131–3140.
- Begon, M., Wieber, P.-B., et Yeadon, M. R. (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.
- Beighton, P., Grahame, R., et Bird, H. (2012). Hypermobility in the performing arts and sport. In *Hypermobility of Joints*, pages 125–149. Springer.
- Beighton, P. et Horan, F. (1969). Orthopaedic aspects of the ehlers-danlos syndrome. *The Bone & Joint Journal (British Volume)*, 51(3) :444–453.
- Bell, A. L., Pedersen, D. R., et Brand, R. A. (1990). A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. *Journal of biomechanics*, 23(6) :617–621.
- Beneke, R. et Taylor, M. J. D. (2010). What gives bolt the edge-a.v. hill knew it already! *Journal of biomechanics*, 43(11) :2241–2243.
- Benoit, D. L., Damsgaard, M., et Andersen, M. S. (2015). Surface marker cluster translation, rotation, scaling and deformation : Their contribution to soft tissue artefact and impact on knee joint kinematics. *J Biomech*.
- Bercoff, J., Tanter, M., et Fink, M. (2004). Supersonic shear imaging : a new technique for soft tissue elasticity mapping. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 51(4) :396–409.
- Bergamini, E. (2011). *Biomechanics of sprint running : a methodological contribution*. PhD thesis, Arts et Métiers ParisTech.
- Bergamini, E., Pillet, H., Hausselle, J., Thoreux, P., Guerard, S., Camomilla, V., Cappozzo, A., et Skalli, W. (2011). Tibio-femoral joint constraints for bone pose estimation during movement using multi-body optimization. *Gait & Posture*, 33(4) :706–711.
- Bergmann, G., Graichen, F., et Rohlmann, A. (1993). Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *Journal of biomechanics*, 26(8) :969–990.
- Besier, T. F., Lloyd, D. G., Ackland, T. R., et Cochrane, J. L. (2001). Anticipatory effects on knee joint loading during running and cutting maneuvers. *Medicine & Science in Sports and Exercise*, 33(7) :1176–1181.
- Bezodis, N. E., Salo, A. I., et Trewartha, G. (2012). Modeling the stance leg in two-dimensional analyses of sprinting : Inclusion of the mtp joint affects joint kinetics. *Journal of applied biomechanics*, 28(2) :222–227.
- Bing, Z. (2008). Research on the injured situations of wushu athletes during action accomplishment of turning body circumgyrating 720. *Journal of Changchun Normal University (Humanities and Social Sciences)*, 10 :030.
- Bisseling, R. W. et Hof, A. L. (2006). Handling of impact forces in inverse dynamics. *Journal of biomechanics*, 39(13) :2438–2444.
- Blackwell, J. R. et Cole, K. J. (1994). Wrist kinematics differ in expert and novice tennis players performing the backhand stroke : implications for tennis elbow. *Journal of biomechanics*, 27(5) :509–516.
- Bobbert, M. F., Huijing, P. A., van Ingen Schenau, G., et al. (1987). Drop jumping. i. the influence of jumping technique on the biomechanics of jumping. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 19(4) :332–8.

- Bobbert, M. F. et Schamhardt, H. C. (1990). Accuracy of determining the point of force application with piezoelectric force plates. *Journal of biomechanics*, 23(7) :705–710.
- Bobbert, M. F. et van Ingen Schenau, G. J. (1988). Coordination in vertical jumping. *Journal of biomechanics*, 21(3) :249–262.
- Boccardi, S., Pedotti, A., Rodano, R., et Santambrogio, G. C. (1981). Evaluation of muscular movements at the lower limb joints by an on-line processing of kinematic data and ground reaction. *Journal of biomechanics*, 14(1) :35–45.
- Bonci, T., Camomilla, V., Dumas, R., Chèze, L., et Cappozzo, A. (2014). A soft tissue artefact model driven by proximal and distal joint kinematics. *Journal of biomechanics*, 47(10) :2354–2361.
- Bonnet, X. (2009). *Mise en situation numérique et expérimentale de composants prothétiques pour l'appareillage de personnes amputées du membre inférieur*. PhD thesis, Arts et Métiers ParisTech.
- Bosco, C., Luhtanen, P., et Komi, P. (1976). Kinetics and kinematics of the take-off in the long jump. *Biomechanics VB*, pages 174–180.
- Bosco, C., Luhtanen, P., et Komi, P. V. (1983). A simple method for measurement of mechanical power in jumping. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 50(2) :273–282.
- Boyle, K. L., Witt, P., et Riegger-Krugh, C. (2003). Intrarater and interrater reliability of the beighton and horan joint mobility index. *Journal of athletic training*, 38(4) :281.
- Brault, S., Bideau, B., Craig, C., et Kulpa, R. (2010). Balancing deceit and disguise : how to successfully fool the defender in a 1 vs. 1 situation in rugby. *Human Movement Science*, 29(3) :412–425.
- Bresler, B. et Frankel, J. (1950). The forces and moments in the leg during level walking. In *Transactions of the ASME(January)* : 27-36.
- Brüggemann, G.-P. (2014). Motion analysis in sports and physical activity - objectives, challenges & approaches. In *XIII International Symposium on 3D Analysis of Human Movement*.
- Brum, J., Bernal, M., Gennisson, J. L., et Tanter, M. (2014). In vivo evaluation of the elastic anisotropy of the human achilles tendon using shear wave dispersion analysis. *Physics in Medicine and Biology*, 59(3) :505–523.
- Buchanan, C. I. et Marsh, R. L. (2001). Effects of long-term exercise on the biomechanical properties of the achilles tendon of guinea fowl. *Journal of Applied Physiology*, 90(1) :164–171.
- Burgess, K. E., Connick, M. J., Graham-Smith, P., et Pearson, S. J. (2007). Plyometric vs. isometric training influences on tendon properties and muscle output. *Journal of strength & conditioning research*, 21(3) :986–989.
- Cahouet, V., Martin, L., et Amarantini, D. (2002). Static optimal estimation of joint accelerations for inverse dynamics problem solution. *Journal of biomechanics*, 35(11) :1507–1513.
- Camomilla, V., Cereatti, A., Vannozzi, G., et Cappozzo, A. (2006). An optimized protocol for hip joint centre determination using the functional method. *Journal of biomechanics*, 39(6) :1096–1106.
- Camomilla, V., Donati, M., Stagni, R., et Cappozzo, A. (2009). Non-invasive assessment of superficial soft tissue local displacements during movement : a feasibility study. *Journal of biomechanics*, 42(7) :931–937.

- Cappozzo, A. (1984). Gait analysis methodology. *Human Movement Science*, 3(1) :27–50.
- Cappozzo, A., Catani, F., et Leardini, A. (1994). Skin movement artefacts in human movement photogrammetry. *Journal of biomechanics*, 27(6) :755.
- Cappozzo, A., Catani, F., Leardini, A., Benedetti, M. G., et Croce, U. D. (1996). Position and orientation in space of bones during movement : experimental artefacts. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 11(2) :90–100.
- Carling, C., Williams, A. M., et Reilly, T. (2005). *Handbook of soccer match analysis : A systematic approach to improving performance*. Psychology Press.
- Castelli, A., Paolini, G., Cereatti, A., et Della Croce, U. (2014). Lower limb 2-d kinematics using a single camera markerless approach. In *XIII International Symposium on 3D Analysis of Human Movement*.
- Cavagna, G. A., Dusman, B., et Margaria, R. (1968). Positive work done by a previously stretched muscle. *Journal of Applied Physiology*, 24(1) :21–32.
- Cavanagh, P. R. et Lafortune, M. A. (1980). Ground reaction forces in distance running. *Journal of biomechanics*, 13(5) :397–406.
- Cereatti, A., Donati, M., Camomilla, V., Margheritini, F., et Cappozzo, A. (2009). Hip joint centre location : an ex vivo study. *Journal of biomechanics*, 42(7) :818–823.
- Challis, J. H. (2010). A procedure for the automatic determination of filter cutoff frequency for the processing of biomechanical data. *JAB*, 15(3).
- Chang, L. Y. et Pollard, N. S. (2007). Constrained least-squares optimization for robust estimation of center of rotation. *Journal of biomechanics*, 40(6) :1392–1400.
- Chen, S.-C., Hsieh, H.-J., Lu, T.-W., et Tseng, C.-H. (2011). A method for estimating subject-specific body segment inertial parameters in human movement analysis. *Gait Posture*, 33(4) :695–700.
- Chen, X.-M., Cui, L.-G., He, P., Shen, W.-W., Qian, Y.-J., et Wang, J.-R. (2013). Shear wave elastographic characterization of normal and torn achilles tendons : a pilot study. *Journal of ultrasound in Medicine*, 32(3) :449–455.
- Cheng, C. K., Chen, H. H., Chen, C. S., Chen, C. L., et Chen, C. Y. (2000). Segment inertial properties of chinese adults determined from magnetic resonance imaging. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 15(8) :559–566.
- Chesworth, B. M. et Vandervoort, A. A. (1995). Comparison of passive stiffness variables and range of motion in uninvolved and involved ankle joints of patients following ankle fractures. *Physical Therapy*, 75(4) :253–261.
- Chèze, L., Fregly, B. J., et Dimnet, J. (1995). A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data. *Journal of biomechanics*, 28(7) :879–884.
- Chiari, L., Della Croce, U., Leardini, A., et Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. part 2 : instrumental errors. *Gait & Posture*, 21(2) :197–211.
- Chockalingam, N., Giakas, G., et Iossifidou, A. (2002). Do strain gauge force platforms need in situ correction ? *Gait & posture*, 16(3) :233–237.
- Chu, Y., Sell, T. C., et Lephart, S. M. (2010). The relationship between biomechanical variables and driving performance during the golf swing. *Journal of Sports Science*, 28(11) :1251–1259.
- Clauser, C., M. J. Y. J. (1969). Weight, volume, and center of mass of segments of the human body. *Technical report AMRL-TR-69-70*.

- Cleather, D. J. et Bull, A. M. J. (2010). Influence of inverse dynamics methods on the calculation of inter-segmental moments in vertical jumping and weightlifting. *Biomedical Engineering Online*, 9 :74.
- Cochrane, J. L., Lloyd, D. G., Besier, T. F., Elliott, B. C., Doyle, T. L. A., et Ackland, T. R. (2010). Training affects knee kinematics and kinetics in cutting maneuvers in sport. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 42(8) :1535–1544.
- Collins, S. H., Adamczyk, P. G., Ferris, D. P., et Kuo, A. D. (2009). A simple method for calibrating force plates and force treadmills using an instrumented pole. *Gait & posture*, 29(1) :59–64.
- Cornu, C., Silveira, M.-I. A., et Goubel, F. (1997). Influence of plyometric training on the mechanical impedance of the human ankle joint. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 76(3) :282–288.
- Cronin, N. J. et Finni, T. (2013). Treadmill versus overground and barefoot versus shod comparisons of triceps surae fascicle behaviour in human walking and running. *Gait & posture*, 38(3) :528–533.
- Dadashi, F., Millet, G., et Aminian, K. (2014). Approaching on-line estimation of swimming instantaneous velocity using a wearable imu. In *XIII International Symposium on 3D Analysis of Human Movement*.
- Danielsen, C. C. et Andreassen, T. T. (1988). Mechanical properties of rat tail tendon in relation to proximal-distal sampling position and age. *Journal of biomechanics*, 21(3) :207–212.
- Dannen, H., W. J. (1998). Whole body scanners. *Displays*, 19 :111–120.
- Dapena, J. (1978). A method to determine the angular momentum of a human body about three orthogonal axes passing through its center of gravity. *Journal of biomechanics*, 11(5) :251–256.
- de Leva, P. (1996). Adjustments to zatsiorsky-seluyanov’s segment inertia parameters. *Journal of biomechanics*, 29(9) :1223–1230.
- De Luca, C. J. (1984). Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. *Crit Rev Biomed Eng*, 11(4) :251–279.
- De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of applied biomechanics*, 13 :135–163.
- de Rosario, H., Page, A., Besa, A., Mata, V., et Conejero, E. (2012). Kinematic description of soft tissue artifacts : quantifying rigid versus deformation components and their relation with bone motion. *Med Biol Eng Comput*, 50(11) :1173–1181.
- Dean, J. C. et Kuo, A. D. (2011). Energetic costs of producing muscle work and force in a cyclical human bouncing task. *Journal of Applied Physiology*, 110(4) :873–880.
- Decoster, L. C., Vailas, J. C., Lindsay, R. H., et Williams, G. R. (1997). Prevalence and features of joint hypermobility among adolescent athletes. *Archives of pediatrics & adolescent medicine*, 151(10) :989–992.
- Deffieux, T., Montaldo, G., Tanter, M., et Fink, M. (2009). Shear wave spectroscopy for in vivo quantification of human soft tissues visco-elasticity. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 28(3) :313–322.
- Della Croce, U., Leardini, A., Chiari, L., et Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. part 4 : assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics. *Gait & Posture*, 21(2) :226–237.

- Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., Guendelman, E., et 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.
- Dempsey, A. R., Elliott, B. C., Munro, B. J., Steele, J. R., et Lloyd, D. G. (2012). Whole body kinematics and knee moments that occur during an overhead catch and landing task in sport. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 27(5) :466–474.
- Dempsey, A. R., Lloyd, D. G., Elliott, B. C., Steele, J. R., et Munro, B. J. (2009). Changing sidestep cutting technique reduces knee valgus loading. *American Journal of Sports Medicine*, 37(11) :2194–2200.
- Dempster, W. (1955). Space requirements of the seated operator. *Technical Report USAF, WADC TR-55-159*.
- Domire, Z. J. et Challis, J. H. (2010). An induced energy analysis to determine the mechanism for performance enhancement as a result of arm swing during jumping. *Sports Biomechanics*, 9(1) :38–46.
- Doriot, N. (2001). *Modélisation dynamique du membre inférieur pour l'estimation des forces articulaires et musculaires mises en jeu pendant la phase d'appui de la marche*. PhD thesis, Université Claude Bernard Lyon 1.
- Doriot, N. et Chèze, L. (2001). Analyse tridimensionnelle du membre inférieur durant la phase d'appui de la marche. *ITBM-RBM*, 22(3) :178–184.
- Dowling, J. (1985). A modelling strategy for the smoothing of biomechanical data. *Biomechanics, Vol. XB. Human Kinetics, Champaign, IL*, pages 1163–1167.
- Drakonaki, E. E., Allen, G. M., et Wilson, D. J. (2009). Real-time ultrasound elastography of the normal achilles tendon : reproducibility and pattern description. *Clinical Radiology*, 64(12) :1196–1202.
- Dresner, M. A., Rose, G. H., Rossman, P. J., Muthupillai, R., Manduca, A., et Ehman, R. L. (2001). Magnetic resonance elastography of skeletal muscle. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 13(2) :269–276.
- Dubois, G. (2014). *Contribution à la modélisation musculo-squelettique personnalisée du membre inférieur combinant stéréoradiographie et ultrason*. PhD thesis, Paris, ENSAM.
- Dubois, G., Kheireddine, W., Vergari, C., Bonneau, D., Thoreux, P., Rouch, P., Tanter, M., Gennisson, J.-L., et Skalli, W. (2015). A reliable protocol for shearwave elastography of lower limb muscles at rest and during passive stretching.
- Dumas, R., Aissaoui, R., et De Guise, J. (2004). A 3d generic inverse dynamic method using wrench notation and quaternion algebra. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 7(3) :159–166.
- Dumas, R., Camomilla, V., Bonci, T., Cheze, L., et Cappozzo, A. (2014). Generalized mathematical representation of the soft tissue artefact. *Journal of biomechanics*, 47(2) :476–481.
- Dumas, R., Camomilla, V., Bonci, T., Chèze, L., et Cappozzo, A. (2015). What portion of the soft tissue artefact requires compensation when estimating joint kinematics? *J Biomech Eng*, 137(6) :064502.
- Dumas, R. et Chèze, L. (2007). 3d inverse dynamics in non-orthonormal segment coordinate system. *Medical & biological engineering & computing*, 45(3) :315–322.

- Dumas, R., Cheze, L., et Frossard, L. (2009). Loading applied on prosthetic knee of transfemoral amputee : Comparison of inverse dynamics and direct measurements. *Gait & posture*, 30(4) :560–562.
- Dumas, R., Chèze, L., et Verriest, J.-P. (2007a). Adjustments to mcconville et al. and young et al. body segment inertial parameters. *Journal of biomechanics*, 40(3) :543–553.
- Dumas, R., Nicol, E., et Chèze, L. (2005). Comparison of four 3d inverse dynamic methods for gait analysis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 8(S1) :89–90.
- Dumas, R., Nicol, E., et Cheze, L. (2007b). Influence of the 3d inverse dynamic method on the joint forces and moments during gait. *Journal of biomechanical engineering*, 129(5) :786–790.
- Duprey, S., Cheze, L., et Dumas, R. (2010). Influence of joint constraints on lower limb kinematics estimation from skin markers using global optimization. *Journal of biomechanics*, 43(14) :2858–2862.
- Durkin, J. L., Dowling, J. J., et Andrews, D. M. (2002). The measurement of body segment inertial parameters using dual energy x-ray absorptiometry. *Journal of biomechanics*, 35(12) :1575–1580.
- Eby, S. F., Song, P., Chen, S., Chen, Q., Greenleaf, J. F., et An, K.-N. (2013). Validation of shear wave elastography in skeletal muscle. *Journal of biomechanics*, 46(14) :2381–2387.
- Ehara, Y., Fujimoto, H., Miyazaki, S., Tanaka, S., et Yamamoto, S. (1995). Comparison of the performance of 3d camera systems. *Gait & Posture*, 3(3) :166–169.
- Ehrig, R. M., Taylor, W. R., Duda, G. N., et Heller, M. O. (2006). A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. *Journal of biomechanics*, 39(15) :2798–2809.
- Er-ping, W. (2005). Survey and analysis of injuries of wushu professional athletes after applying new playing rules. *Journal of Guangzhou Physical Education Institute*, 3 :024.
- Erdmann, W. S. et Gos, T. (1990). Density of trunk tissues of young and medium age people. *Journal of biomechanics*, 23(9) :945–947.
- Erer, K. S. (2007). Adaptive usage of the butterworth digital filter. *Journal of biomechanics*, 40(13) :2934–2943.
- Falco, C., Alvarez, O., Castillo, I., Estevan, I., Martos, J., Mugarra, F., et Iradi, A. (2009). Influence of the distance in a roundhouse kick's execution time and impact force in taekwondo. *Journal of biomechanics*, 42(3) :242–248.
- Falk, A. (1989). *Coaching Wushu*. tgl books.
- Farcy, S., Nordez, A., Dorel, S., Hauraix, H., Portero, P., et Rabita, G. (2014). Interaction between gastrocnemius medialis fascicle and achilles tendon compliance : a new insight on the quick-release method. *J Appl Physiol (1985)*, 116(3) :259–266.
- Farley, C. T. et Morgenroth, D. C. (1999). Leg stiffness primarily depends on ankle stiffness during human hopping. *Journal of biomechanics*, 32(3) :267–273.
- Fehling, P., Alekel, L., Clasey, J., Rector, A., et Stillman, R. (1995). A comparison of bone mineral densities among female athletes in impact loading and active loading sports. *Bone*, 17(3) :205–210.
- Fortenbaugh, D., Fleisig, G. S., et Andrews, J. R. (2009). Baseball pitching biomechanics in relation to injury risk and performance. *Sports Health*, 1(4) :314–320.

- Fouré, A., Nordez, A., et Cornu, C. (2010a). In vivo assessment of both active and passive parts of the plantarflexors series elastic component stiffness using the alpha method : a reliability study. *Int J Sports Med*, 31(1) :51–57.
- Fouré, A., Nordez, A., et Cornu, C. (2010b). Plyometric training effects on achilles tendon stiffness and dissipative properties. *Journal of applied physiology (1985)*, 109(3) :849–854.
- Fouré, A., Nordez, A., et Cornu, C. (2013). Effects of eccentric training on mechanical properties of the plantar flexor muscle-tendon complex. *Journal of applied physiology (1985)*, 114(5) :523–537.
- Fouré, A., Nordez, A., Guette, M., et Cornu, C. (2009). Effects of plyometric training on passive stiffness of gastrocnemii and the musculo-articular complex of the ankle joint. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 19(6) :811–818.
- Fouré, A., Nordez, A., McNair, P., et Cornu, C. (2011). Effects of plyometric training on both active and passive parts of the plantarflexors series elastic component stiffness of muscle-tendon complex. *European journal of applied physiology*, 111(3) :539–548.
- Gajdosik, R. L. (2001). Passive extensibility of skeletal muscle : review of the literature with clinical implications. *Clinical biomechanics*, 16(2) :87–101.
- Ganjikia, S., Duval, N., Yahia, L., et de Guise, J. (2000). Three-dimensional knee analyzer validation by simple fluoroscopic study. *The Knee*, 7(4) :221–231.
- Gasparutto, X., Sancisi, N., Jacquelin, E., Parenti-Castelli, V., et Dumas, R. (2015). Validation of a multi-body optimization with knee kinematic models including ligament constraints. *Journal of biomechanics*.
- Gehring, D., Wissler, S., Mornieux, G., et Gollhofer, A. (2013). How to sprain your ankle—a biomechanical case report of an inversion trauma. *Journal of biomechanics*, 46(1) :175–178.
- Gennisson, J.-L., Catheline, S., Chaffai, S., et Fink, M. (2003). Transient elastography in anisotropic medium : application to the measurement of slow and fast shear wave speeds in muscles. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 114(1) :536–541.
- Georgakis, A., Stergioulas, L. K., et Giakas, G. (2002). Wigner filtering with smooth roll-off boundary for differentiation of noisy non-stationary signals. *Signal processing*, 82(10) :1411–1415.
- Giakas, G. et Baltzopoulos, V. (1997). Optimal digital filtering requires a different cut-off frequency strategy for the determination of the higher derivatives. *Journal of biomechanics*, 30(8) :851–855.
- Giakas, G., Baltzopoulos, V., et Bartlett, R. M. (1997). Improved extrapolation techniques in recursive digital filtering : a comparison of least squares and prediction. *Journal of biomechanics*, 31(1) :87–91.
- Giakas, G., Stergioulas, L., et Vourdas, A. (2000). Time-frequency analysis and filtering of kinematic signals with impacts using the wigner function : accurate estimation of the second derivative. *Journal of biomechanics*, 33(5) :567–574.
- Goldsmith, W. (2000). Bridging the gap? now there is a gap in the bridge! In *A.S.C.A. Newsletter*, 3, 2-4.
- Goubel, F. et Marini, J. (1987). Fibre type transition and stiffness modification of soleus muscle of trained rats. *Pflügers Archiv*, 410(3) :321–325.
- Goujon, H. (2006). *Analyse de la marche de l'amputé fémoral*. PhD thesis, Paris, ENSAM.

- Grahame, R. (1999). Joint hypermobility and genetic collagen disorders : are they related? *Archives of disease in childhood*, 80(2) :188–191.
- Graichen, H., Bonel, H., Stammberger, T., Englmeier, K., Reiser, M., et Eckstein, F. (1999). Subacromial space width changes during abduction and rotation-a 3-d mr imaging study. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 21(1) :59–64.
- Green, M. A., Sinkus, R., Gandevia, S. C., Herbert, R. D., et Bilston, L. E. (2012). Measuring changes in muscle stiffness after eccentric exercise using elastography. *NMR in biomedicine*, 25(6) :852–858.
- Grosset, J.-F., Piscione, J., Lambertz, D., et Pérot, C. (2009). Paired changes in electro-mechanical delay and musculo-tendinous stiffness after endurance or plyometric training. *European journal of applied physiology*, 105(1) :131–139.
- Grund, T., Reihl, I., Krosshaug, T., Senner, V., et Gruber, K. (2010). Calculation of ankle and knee joint moments during acl-injury situations in soccer. *Procedia Engineering*, 2(2) :3255 – 3261. The Engineering of Sport 8 - Engineering Emotion.
- Haen, T.-X., Roux, A., Soubeyrand, M., Labruyere, C., Rouch, P., et Laporte, S. (2015). Shear waves elastography for biomechanical assessment of achilles tendon. In *XXV Congress of the International Society of Biomechanics*.
- Haim, A., Rozen, N., Dekel, S., Halperin, N., et Wolf, A. (2008). Control of knee coronal plane moment via modulation of center of pressure : a prospective gait analysis study. *Journal of biomechanics*, 41(14) :3010–3016.
- Hanavan, E. (1964). A mathematical model of the human body. *AMRL TR*, pages 1–149.
- Harrington, M., Zavatsky, A., Lawson, S., Yuan, Z., et Theologis, T. (2007). Prediction of the hip joint centre in adults, children, and patients with cerebral palsy based on magnetic resonance imaging. *Journal of biomechanics*, 40(3) :595–602.
- Hatze, H. (1980). A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments. *Journal of biomechanics*, 13(10) :833–843.
- Hatze, H. (1981). The use of optimally regularized fourier series for estimating higher-order derivatives of noisy biomechanical data. *Journal of biomechanics*, 14(1) :13–18.
- Hatze, H. (1998). Validity and reliability of methods for testing vertical jumping performance. *Journal of Applied Biomechanics*, 14 :127–140.
- Hauraix, H., Fouré, A., Dorel, S., Cornu, C., et Nordez, A. (2015). Muscle and tendon stiffness assessment using the alpha method and ultrafast ultrasound. *European journal of applied physiology*.
- Hay, J. G., Wilson, B. D., Dapena, J., et Woodworth, G. G. (1977). A computational technique to determine the angular momentum of a human body. *Journal of biomechanics*, 10(4) :269–277.
- Heise, G. D. et Martin, P. E. (1998). " leg spring" characteristics and the aerobic demand of running. *Medicine and science in sports and exercise*, 30(5) :750–754.
- Hill, A. (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society of London B : Biological Sciences*, 126(843) :136–195.
- Hof, A. L. (1998). In vivo measurement of the series elasticity release curve of human triceps surae muscle. *Journal of biomechanics*, 31(9) :793–800.
- Holden, J. P., Selbie, W. S., et Stanhope, S. J. (2003). A proposed test to support the clinical movement analysis laboratory accreditation process. *Gait & posture*, 17(3) :205–213.

- Holden, J. P. et Stanhope, S. J. (1998). The effect of variation in knee center location estimates on net knee joint moments. *Gait & Posture*, 7(1) :1–6.
- Hug, F., Lacourpaille, L., Maïsetti, O., et Nordez, A. (2013). Slack length of gastrocnemius medialis and achilles tendon occurs at different ankle angles. *Journal of biomechanics*, 46(14) :2534–2538.
- Ishikawa, M., Niemelä, E., et Komi, P. (2005). Interaction between fascicle and tendinous tissues in short-contact stretch-shortening cycle exercise with varying eccentric intensities. *Journal of Applied Physiology*, 99(1) :217–223.
- Ismail, A. R. et Asfour, S. S. (1999). Discrete wavelet transform : a tool in smoothing kinematic data. *Journal of biomechanics*, 32(3) :317–321.
- Ito, A., Komi, P. V., Sjödin, B., Bosco, C., et Karlsson, J. (1982). Mechanical efficiency of positive work in running at different speeds. *Medicine and science in sports and exercise*, 15(4) :299–308.
- Jackson, K. (1979). Fitting of mathematical functions to biomechanical data. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, (2) :122–124.
- Jaffrin, M. Y. (2009). Body composition determination by bioimpedance : an update. *Current Opinion in Clinical Nutrition & Metabolic Care*, 12(5) :482–486.
- Jensen, R. K. (1978). Estimation of the biomechanical properties of three body types using a photogrammetric method. *Journal of biomechanics*, 11(8-9) :349–358.
- Jones, R., Carter, J., Moore, P., et Wills, A. (2005). A study to determine the reliability of an ankle dorsiflexion weight-bearing device. *Physiotherapy*, 91(4) :242–249.
- Kernozek, T. W. et Ragan, R. J. (2008). Estimation of anterior cruciate ligament tension from inverse dynamics data and electromyography in females during drop landing. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 23(10) :1279–1286.
- Kernozek, T. W., Torry, M. R., VAN Hoof, H., Cowley, H., et Tanner, S. (2005). Gender differences in frontal and sagittal plane biomechanics during drop landings. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37(6) :1003–12 ; discussion 1013.
- Kibler, W. B. et Thomas, S. J. (2012). Pathomechanics of the throwing shoulder. *Sports medicine and arthroscopy review*, 20(1) :22–29.
- King, M. A., Kong, P. W., et Yeadon, M. R. (2009). Determining effective subject-specific strength levels for forward dives using computer simulations of recorded performances. *Journal of biomechanics*, 42(16) :2672–2677.
- King, M. A., Wilson, C., et Yeadon, M. R. (2006). Evaluation of a torque-driven model of jumping for height. *Journal of applied biomechanics*, 22(4) :264–274.
- Kingma, I., Toussaint, H. M., Commissaris, D. A., Hoozemans, M. J., et Ober, M. J. (1995). Optimizing the determination of the body center of mass. *Journal of biomechanics*, 28(9) :1137–1142.
- Kingma, I., Toussaint, H. M., De Looze, M. P., et Van Dieen, J. H. (1996). Segment inertial parameter evaluation in two anthropometric models by application of a dynamic linked segment model. *Journal of biomechanics*, 29(5) :693–704.
- Kiss, R. M., Kocsis, L., et Knoll, Z. (2004). Joint kinematics and spatial-temporal parameters of gait measured by an ultrasound-based system. *Medical engineering & physics*, 26(7) :611–620.

- Koerhuis, C. L., Winters, J. C., van der Helm, F. C. T., et Hof, A. L. (2003). Neck mobility measurement by means of the 'flock of birds' electromagnetic tracking system. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 18(1) :14–18.
- Komi, P., Belli, A., Huttunen, V., Bonnefoy, R., Geysant, A., et Lacour, J. (1996). Optic fibre as a transducer of tendomuscular forces. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 72(3) :278–280.
- Komi, P. V. (1990). Relevance of in vivo force measurements to human biomechanics. *Journal of biomechanics*, 23 Suppl 1 :23–34.
- Komi, P. V. (2008). Stretch-shortening cycle. *Strength and power in sport*, 2 :184–202.
- Komi, P. V. et Bosco, C. (1978). Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscles by men and women. *Medicine & Science in Sports*, 10(4) :261–265.
- Koo, T. K., Guo, J.-Y., Cohen, J. H., et Parker, K. J. (2013). Relationship between shear elastic modulus and passive muscle force : an ex-vivo study. *Journal of biomechanics*, 46(12) :2053–2059.
- Krabbe, B., Farkas, R., et Baumann, W. (1997). Influence of inertia on intersegment moments of the lower extremity joints. *Journal of biomechanics*, 30(5) :517–519.
- Krell, J. B. et Stefanyshyn, D. J. (2006). The relationship between extension of the metatarsophalangeal joint and sprint time for 100 m olympic athletes. *Journal of sports sciences*, 24(2) :175–180.
- Kristianslund, E., Bahr, R., et Krosshaug, T. (2011). Kinematics and kinetics of an accidental lateral ankle sprain. *Journal of biomechanics*, 44(14) :2576–2578.
- Kubo, K., Kanehisa, H., et Fukunaga, T. (2001). Is passive stiffness in human muscles related to the elasticity of tendon structures? *European journal of applied physiology*, 85(3-4) :226–232.
- Kubo, K., Kanehisa, H., Kawakami, Y., et Fukunaga, T. (2000a). Elastic properties of muscle-tendon complex in long-distance runners. *European Journal of Applied Physiology*, 81(3) :181–187.
- Kubo, K., Kanehisa, H., Kawakami, Y., et Fukunaga, T. (2000b). Elasticity of tendon structures of the lower limbs in sprinters. *Acta Physiologica Scandinavica*, 168(2) :327–335.
- Kubo, K., Morimoto, M., Komuro, T., Tsunoda, N., Kanehisa, H., et Fukunaga, T. (2007a). Influences of tendon stiffness, joint stiffness, and electromyographic activity on jump performances using single joint. *European Journal of Applied Physiology*, 99(3) :235–243.
- Kubo, K., Morimoto, M., Komuro, T., Yata, H., Tsunoda, N., Kanehisa, H., et Fukunaga, T. (2007b). Effects of plyometric and weight training on muscle-tendon complex and jump performance. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, (39) :1801–10.
- Kubo, K., Yata, H., Kanehisa, H., et Fukunaga, T. (2006). Effects of isometric squat training on the tendon stiffness and jump performance. *European journal of applied physiology*, 96(3) :305–314.
- Kutzner, I., Heinlein, B., Graichen, F., Bender, A., Rohlmann, A., Halder, A., Beier, A., et Bergmann, G. (2010). Loading of the knee joint during activities of daily living measured in vivo in five subjects. *Journal of biomechanics*, 43(11) :2164–2173.
- Lacourpaille, L., Hug, F., Bouillard, K., Hogrel, J.-Y., et Nordez, A. (2012). Supersonic shear imaging provides a reliable measurement of resting muscle shear elastic modulus. *Physiological Measurement*, 33(3) :N19–N28.

- Laffaye, G., Wagner, P. P., et Tombleson, T. I. (2014). Countermovement jump height : Gender and sport-specific differences in the force-time variables. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 28(4) :1096–1105.
- Lanshammar, H. (1982). On precision limits for derivatives numerically calculated from noisy data. *Journal of biomechanics*, 15(6) :459–470.
- Lapole, T., Tindel, J., Galy, R., et Nordez, A. (2015). Contracting biceps brachii elastic properties can be reliably characterized using supersonic shear imaging. *Eur J Appl Physiol*, 115(3) :497–505.
- Latash, M. L. et Zatsiorsky, V. M. (1993). Joint stiffness : Myth or reality ? *Human movement science*, 12(6) :653–692.
- Lawson, S.E.M., W. K. (2014). Predictive tracking for 3d markerfree motion analysis of gymnastic tumbling from a mobile single camera. In *XIII International Symposium on 3D Analysis of Human Movement*.
- Leardini, A., Chiari, L., Della Croce, U., et Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. part 3. soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait & Posture*, 21(2) :212–225.
- Leboeuf, F., Bessonnet, G., et Lacouture, P. (2007). Synthèse dynamique d'un mouvement gymnique aérien. *18ème Congrès Français de Mécanique (Grenoble 2007)*.
- Legnani, G., Casolo, F., Righettini, P., et Zappa, B. (1996). A homogeneous matrix approach to 3d kinematics and dynamics-i. theory. *Mechanism and machine theory*, 31(5) :573–587.
- Lichtwark, G. A., Bougoulias, K., et Wilson, A. (2007). Muscle fascicle and series elastic element length changes along the length of the human gastrocnemius during walking and running. *Journal of biomechanics*, 40(1) :157–164.
- Lu, T. W. et O'Connor, J. J. (1999). Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. *Journal of biomechanics*, 32(2) :129–134.
- Maïsetti, O., Hug, F., Bouillard, K., et Nordez, A. (2012). Characterization of passive elastic properties of the human medial gastrocnemius muscle belly using supersonic shear imaging. *Journal of biomechanics*, 45(6) :978–984.
- Manal, K., McClay, I., Stanhope, S., Richards, J., et Galinat, B. (2000). Comparison of surface mounted markers and attachment methods in estimating tibial rotations during walking : an in vivo study. *Gait & Posture*, 11(1) :38–45.
- Marey, E.-J. (1873). De la locomotion terrestre chez les bipèdes et les quadrupèdes. *Journal d'Anatomie (Paris)*.
- Marin, F. (2000). *Contribution biomécanique à l'étude de l'articulation fémoro-tibiale pendant la marche in vivo*. PhD thesis, ENSAM.
- Marin, F., Allain, J., Diop, A., Maurel, N., Simondi, M., et Lavaste, F. (1999). On the estimation of knee joint kinematics. *Human movement science*, 18(5) :613–626.
- Markolf, K. L., Burchfield, D. M., Shapiro, M. M., Shepard, M. F., Finerman, G. A., et Slauterbeck, J. L. (1995). Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *Journal of Orthopaedic Research*, 13(6) :930–935.
- Martin, C., Bideau, B., Bideau, N., Nicolas, G., Delamarche, P., et Kulpa, R. (2014). Energy flow analysis during the tennis serve comparison between injured and noninjured tennis players. *The American journal of sports medicine*.

- Martin, C., Bideau, B., Nicolas, G., Delamarche, P., et Kulpa, R. (2012). How does the tennis serve technique influence the serve-and-volley? *Journal of sports sciences*, 30(11) :1149–1156.
- McCaw, S. T. et DeVita, P. (1995). Errors in alignment of center of pressure and foot coordinates affect predicted lower extremity torques. *Journal of biomechanics*, 28(8) :985–988.
- McConville, J.T., C. T. K. I. (1980). Anthropometric relationship of body and body segments moments of inertia. Technical report, Aerospace Medical Research Laboratory Report.
- McNair, P. J., Dombroski, E. W., Hewson, D. J., et Stanley, S. N. (2001). Stretching at the ankle joint : viscoelastic responses to holds and continuous passive motion. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(3) :354–358.
- Miller, D., N. R. (1973). Biomechanics of sports - a research approach. *Lea & Febiger : Baltimore*, pages 61–72.
- Mirtich, B. (1996). Fast and accurate computation of polyhedral mass properties. *journal of graphics tools*, 1(2) :31–50.
- Moissenet, F., Chèze, L., et Dumas, R. (2014). A 3d lower limb musculoskeletal model for simultaneous estimation of musculo-tendon, joint contact, ligament and bone forces during gait. *Journal of biomechanics*, 47(1) :50–58.
- Monaghan, K., Delahunt, E., et Caulfield, B. (2006). Ankle function during gait in patients with chronic ankle instability compared to controls. *Clinical Biomechanics*, 21(2) :168–174.
- Monnet, T. (2007). *Contribution à l'identification des paramètres inertiels des segments du corps humain*. PhD thesis, Université de Poitiers.
- Monnet, T., Desailly, E., Begon, M., Vallée, C., et Lacouture, P. (2007). Comparison of the score and ha methods for locating in vivo the glenohumeral joint centre. *Journal of biomechanics*, 40(15) :3487–3492.
- Morgan, D. L. (1977). Separation of active and passive components of short-range stiffness of muscle. *Am J Physiol*, 232(1) :C45–C49.
- Morrissey, D., Roskilly, A., Twycross-Lewis, R., Isinkaye, T., Screen, H., Woledge, R., et Bader, D. (2011). The effect of eccentric and concentric calf muscle training on achilles tendon stiffness. *Clin Rehabil*, 25(3) :238–247.
- Moseley, A. M., Crosbie, J., et Adams, R. (2001). Normative data for passive ankle plantarflexion–dorsiflexion flexibility. *Clinical Biomechanics*, 16(6) :514–521.
- Murray, P., Drought, B., et Kory, R. (1964). Walking patterns of normal men. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 64a :335–560.
- Muybridge, E. (1887). *Animal locomotion, an electro-photographic investigation of consecutive phases of animal movements*. Philadelphia, P.A.
- Nagano, A. et Gerritsen, K. G. (2001). Effects of neuromuscular strength training on vertical jumping performance-a computer simulation study. *Journal of Applied Biomechanics*, 17(2) :113–128.
- Nagano, A., Ishige, Y., et Fukushima, S. (1998). Comparison of new approaches to estimate mechanical output of individual joints in vertical jumps. *Journal of biomechanics*, 31(10) :951–955.
- Nakamura, M., Ikezoe, T., Kobayashi, T., Umegaki, H., Takeno, Y., Nishishita, S., et Ichihashi, N. (2014). Acute effects of static stretching on muscle hardness of the medial gastrocnemius muscle belly in humans : an ultrasonic shear-wave elastography study. *Ultrasound in medicine & biology*, 40(9) :1991–1997.

- Nérot, A., Choisine, J., Amabile, C., Wang, X., et Skalli, W. (2015). A new 3d reconstruction method of the body envelope from biplanar x-rays. In *XXV Congress of the International Society of Biomechanics*.
- Nez, A., Rouch, P., Lecompte, J., Frey, A., Rouillon, O., et Thoreux, P. (2014). Plateformes oscillantes : bases biomécaniques de leur utilisation en rééducation. In *8ème congrès commun de la SFTS et de la SFMES*.
- Nigg, B. M., Stergiou, P., Cole, G., Stefanyshyn, D., Mündermann, A., et Humble, N. (2003). Effect of shoe inserts on kinematics, center of pressure, and leg joint moments during running. *Medicine & Science in Sports & Exerc*, 35(2) :314–319.
- Niiler, T. A. (1997). *Landing impact loading and injury risk to the lower extremities in Chinese wushu*. PhD thesis, University of Delaware.
- Nordez, A., Casari, P., et Cornu, C. (2008). Accuracy of biodex system 3 pro computerized dynamometer in passive mode. *Medical engineering & physics*, 30(7) :880–887.
- Norton, J., Donaldson, N., et Dekker, L. (2002). 3d whole body scanning to determine mass properties of legs. *Journal of biomechanics*, 35(1) :81–86.
- Ophir, J., Cespedes, I., Ponnekanti, H., Yazdi, Y., et Li, X. (1991). Elastography : a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. *Ultrasonic imaging*, 13(2) :111–134.
- Pacey, V., Nicholson, L. L., Adams, R. D., Munn, J., et Munns, C. F. (2010). Generalized joint hypermobility and risk of lower limb joint injury during sport a systematic review with meta-analysis. *The American journal of sports medicine*, 38(7) :1487–1497.
- Pain, M. T., Mills, C., et Yeadon, M. R. (2005). Video analysis of the deformation and effective mass of gymnastics landing mats.
- Pearsall, D. J. et Costigan, P. A. (1999). The effect of segment parameter error on gait analysis results. *Gait & Posture*, 9(3) :173–183.
- Pezzack, J., Norman, R., et Winter, D. (1977). An assessment of derivative determining techniques used for motion analysis. *Journal of biomechanics*, 10(5) :377–382.
- Piazza, S. J., Erdemir, A., Okita, N., et Cavanagh, P. R. (2004). Assessment of the functional method of hip joint center location subject to reduced range of hip motion. *Journal of biomechanics*, 37(3) :349–356.
- Pillet, H., Bonnet, X., Lavaste, F., et Skalli, W. (2010). Evaluation of force plate-less estimation of the trajectory of the centre of pressure during gait. comparison of two anthropometric models. *Gait & posture*, 31(2) :147–152.
- Pillet, H., Drevelle, X., Bonnet, X., Villa, C., Martinet, N., Sauret, C., Bascou, J., Loiret, I., Djian, F., Rapin, N., et al. (2014a). Apsic : Training and fitting amputees during situations of daily living. *IRBM*, 35(2) :60–65.
- Pillet, H., Sangeux, M., Hausselle, J., El Rachkidi, R., et Skalli, W. (2014b). A reference method for the evaluation of femoral head joint center location technique based on external markers. *Gait & posture*, 39(1) :655–658.
- Pinti, A., Hédoux, P., Watelain, E., Kemoun, G., et Boluix, B. (2000). Comparaison à partir d'i.r.m. de caractéristiques biomécaniques de membres inférieurs sains et pathologiques. *Journal Européen des Systèmes Automatisés*, 34 :845–858.
- Plagenhoef, S., Evans, F. G., et Abdelnour, T. (1983). Anatomical data for analyzing human motion. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 54(2) :169–178.

- Plantard, P., Auvinet, E., et Multon, F. (2014). Reliability of kinect measurements for assessing the movement of operators in ergonomic studies. In *XIII International Symposium on 3D Analysis of Human Movement*.
- Poulton, E. (1957). On prediction in skilled movements. *Psychological bulletin*, 54(6) :467.
- Pousson, M., Legrand, J., Berjaud, S., et Van Hoecke, J. (1995). Détente et élasticité : effets d'un entraînement pliométrique. *Science et motricité*, (25) :19–26.
- Pousson, M., Van Hoecke, J., et Goubel, F. (1990). Changes in elastic characteristics of human muscle induced by eccentric exercise. *Journal of biomechanics*, 23(4) :343–348.
- Prapavessis, H. et McNair, P. J. (1999). Effects of instruction in jumping technique and experience jumping on ground reaction forces. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 29(6) :352–356.
- Rabita, G., Couturier, A., et Lambertz, D. (2008). Influence of training background on the relationships between plantarflexor intrinsic stiffness and overall musculoskeletal stiffness during hopping. *European journal of applied physiology*, 103(2) :163–171.
- Rainoldi, A., Melchiorri, G., et Caruso, I. (2004). A method for positioning electrodes during surface emg recordings in lower limb muscles. *Journal of neuroscience methods*, 134(1) :37–43.
- Rao, G., Amarantini, D., Berton, E., et Favier, D. (2006). Influence of body segments' parameters estimation models on inverse dynamics solutions during gait. *Journal of biomechanics*, 39(8) :1531–1536.
- Reed, M., Manary, M. A., et Schneider, L. W. (1999). Methods for measuring and representing automobile occupant posture. Technical report, SAE Technical Paper.
- Reid, J. G. et Jensen, R. K. (1990). Human body segment inertia parameters : a survey and status report. *Exercise and sport sciences reviews*, 18(1) :225–242.
- Reinbolt, J. A., Schutte, J. F., Fregly, B. J., Koh, B. I., Haftka, R. T., George, A. D., et Mitchell, K. H. (2005). Determination of patient-specific multi-joint kinematic models through two-level optimization. *Journal of biomechanics*, 38(3) :621–626.
- Reinschmidt, C., van den Bogert, A. J., Nigg, B. M., Lundberg, A., et Murphy, N. (1997). Effect of skin movement on the analysis of skeletal knee joint motion during running. *Journal of biomechanics*, 30(7) :729–732.
- Ren, L., Jones, R. K., et Howard, D. (2008). Whole body inverse dynamics over a complete gait cycle based only on measured kinematics. *Journal of biomechanics*, 41(12) :2750–2759.
- Richards, D. P., Ajemian, S. V., Wiley, J. P., Brunet, J. A., et Zernicke, R. F. (2002). Relation between ankle joint dynamics and patellar tendinopathy in elite volleyball players. *Clinical journal of sport medicine*, 12(5) :266–272.
- Richards, J. G. (1999). The measurement of human motion : a comparison of commercially available systems. *Human Movement Science*, 18(5) :589–602.
- Robert, T., Chèze, L., Dumas, R., et Verriest, J.-P. (2007). Validation of net joint loads calculated by inverse dynamics in case of complex movements : application to balance recovery movements. *Journal of biomechanics*, 40(11) :2450–2456.
- Robertson, D. G. et Winter, D. A. (1980). Mechanical energy generation, absorption and transfer amongst segments during walking. *Journal of biomechanics*, 13(10) :845–854.

- Rosager, S., Aagaard, P., Dyhre-Poulsen, P., Neergaard, K., Kjaer, M., et Magnusson, S. (2002). Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis and tendon in runners and non-runners. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 12(2) :90–98.
- Rouch, P., Drevelle, X., Benouaich, L., et Thoreux, P. (2012). On the effect of playing surfaces on lower limb intersegmental loads. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 15 Suppl 1 :231–233.
- Royer, D., Gennisson, J.-L., Deffieux, T., et Tanter, M. (2011). On the elasticity of transverse isotropic soft tissues (1). *The Journal of the Acoustical Society of America*, 129(5) :2757–2760.
- Sahara, W., Sugamoto, K., Murai, M., Tanaka, H., et Yoshikawa, H. (2007). The three-dimensional motions of glenohumeral joint under semi-loaded condition during arm abduction using vertically open mri. *Clinical Biomechanics*, 22(3) :304–312.
- Sandoz, B., Laporte, S., Skalli, W., et Mitton, D. (2010). Subject-specific body segment parameters' estimation using biplanar x-rays : a feasibility study. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 13(6) :649–654.
- Sangeux, M., Pillet, H., et Skalli, W. (2014). Which method of hip joint centre localisation should be used in gait analysis? *Gait & posture*, 40(1) :20–25.
- Sauret, C., Sangeux, M., Skalli, W., et Pillet, H. (2014). Fusing data between motion capture and 3d medical images : Accuracy quantification of knee functional axes registration. In *13th international symposium on 3D analysis of human movement (3D AHM), Lausanne, Switzerland, 2014, ISBN 9782880748562, p. 327-330.*
- Schmiedmayer, H.-B. et Kastner, J. (2000). Enhancements in the accuracy of the center of pressure (cop) determined with piezoelectric force plates are dependent on the load distribution. *Journal of biomechanical engineering*, 122(5) :523–527.
- Schwachmeyer, V., Heller, M. O., Kutzner, I., Trepczynski, A., et Bergmann, G. (2014). How much can the force distribution across the tibial plateau be modified through changed muscle activation pattern. In *XIII International Symposium on 3D Analysis of Human Movement.*
- Seçkin, Ü., Tur, B. S., Yılmaz, Ö., Yağcı, İ., Bodur, H., et Arası, T. (2005). The prevalence of joint hypermobility among high school students. *Rheumatology international*, 25(4) :260–263.
- Shapiro, R. (1978). Direct linear transformation method for three-dimensional cinematography. *Research Quarterly. American Alliance for Health, Physical Education and Recreation*, 49(2) :197–205.
- Shinohara, M., Sabra, K., Gennisson, J.-L., Fink, M., et Tanter, M. (2010). Real-time visualization of muscle stiffness distribution with ultrasound shear wave imaging during muscle contraction. *Muscle & nerve*, 42(3) :438–441.
- Silder, A., Heiderscheidt, B., et Thelen, D. G. (2008). Active and passive contributions to joint kinetics during walking in older adults. *J Biomech*, 41(7) :1520–1527.
- Silva, M. P. T. et Ambrosio, J. A. C. (2004). Sensitivity of the results produced by the inverse dynamic analysis of a human stride to perturbed input data. *Gait & Posture*, 19(1) :35–49.
- Sim, M. et Kim, J.-U. (2010). Differences between experts and novices in kinematics and accuracy of golf putting. *Human movement science*, 29(6) :932–946.
- Skals, S., Rasmussen, K., Bendtsen, K., et Andersen, M. (2014). Validation of musculoskeletal models driven by a dual microsoft kinect sensor data. In *XIII International Symposium on 3D Analysis of Human Movement.*

- Smith, A., Roberts, J., Wallace, E., et Forrester, S. (2012). Professional golf coaches' perceptions of the key technical parameters in the golf swing. *Procedia Engineering*, 34 :224–229.
- Smith, G. (1989). Padding point extrapolation techniques for the butterworth digital filter. *Journal of biomechanics*, 22(8) :967–971.
- Smith, R., Damodaran, A., Swaminathan, S., Campbell, R., et Barnsley, L. (2005). Hypermobility and sports injuries in junior netball players. *British journal of sports medicine*, 39(9) :628–631.
- Söderkvist, I. et Wedin, P. A. (1993). Determining the movements of the skeleton using well-configured markers. *Journal of biomechanics*, 26(12) :1473–1477.
- Sousa, F., Ishikawa, M., Vilas-Boas, J., et Komi, P. V. (2007). Intensity-and muscle-specific fascicle behavior during human drop jumps. *Journal of Applied Physiology*, 102(1) :382–389.
- Spurrs, R. W., Murphy, A. J., et Watsford, M. L. (2003). The effect of plyometric training on distance running performance. *European journal of applied physiology*, 89(1) :1–7.
- Stagni, R., Fantozzi, S., et Cappello, A. (2006). Propagation of anatomical landmark misplacement to knee kinematics : performance of single and double calibration. *Gait & posture*, 24(2) :137–141.
- Stagni, R., Fantozzi, S., Cappello, A., et Leardini, A. (2005). Quantification of soft tissue artefact in motion analysis by combining 3d fluoroscopy and stereophotogrammetry : a study on two subjects. *Clinical Biomechanics*, 20(3) :320–329.
- Stagni, R., Leardini, A., Cappozzo, A., Benedetti, M. G., et Cappello, A. (2000). Effects of hip joint centre mislocation on gait analysis results. *Journal of biomechanics*, 33(11) :1479–1487.
- Südhoff, I., Van Driessche, S., Laporte, S., de Guise, J., et Skalli, W. (2007). Comparing three attachment systems used to determine knee kinematics during gait. *Gait & posture*, 25(4) :533–543.
- Tan, S., Kudas, S., Zcan, A. S., Ipek, A., Karaoglanoglu, M., Arslan, H., et Bozkurt, M. (2012). Real-time sonoelastography of the achilles tendon : pattern description in healthy subjects and patients with surgically repaired complete ruptures. *Skeletal radiology*, 41(9) :1067–1072.
- Thies, S. B., Tresadern, P., Kenney, L., Howard, D., Goulermas, J. Y., Smith, C., et Rigby, J. (2007). Comparison of linear accelerations from three measurement systems during "reach & grasp". *Medical engineering & physics*, 29(9) :967–972.
- Tinmark, F., Hellström, J., Halvorsen, K., et Thorstensson, A. (2010). Elite golfers' kinematic sequence in full-swing and partial-swing shots. *Sports Biomechanics*, 9(4) :236–244.
- Tsai, T.-Y., Lu, T.-W., Kuo, M.-Y., et Lin, C.-C. (2011). Effects of soft tissue artifacts on the calculated kinematics and kinetics of the knee during stair-ascent. *Journal of biomechanics*, 44(6) :1182–1188.
- Tupling, S. et Pierrynowski, M. (1987). Use of cardan angles to locate rigid bodies in three-dimensional space. *Medical and Biological Engineering and computing*, 25(5) :527–532.
- Van Den Bogert, A. J. et Su, A. (2008). A weighted least squares method for inverse dynamic analysis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 11(1) :3–9.
- Vaughan, C. (1982). Smoothing and differentiation of displacement-time data : an application of splines and digital filtering. *International Journal of Bio-Medical Computing*, 13(5) :375–386.

- Vaughan, C. L. (1996). Are joint torques the holy grail of human gait analysis? *Human Movement Science*, 15(3) :423–443.
- Villa, C. (2014). *Analyse de la marche des personnes amputées de membre inférieur en situations contraignantes de la vie courante*. PhD thesis, ENSAM.
- Vint, P. F. et Hinrichs, R. N. (1996). Endpoint error in smoothing and differentiating raw kinematic data : an evaluation of four popular methods. *Journal of biomechanics*, 29(12) :1637–1642.
- Wagner, H., Pfusterschmied, J., Von Duvillard, S. P., et Müller, E. (2012). Skill-dependent proximal-to-distal sequence in team-handball throwing. *Journal of sports science*, 30(1) :21–29.
- Walshe, A. D., Wilson, G. J., et Murphy, A. J. (1996). The validity and reliability of a test of lower body musculotendinous stiffness. *European journal of applied physiology & occupational physiology*, 73(3-4) :332–339.
- White, D., Woodard, H., et Hammond, S. (1987). Average soft-tissue and bone models for use in radiation dosimetry. *The British journal of radiology*, 60(717) :907–913.
- Whittington, B., Silder, A., Heiderscheit, B., et Thelen, D. G. (2008). The contribution of passive-elastic mechanisms to lower extremity joint kinetics during human walking. *Gait & posture*, 27(4) :628–634.
- Williams, S. J. et Kendall, L. (2007). Perceptions of elite coaches and sports scientists of the research needs for elite coaching practice. *Journal of sports science*, 25(14) :1577–1586.
- Wilson, C., King, M. A., et Yeadon, M. R. (2011). The effects of initial conditions and takeoff technique on running jumps for height and distance. *Journal of biomechanics*, 44(12) :2207–2212.
- Winter, D. (1990). *Biomechanics and motor control of human movement*.
- Woltring, H. J. (1985). On optimal smoothing and derivative estimation from noisy displacement data in biomechanics. *Human Movement Science*, 4(3) :229–245.
- Woltring, H. J. (1991). Representation and calculation of 3-d joint movement. *Human Movement Science*, 10(5) :603–616.
- Wood, G. A. et Jennings, L. S. (1979). On the use of spline functions for data smoothing. *Journal of biomechanics*, 12(6) :477–479.
- Wright, V. et Johns, R. J. (1960). Observations on the measurement of joint stiffness. *Arthritis & Rheumatism*, 3(4) :328–340.
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., D’Lima, D. D., Cristofolini, L., Witte, H., Schmid, O., Stokes, I., , S., et of the International Society of Biomechanics, T. C. (2002). Isb recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part i : ankle, hip, and spine. international society of biomechanics. *Journal of biomechanics*, 35(4) :543–548.
- Wu, G., van der Helm, F. C. T., Veeger, H. E. J. D., Makhsous, M., Roy, P. V., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A. R., McQuade, K., Wang, X., Werner, F. W., Buchholz, B., et of Biomechanics, I. S. (2005). Isb recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—part ii : shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of biomechanics*, 38(5) :981–992.
- Wu, R. (2007). *Fundamentals of High Performance Wushu : Taolu Jumps and Spins*.

- Wu, Y.-K., Lien, Y.-H., Lin, K.-H., Shih, T.-F., Wang, T.-G., et Wang, H.-K. (2010). Relationships between three potentiation effects of plyometric training and performance. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 20(1) :e80–e86.
- Yeadon, M. R. (1990). The simulation of aerial movement—iii. the determination of the angular momentum of the human body. *Journal of biomechanics*, 23(1) :75–83.
- Yeadon, M. R., Atha, J., et Hales, F. D. (1990). The simulation of aerial movement—iv. a computer simulation model. *Journal of biomechanics*, 23(1) :85–89.
- Yijie, F. (2010). Sport biomechanics analysis on the national wushu routine champion athlete's flight as waving lotus 720 following seated position. *Wushu Science*, 7 :023.
- Young, J. W., Chandler, R. F., Snow, C. C., Robinette, K. M., Zehner, G. F., et Lofberg, M. S. (1983). Anthropometric and mass distribution characteristics of the adult female. Technical report.
- Zatsiorsky, V.M., S. V. (1985). Estimation of the mass and inertia characteristics of the human body by means of the best regression equation. *Biomechanics*, IX-B :233–239.
- Zatsiorsky, V. et Aleshinsky, S. (1979). Concerning the correction of equations. *Journal of biomechanics*, 12(2) :183.
- Zatsiorsky, V. M. (2003). Measuring body segment parameters : X-ray versus gamma scanning. *Journal of biomechanics*, 36(9) :1405–6 ;author reply 1407–8.
- Zatsiorsky, V. M. et Aktov, A. V. (1990). Biomechanics of highly precise movements : the aiming process in air rifle shooting. *Journal of biomechanics*, 23 Suppl 1 :35–41.
- Zelik, K. E. et Kuo, A. D. (2010). Human walking isn't all hard work : evidence of soft tissue contributions to energy dissipation and return. *Journal of experimental biology*, 213(Pt 24) :4257–4264.
- Zelik, K. E. et Kuo, A. D. (2012). Mechanical work as an indirect measure of subjective costs influencing human movement. *PLoS One*, 7(2) :e31143.

TABLE DES FIGURES

1.1	Chronophotographie d'un départ de sprint par E.J. Marey.	14
1.2	Système corps entier de centrales inertielles non-filaires (source : www.xsens.com).	15
1.3	Système optoélectronique en extérieur (source : www.vicon.com).	16
1.4	Nuage des profondeurs et image vidéo obtenues par Microsoft Kinect™.	17
1.5	Raideur globale des membres inférieurs (K_{leg}) au cours d'un saut vertical (Farley et Morgenroth, 1999).	19
1.6	Quasi-raideurs articulaires au cours d'un saut vertical (Farley et Morgenroth, 1999).	22
1.7	Différentes sources de puissances calculées par Zelik et Kuo (2010) : la puissance des tissus mous (A), les puissances articulaires (B) et la puissance du centre de gravité (C).	23
1.8	Hystérésis lors d'un cycle de charge et décharge avant (ligne pleine) et après entraînement pliométrique (pointillés) (Fouré et al., 2010b).	25
1.9	Déplacement du point de compression et formation du cône de Mach (Bercoff et al., 2004).	26
1.10	Principe de fonctionnement de l'élastographie par ondes de cisaillement (Bercoff et al., 2004).	27
1.11	Élastographie des gastrocnémiens lors de la dorsiflexion passive (Maïsetti et al., 2012).	28
1.12	Anatomie de l'articulation de la cheville (source : www.zygotebody.com).	29
1.13	Modèle de Hill.	30
1.14	Anatomie du triceps sural et du long fibulaire (<i>peroneus longus</i>) (source : www.zygotebody.com).	31
2.1	Représentation schématique des forces et des moments s'appliquant sur le segment pied.	38
2.2	Étapes du calcul de dynamique inverse et sources d'erreurs associées.	40
2.3	Plateforme de forces.	41
2.4	Perche instrumentée pour la calibration des plateformes de forces (Collins et al., 2009).	42
2.5	Minimisation de l'allongement des ligaments pour la détermination optimale des repères osseux (Bergamini et al., 2011).	47
2.6	Accélération de référence obtenue par un accéléromètre (ligne pleine) et accélérations calculées par dérivation de la position, filtrée avec une fréquence de coupure élevée (pointillés) et faible (croix) (Giakas et al., 2000)	48
2.7	Modèle proportionnel (adapté de de Leva (1996)). CM correspond au centre de masse segmentaire.	50
2.8	Modèle volumique personnalisé proposé par Pillet et al. (2010).	51
3.1	Origine de l'artefact de dislocation rencontré avec la méthode des clusters rigides.	63

3.2	Calcul de la trajectoire du point anatomique moyen du condyle médial au cours d'un appui.	63
3.3	Artefact de déformation, ou variation de longueur, des segments tibia-fibula et fémur entre les méthodes des marqueurs cutanés (MC) et des centres articulaires moyens (CAM), au cours de 5 mouvements.	67
3.4	Cinématique angulaire de la hanche, du genou et de la cheville au cours d'un mouvement de counter-movement jump (CMJ), avec les 3 méthodes étudiées : clusters rigides (CR), marqueurs cutanés (MC) et centres articulaires moyens (CAM).	68
3.5	Correction de l'erreur de trajectoire due à la rigidification par translation de la trajectoire : exemple de la trajectoire d'une des deux épines iliaques antéro-supérieures (ASIS) occultées pendant le counter-movement jump. \vec{V}_m correspond au vecteur moyen de translation de trajectoire.	72
3.6	Influence de la correction par translation sur le calcul de la puissance articulaire à la hanche au cours d'un mouvement de counter-movement jump, après filtrage et dérivation des trajectoires des marqueurs.	72
4.1	Dispositif expérimental : robot muni d'une plaque instrumentée de 3 centrales inertielles et d'un cluster de marqueurs réfléchissants.	78
4.2	Données de référence d'une centrale inertielle pour un cycle de mouvements du robot à 100% de la vitesse maximale, trajectoire contrôlée. Les composantes en \vec{x} , \vec{y} et \vec{z} de la vitesse angulaire et de l'accélération linéaire sont exprimées dans le repère local de la centrale.	81
4.3	Analyse fréquentielle par transformée de Fourier discrète des données d'accélération brutes issues d'une centrale inertielle, pour les 4 vitesses de mouvement étudiées (échantillonnage : 300 Hz). Les flèches rouges correspondent aux fréquences de coupure choisies pour chacune des vitesses de mouvement : 5, 7, 10 et 10 Hz, respectivement.	83
4.4	Les trois composantes de la vitesse angulaire et de l'accélération linéaire lors du mouvement à 100% de la vitesse du robot en trajectoire contrôlée, obtenues avec une des centrales inertielles et calculées par dérivation MDFC du repère cluster associé, à une fréquence d'échantillonnage de 300 Hz (fréquence de coupure du filtre Butterworth : 15 Hz)	84
4.5	Influence de la méthode de dérivation sur l'erreur RMS entre les valeurs calculées de vitesse et d'accélération et les données de référence des centrales inertielles, pour des fréquences de coupures du filtre Butterworth entre 1 et 45 Hz.	85
5.1	Personnalisation du modèle à partir des photographies face et profil <i>via</i> les 4 poignées de contrôle des ellipses (points rouges et verts).	94
5.2	Modèle segmenté corps entier.	95
5.3	Erreurs statique, cinétique et dynamique pour les trois modèles de paramètres inertiels.	98
5.4	Les trois composantes en \vec{X} , \vec{Y} et \vec{Z} de la quantité de mouvement \vec{p}_{CoM} et du moment cinétique \vec{L}_{CoM} durant la phase de vol d'un saut acrobatique. Les échelles sont les mêmes pour les différentes composantes.	99
5.5	Les trois composantes en \vec{X} , \vec{Y} et \vec{Z} de la somme des forces extérieures, \vec{F} , et de la somme des moments extérieurs exprimés dans $R0$, \vec{M} , durant la phase d'appui d'un saut maximal (MJ). Les données de référence des plateformes de forces sont présentées, filtrées à 25 Hz et brutes. Les échelles sont les mêmes pour les différentes composantes de la force et du moment.	100
5.6	Modèle volumique différenciant le volume de tissus mous et le volume osseux pour le membre inférieur.	106
6.1	Position <i>pubu</i> (« pas rasant ») imposée dans le règlement international de l'IWUF.	115

6.2	Étirement du triceps sural par cycles de contraction-étirement.	119
6.3	Positions des marqueurs anatomiques et des clusters pendant la statique. . . .	120
6.4	Clusters jambe et cuisse.	120
6.5	Procédure d'acquisition statique.	121
6.6	Tests de dorsiflexion et d'inversion du pied (<i>varus</i>) maximales.	122
6.7	Squat jump bipodal (SJ) et unipodal droit (SJD).	124
6.8	Counter-movement jump bipodal (CMJ) et unipodal droit (CMJD).	124
6.9	Drop jump bipodal (DJ) et unipodal droit (DJD).	125
6.10	Détente maximale en appui bipodal (MJ) et en appui unipodal droit (MJD). .	126
6.11	Saut avec rotation maximale (RJ).	126
6.12	<i>Teng Kong Bai Lian</i> ou lotus volant (TKBL).	126
6.13	<i>Xuan Feng Jiao</i> ou saut tourbillon (XFJ).	127
6.14	Positions du sujet pour les mesures élastographiques des gascrocnémiens (a), du long fibulaire (b) et du tendon d'Achille (c). Les rectangles en pointillés rouges correspondent à la zone d'intérêt (ROI) conservée pour les mesures d'élasticité.	128
7.1	Comportements caractéristiques de la cheville au cours du Drop Jump chez un sauteur ressort (a) et un sauteur en puissance (b). Les régressions linéaires (ligne pleine) représentent la quasi-raideur de la cheville pendant la première moitié (k_1), et la deuxième moitié (k_2) de la phase concentrique.	137
7.2	Angle de <i>varus</i> et moment de réaction du genou en <i>valgus</i> , chez un sauteur ressort au cours d'un appui unipodal.	145
8.1	Saut TKBL 720°. Réception en position du cavalier (<i>Ma Bu</i>).	150
8.2	Repère mobile R_{CoM} . La ligne des pieds à l'impulsion est utilisée comme axe \vec{y} et l'axe \vec{z} est vertical. L'origine du repère est placée au centre de masse du sujet (CoM).	153
8.3	Moment transverse mesuré au sol (lignes pleines) et dérivée du moment cinétique des segments du haut du corps (lignes pointillées) pour trois sujets au cours d'un saut avec rotation maximale (RJ). Les pics de moment présents chez le sujet 9 (à 0,02 s) et le sujet 10 (à 0,17 s) correspondent à l'entrée en contact du deuxième appui avec le sol. Pour le sujet 4, les courbes concordent, l'impulsion du haut du corps (aire sous la courbe) est donc efficacement transmise au sol. Pour le sujet 9, l'impulsion mesurée au sol est plus importante que l'impulsion du haut du corps, ce qui signifie que les membres inférieurs produisent une part de l'impulsion de rotation. Pour le sujet 10, l'impulsion du haut du corps est plus importante que l'impulsion mesurée au sol, principalement lors de la phase de simple appui (entre 0 et 0,17 sec). L'impulsion du haut du corps n'est donc pas transmise intégralement au sol, sûrement du fait d'une variation opposée du moment cinétique du membre inférieur n'étant pas encore en contact avec le sol.	158
8.4	Puissance de rotation transverse pour trois sujets au cours d'un saut avec rotation maximale (RJ). Une puissance négative correspond à un mouvement excentrique et une puissance positive à un mouvement concentrique. Le sujet 4 montre un faible travail excentrique en début d'appui et un important travail concentrique ensuite. Le sujet 9 montre un important travail excentrique en début d'appui. Le sujet 10 montre un travail excentrique en fin d'appui, qui correspond à un freinage de la rotation recherchée.	159
8.5	Torsion transverse du corps de l'athlète lors du dernier instant de la phase d'appui d'un saut en rotation transverse dans le sens trigonométrique.	160
8.6	Moments de réaction du sol sous l'appui droit et sous l'appui gauche, exprimés au centre de masse, entraînant une rotation dans le même sens. Vue latérale et vue d'au-dessus.	162
8.7	Moments de réaction du sol sous l'appui droit et sous l'appui gauche, exprimés au centre de masse, entraînant des rotations opposées. Vue d'au-dessus.	162

8.8	Mouvement hélicoïdal des bras lors de l'appui, permettant simultanément une impulsion de rotation transverse et une impulsion linéaire verticale. Vue d'au-dessus et vue latérale.	165
8.9	Saut XFJ 720° réalisé avec rotation à gauche au cours de l'élan. Réception en grand écart latéral (<i>Su Cha</i>).	165
B.1	Cluster cuisse instrumenté d'une centrale inertielle. Les axes du repère cluster ont été définis de manière à être colinéaires à ceux du repère propre de la centrale. L'origine du repère cluster a été placée sur l'origine du repère de la centrale (O_{IMU}).	203
B.2	La vitesse angulaire et l'accélération du cluster cuisse au cours du drop jump a été calculée et comparée aux données d'une centrale inertielle, de manière similaire à ce qui a été réalisé lors des mouvements du robot au chapitre 4. Un filtre Butterworth avec une fréquence de 25 Hz a été utilisé. Les courbes des valeurs calculées et des valeurs de référence concordent. Cependant, les différences les plus importantes entre les courbes sont localisées en début et fin de drop jump, lorsqu'il y a peu de mouvement, et à l'instant de l'impact. Ceci montre bien l'intérêt, pour l'analyse dynamique d'appuis sportifs, des filtres adaptatifs (Giakas <i>et al.</i> , 2000; Erer, 2007), dont la fréquence de coupure peut varier temporellement en fonction des caractéristiques du mouvement.	204
F.1	Relation entre la somme des puissances articulaires et la puissance du Centre de Masse (CoM) au cours d'un Drop Jump (bras fixes). Les puissances négatives correspondent à un mouvement excentrique et les puissances positives à un mouvement concentrique. Les aires sous les courbes correspondent au travaux des différentes articulations. En considérant le modèle ponctuel, le travail concentrique du CoM correspond à la variation d'énergie mécanique entre l'instant de transition excentrique/concentrique et le décollement des pieds, directement liée à la performance de détente verticale. En négligeant la puissance due aux autres articulations, la puissance interne de « gesticulation » et la puissance des tissus mous (Zelik et Kuo, 2012), la somme du travail des articulations est égale au travail CoM. Il est donc possible d'estimer la part de la puissance et du travail total réalisée par chacune des articulations.	216

3.1	Artefact de dislocation avec la méthode des clusters rigides (CR).	66
3.2	Artefact de déformation obtenu avec les méthodes des marqueurs cutanés (MC) et des centres articulaires moyens (CAM).	66
4.1	Erreurs RMS moyennes de la vitesse angulaire et de l'accélération linéaire pour 4 fréquences d'échantillonnage et 4 vitesses du robot (fréquence de coupure du filtre en fonction des mouvements : 5, 7, 10 et 10 Hz, respectivement).	86
5.1	Construction du modèle volumique personnalisé. Pour l'obtention des paramètres inertiels des pieds et les mains, le modèle proportionnel de de Leva (1996) a été utilisé.	93
5.2	Erreurs statique, cinétique et dynamique pour les trois modèles étudiés, en relatif et absolu.	97
5.3	Erreur statique pour les 12 sujets.	108
6.1	Données des sujets.	118
7.1	Effet pliometrique (PSA), performance, quasi-raideurs, et part du travail des chevilles et des hanches, au cours de l'appui de drop jump.	136
7.2	Module d'élasticité en cisaillement du gastrocnémien médial (GM), latéral (GL), du long fibulaire (LF) et du tendon d'Achille (TA) pour les trois types de sauteurs et pour la moyenne des trois groupes. Ces données présentaient une distribution normale pour GM, GL et TA.	136
7.3	Valeurs absolues moyennes et écarts-types des pics de moment de réaction articulaire en extension, <i>varus</i> , <i>valgus</i> , rotation externe et rotation interne, pour la cheville le genou et la hanche, pour trois groupes de sauteurs. 31 sauts spécifiques du wushu ont été réalisés par chacun des sujets, soit 62 appuis unipodaux. La moyenne pour chaque groupe est calculée entre les 62 appuis unipodaux de chacun des 4 sujets du groupe. L'écart-type présenté correspond à l'écart-type entre les moyennes des sujets du même groupe (* : $p < 0,05$; ** : $p < 0,01$).	139
7.4	Pics de puissance et travail durant les phases excentrique (Pe, We) et concentrique (Pc, Wc).	140
8.1	Performance en hauteur (h_{max}), temps de vol (t_{vol}), performance relative par rapport à la performance lors d'un saut maximal ($\%h_{MJ}$), rotation effectuée et vitesse de rotation moyenne ($\omega_{moy, pieds}$), pour la meilleure répétition de saut avec rotation (RJ).	155
8.2	Moment cinétique transverse ($L_{CoM, z}$), moment d'inertie principal transverse (I_{zz}) et vitesse angulaire transverse (ω_z) au cours de la phase de vol pour les 12 sujets, lors de la meilleure répétition de sauts avec rotation (RJ).	155

8.3	Composantes en \vec{x} , \vec{y} et \vec{z} de l'impulsion en rotation ($\Delta\vec{L}_{CoM}$) et de l'impulsion linéaire ($\Delta\vec{p}$) selon les trois axes par rapport au repère mobile au cours du saut.	156
8.4	Asymétrie d'impulsion de rotation transverse ($\Delta L_{CoM,z}$), impulsion linéaire verticale des membres supérieurs ($\Delta p_{sup,z}$) et contribution à l'impulsion linéaire verticale totale ($\%imp_{sup,z}$), impulsion de rotation transverse du « haut du corps » ($\Delta L_{haut,z}$) et contribution à l'impulsion de rotation transverse totale ($\%Tr_{haut,z}$), pic de la part transverse de la puissance en rotation excentrique et concentrique ($P_{exc,z,max}$ et $P_{conc,z,max}$) et travail en rotation transverse (W_z) au cours de l'appui, avec rotation maximale (RJ), pour les 12 sujets.	157
D.1	Centres articulaires et abréviations.	207

Annexes

- 2DFC** 2nd ordre des Différences Finies Centrées
- 4DFC** 4^{ème} ordre des Différences Finies Centrées
- Φ** torseur d'actions mécaniques (ou matrice homogène correspondante)
- $\Delta \vec{L}_{CoM}$** impulsion de rotation exprimée au centre de masse de l'athlète
- $\Delta \vec{p}$** impulsion linéaire
- $\dot{\omega}$** vitesse angulaire
- CAM** Centres Articulaires Moyens
- CC** Composante Contractile
- CR** Clusters Rigides
- CEP** Composante Élastique Parallèle
- CES** Composante Élastique Série
- CMJ** *Counter-Movement Jump*
- CoM** *Center of Mass*, centre de masse
- CoP** *Center of Pressure*, centre des pressions
- D** torseur dynamique (ou matrice homogène correspondante)
- DJ** *Drop Jump*
- \vec{F}_{ext}** résultante des efforts extérieurs
- h_{max}** hauteur maximale du centre de masse au cours du saut
- I** tenseur d'inertie

- J** matrice homogène de pseudo-inertie (Legnani *et al.*, 1996)
- \vec{L}_{CoM} moment cinétique propre de l'athlète, exprimé à son centre de masse
- $\vec{M}_{ext, P}$ moment des efforts extérieurs exprimé au point P
- MC** Marqueurs Cutanés
- MDFC** méthode Multi-fréquentielle pondérée des Différences Finies Centrées
- MDL** Modèle proportionnel de de Leva (1996)
- MDU** Modèle proportionnel de Dumas *et al.* (2007a)
- MJ** détente verticale maximale avec élan
- MVP** Modèle Volumique Personnalisé adapté de (Pillet *et al.*, 2010)
- \vec{p} quantité de mouvement du centre de masse de l'athlète
- PSA** *Pre-Stretch Augmentation*, effet pliométrique
- Pc** puissance concentrique
- Pc** puissance excentrique
- P_z part de la puissance en rotation transverse
- SI** « Sauteurs Intermédiaires »
- SJ** *Squat Jump*
- SP** « Sauteurs en Puissance »
- SR** « Sauteurs Ressorts »
- SSC** *Stretch-Shortening Cycle*, cycle d'étirement-raccourcissement
- RJ** saut avec rotation transverse maximale
- t_{vol} temps de vol
- TKBL** *Teng Kong Bai Lian*, lotus volant
- We** travail concentrique
- We** travail excentrique
- W_z part du travail en rotation transverse
- XFJ** *Xuan Feng Jiao*, saut tourbillon

ANNEXE B

VITESSE ANGULAIRE ET ACCÉLÉRATION DU CLUSTER CUISSE AU COURS DU DROP JUMP

L'obtention des accélérations ayant été validée sur des mouvements relativement stationnaires, elle nécessitait d'être vérifiée également sur un mouvement à un impact, comme le drop jump. Un cluster de 4 marqueurs a été instrumenté avec 4 marqueurs réfléchissants et une centrale inertielle (figure B.1). Les données de vitesse angulaire et d'accélération obtenues par dérivation discrète et mesurées par la centrale sont présentées dans la figure B.2.

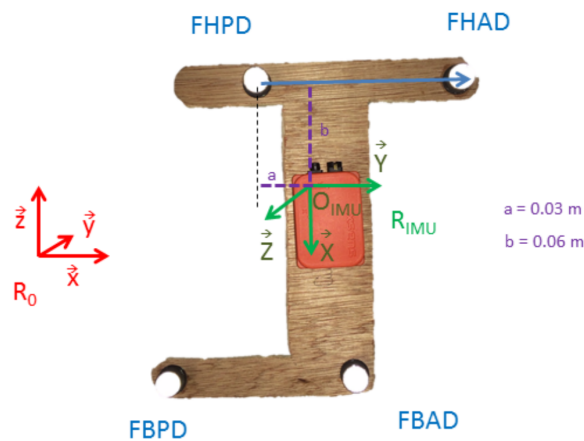


FIGURE B.1. Cluster cuisse instrumenté d'une centrale inertielle. Les axes du repère cluster ont été définis de manière à être colinéaires à ceux du repère propre de la centrale. L'origine du repère cluster a été placée sur l'origine du repère de la centrale (O_{IMU}).

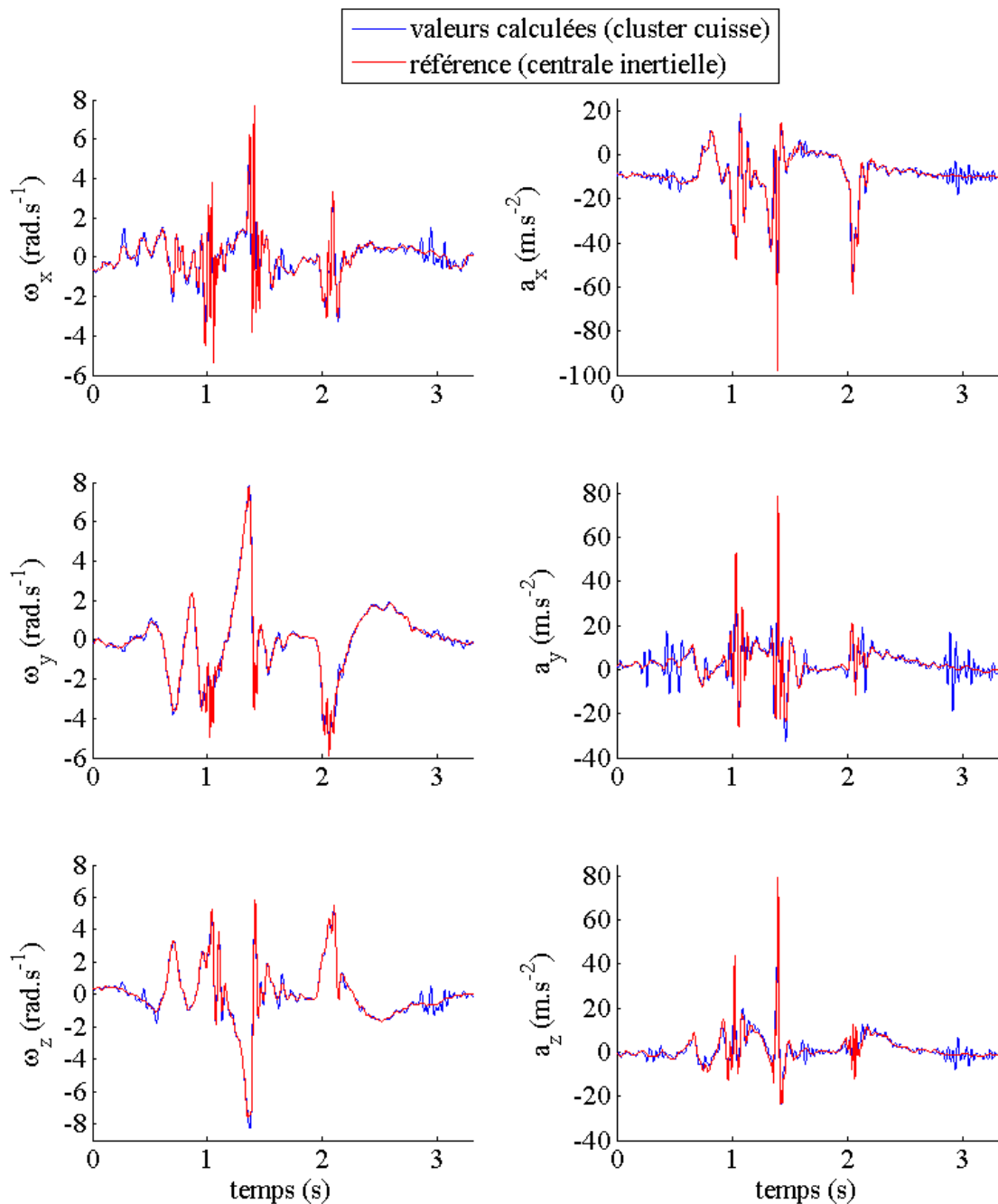


FIGURE B.2. La vitesse angulaire et l'accélération du cluster cuisse au cours du drop jump a été calculée et comparée aux données d'une centrale inertielle, de manière similaire à ce qui a été réalisé lors des mouvements du robot au chapitre 4. Un filtre Butterworth avec une fréquence de 25 Hz a été utilisé. Les courbes des valeurs calculées et des valeurs de référence concordent. Cependant, les différences les plus importantes entre les courbes sont localisées en début et fin de drop jump, lorsqu'il y a peu de mouvement, et à l'instant de l'impact. Ceci montre bien l'intérêt, pour l'analyse dynamique d'appuis sportifs, des filtres adaptatifs (Giakas *et al.*, 2000; Erer, 2007), dont la fréquence de coupure peut varier temporellement en fonction des caractéristiques du mouvement.

ANNEXE C

MISE EN PLACE DE LA SALLE D'ANALYSE DU MOUVEMENT

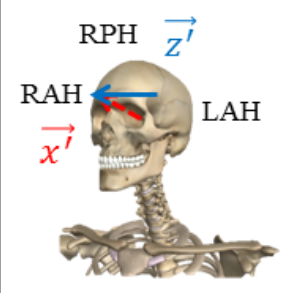
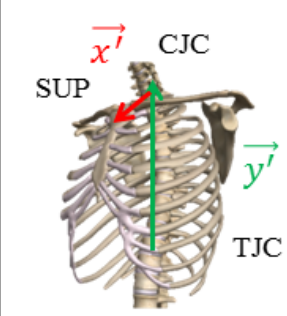
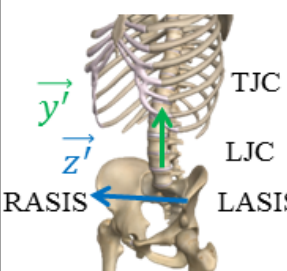
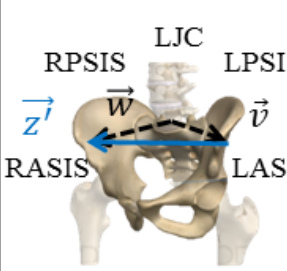


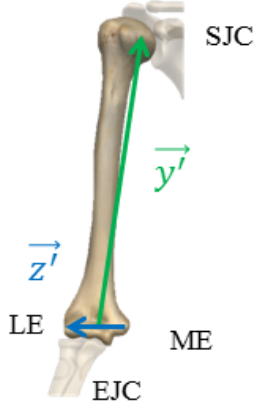
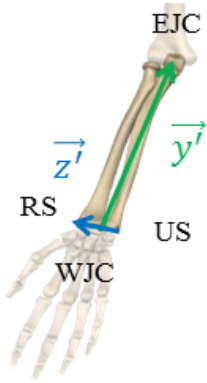
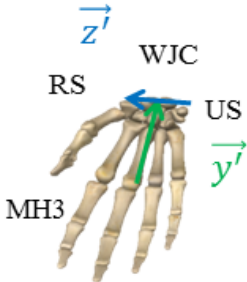
Les différents repères anatomiques sont présentés dans les tableaux ci-après. Le tableau [D.1](#) recense les abréviations et les sources bibliographiques des différents centres articulaires utilisés pour la construction des repères.

TABLEAU D.1. Centres articulaires et abréviations.


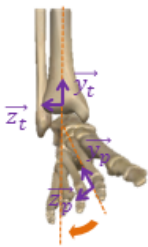
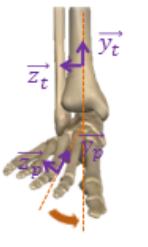
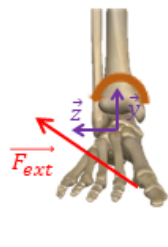
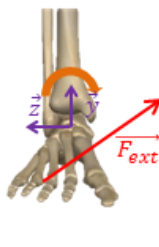

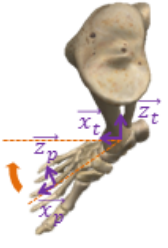
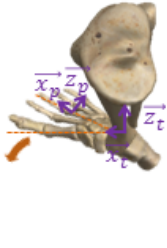
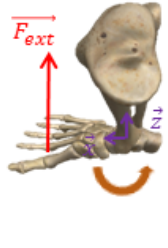
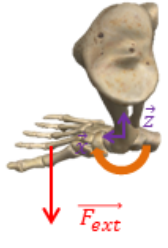

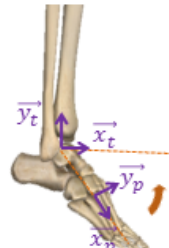
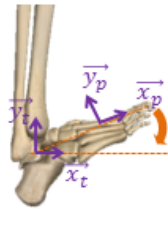
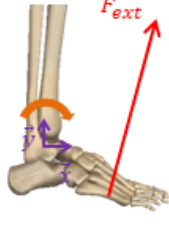
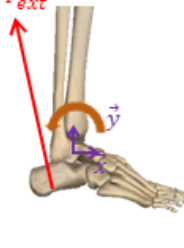
abréviation	articulation	source
HJC	hanche	
KJC	genou	Wu et al. (2002)
AJC	cheville	
EJC	coude	
WJC	poignet	Wu et al. (2005)
LJC	lombaire	
TJC	thoracique	
CJC	cervical	Reed et al. (1999)
SJC	scapulaire	


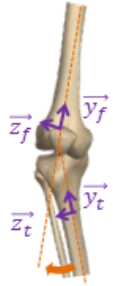
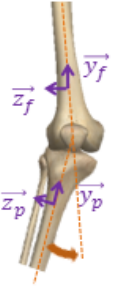



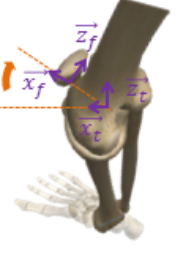
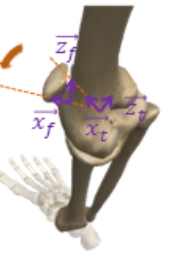
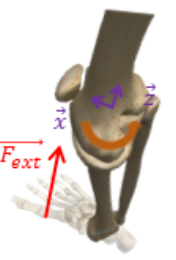
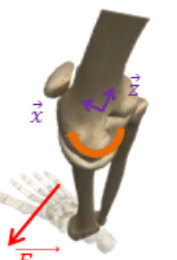

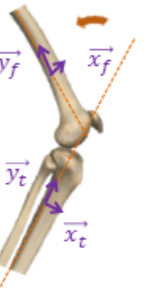
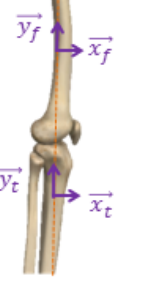
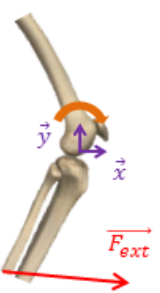
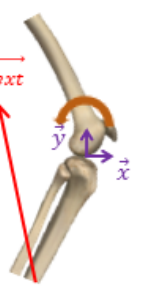
Repère	Points anatomiques	Construction	\vec{x}	\vec{y}	\vec{z}	$\vec{0}$
fémur (cuisse)	Condyle Latéral (LC) Condyle Médial (MC)		$\frac{\vec{y}' \wedge \vec{z}'}{\ \vec{y}' \wedge \vec{z}'\ }$	$\frac{\vec{y}'}{\ \vec{y}'\ }$	$\vec{x} \wedge \vec{y}$	KJC
tibia-fibula (jambe)	Malléole Latérale (LM) Malléole Médiale (MM)		$\frac{\vec{y}' \wedge \vec{z}'}{\ \vec{y}' \wedge \vec{z}'\ }$	$\frac{\vec{y}'}{\ \vec{y}'\ }$	$\vec{x} \wedge \vec{y}$	AJC
ped	Calcaneus (CAL) 1 ^{er} Métatarse (1MT) 5 ^{ème} Métatarse (5MT)		$\vec{y} \wedge \vec{z}$	$\frac{\vec{w} \wedge \vec{v}}{\ \vec{w} \wedge \vec{v}\ }$	$\frac{\vec{z}'}{\ \vec{z}'\ }$	Bar (1MT, 5MT)
avant-pied	Hallux (HAL)		$\frac{\vec{x}'}{\ \vec{x}'\ }$	$\frac{\vec{z}' \wedge \vec{x}'}{\ \vec{z}' \wedge \vec{x}'\ }$	$\vec{x} \wedge \vec{y}$	HAL


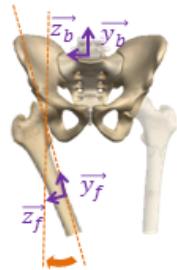
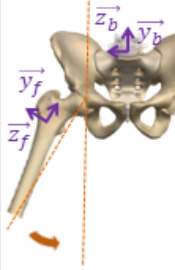
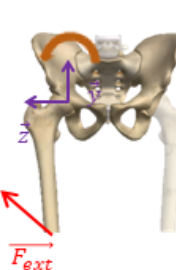
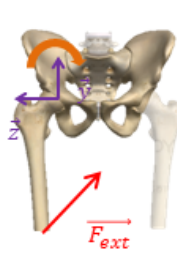

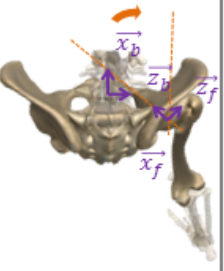
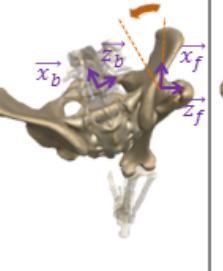
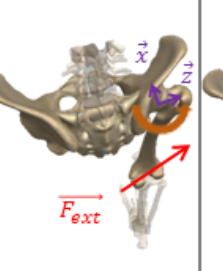
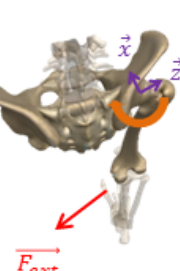

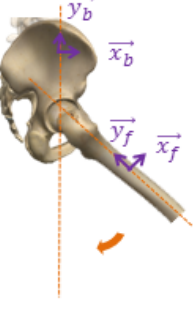
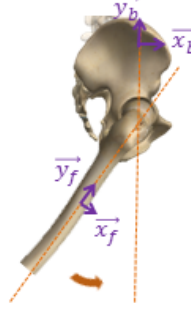
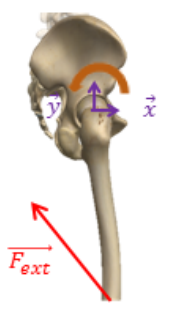
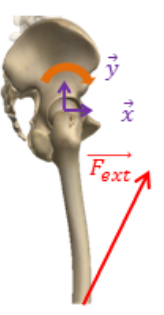
Repère	Points anatomiques	Construction	\vec{x}	\vec{y}	\vec{z}	\vec{O}
tête-cou	Tête antérieure (AH) Tête postérieure (PH)	 <p>RPH \vec{z}' RAH \vec{x}' LAH</p>	$\vec{y} \wedge \vec{z}$	$\frac{\vec{z}' \wedge \vec{x}'}{\ \vec{z}' \wedge \vec{x}'\ }$	$\frac{\vec{z}'}{\ \vec{z}'\ }$	Bar (AHs, PHs)
thorax	Incisure jugulaire (SUP)	 <p>\vec{x}' CJC SUP \vec{y}' TJC</p>	$\vec{y} \wedge \vec{z}$	$\frac{\vec{y}'}{\ \vec{y}'\ }$	$\frac{\vec{x}' \wedge \vec{y}'}{\ \vec{x}' \wedge \vec{y}'\ }$	CJC
abdomen	Épines Iliques Antérieures (ASIS)	 <p>\vec{y}' TJC \vec{z}' LJC RASIS LASIS</p>	$\vec{y} \wedge \vec{z}$	$\frac{\vec{y}'}{\ \vec{y}'\ }$	$\frac{\vec{z}'}{\ \vec{z}'\ }$	TJC
bassin	Épines Iliques Postérieures (PSIS)	 <p>LJC RPSIS LPSIS \vec{w} \vec{v} RASIS LASIS</p>	$\vec{y} \wedge \vec{z}$	$\frac{\vec{w} \wedge \vec{v}}{\ \vec{w} \wedge \vec{v}\ }$	$\frac{\vec{z}'}{\ \vec{z}'\ }$	LJC

Repère	Points anatomiques	Construction	\vec{x}	\vec{y}	\vec{z}	\vec{O}
humérus (bras)	Épicondyle Latéral (LE) Épicondyle Médial (ME)		$\frac{\vec{y}' \wedge \vec{z}'}{\ \vec{y}' \wedge \vec{z}'\ }$	$\frac{\vec{y}'}{\ \vec{y}'\ }$	$\vec{x} \wedge \vec{y}$	SJC
radius-ulna (avant-bras)	Processus Styloïde de l'Ulna (US) Processus Styloïde du Radius (RS)		$\frac{\vec{y}' \wedge \vec{z}'}{\ \vec{y}' \wedge \vec{z}'\ }$	$\frac{\vec{y}'}{\ \vec{y}'\ }$	$\vec{x} \wedge \vec{y}$	EJC
main	Tête du 3 ^{ème} Métacarpe (MH3)		$\frac{\vec{y}' \wedge \vec{z}'}{\ \vec{y}' \wedge \vec{z}'\ }$	$\frac{\vec{y}'}{\ \vec{y}'\ }$	$\vec{x} \wedge \vec{y}$	WJC

ANNEXE E _____
_____ CONVENTIONS DE SIGNE

Cheville droite				
Plan anatomique	Angle articulaire		Moment de réaction articulaire	
Frontal (rotation autour de \vec{x}) 	Varus Inversion Adduction	Valgus Éversion Abduction	Varus Inversion Adduction	Valgus Éversion Abduction
	-	+	+	-
				
Transverse (rotation autour de \vec{y}) 	Rotation interne	Rotation externe	Rotation interne	Rotation externe
	-	+	+	-
				
Sagittal (rotation autour de \vec{z}) 	Plantiflexion	Dorsiflexion	Plantiflexion	Dorsiflexion
	+	-	-	+
				

Genou droit				
Plan anatomique	Angle articulaire		Moment de réaction articulaire	
Frontal (rotation autour de \vec{x}) 	Varus Adduction	Valgus Abduction	Varus Adduction	Valgus Abduction
	-	+	+	-
				
Rotation interne	Rotation externe	Rotation interne	Rotation externe	
-	+	+	-	
				
Flexion	Extension*	Flexion	Extension	
+	-	-	+	
				

Hanche droite				
Plan anatomique	Angle articulaire		Moment de réaction articulaire	
	Adduction	Abduction	Adduction	Abduction
Frontal (rotation autour de \vec{x}) 	-	+	+	-
				
	Rotation interne	Rotation externe	Rotation interne	Rotation externe
Transverse (rotation autour de \vec{y}) 	-	+	+	-
				
	Rotation interne	Rotation externe	Rotation interne	Rotation externe
Sagittal (rotation autour de \vec{z}) 	-	+	+	-
				
	Flexion	Extension	Flexion	Extension

Par l'analyse des puissances articulaires (P_{artic}), il est possible d'estimer à chaque instant la contribution de chaque articulation dans la production totale de puissance (P_{CoM}). En effet, si la puissance des tissus mous et la puissance interne sont négligées :

$$P_{CoM} \simeq \sum P_{artic} \quad (\text{F.1})$$

Pour les sauts standardisés où les bras sont conservés immobiles, la différence entre les deux termes de l'équation est relativement faible (figure F.1). Pour chaque phase de l'appui, l'aire sous la courbe de la puissance d'une articulation peut donc être considérée comme la contribution de cette articulation au travail total du CoM.

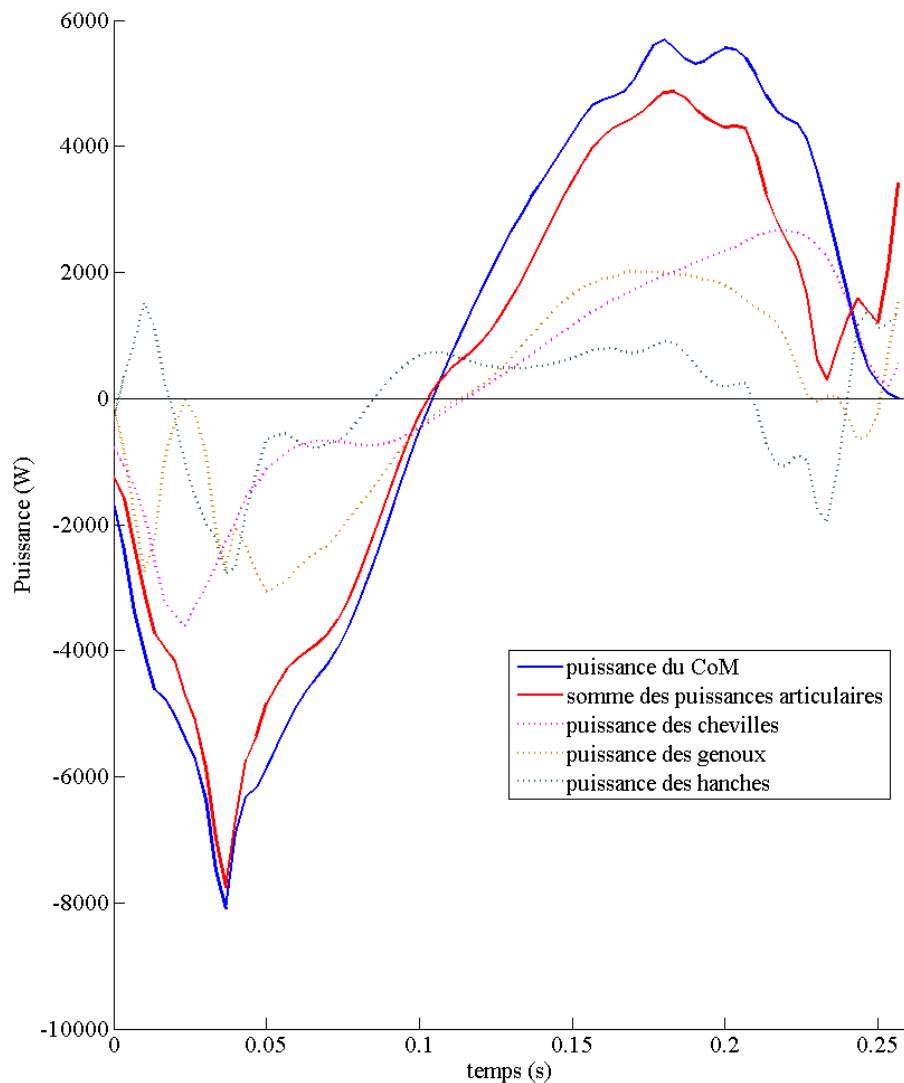


FIGURE F.1. Relation entre la somme des puissances articulaires et la puissance du Centre de Masse (CoM) au cours d'un Drop Jump (bras fixes). Les puissances négatives correspondent à un mouvement excentrique et les puissances positives à un mouvement concentrique. Les aires sous les courbes correspondent au travaux des différentes articulations. En considérant le modèle ponctuel, le travail concentrique du CoM correspond à la variation d'énergie mécanique entre l'instant de transition excentrique/concentrique et le décollement des pieds, directement liée à la performance de détente verticale. En négligeant la puissance due aux autres articulations, la puissance interne de « gesticulation » et la puissance des tissus mous (Zelik et Kuo, 2012), la somme du travail des articulations est égale au travail CoM. Il est donc possible d'estimer la part de la puissance et du travail total réalisée par chacune des articulations.

Le wushu moderne se divise en deux grands types de pratique en compétition, le *taolu* (forme) et le *sanda* (combat).

Une compétition de *sanda* oppose deux combattants, qui peuvent utiliser pieds, poings et projections pour battre l'adversaire ou le faire tomber de la plateforme de combat. La victoire peut se faire aux points ou par KO.

Les compétitions de *taolu* se déroulent seul face à un jury (à l'exception du *duilian*, un combat combiné qui peut être réalisé à deux ou à trois). L'athlète réalise un enchaînement de mouvements avec ou sans arme (sabre, bâton, épée, lance etc...), et le jury donne une note sur 10 en fonction de la vitesse, des techniques, des sauts, de la puissance et de la qualité esthétique générale de l'enchaînement. Le jury est divisé en trois collèges :

- *collège A* : qualité technique des mouvements et les éventuels déséquilibres (5 points) ;
- *collège B* : qualité esthétique globale : vitesse des mouvements, rythme, précision, « esprit martial », hauteur des sauts (3 points) ;
- *collège C* : mouvements difficiles - acrobaties - (2 points).

La note C correspond donc à la réussite des mouvements acrobatiques sur l'ensemble de l'enchaînement. Chaque mouvement acrobatique appartient à une catégorie de difficulté (A, B ou C), avec un nombre de points associé (respectivement : 0,2 ; 0,3 ou 0,4 points). Ces mouvements peuvent être associés à des mouvements de réception ou de transition de difficulté variable (A, B, C ou D), ayant aussi un nombre de points associé (respectivement : 0,1 ; 0,15 ; 0,2 et 0,25). L'athlète compose un enchaînement tel que la somme des mouvements acrobatiques est égale au moins à 1,4 points et la somme des transitions à 0,6 points.

Les mouvements acrobatiques comportent le plus souvent un coup de pied, suivi d'une rotation dans le plan transverse de 360° 540° ou 720°, qui correspondent au degrés de difficulté A, B et C, respectivement. La rotation effectuée par l'athlète en compétition est validée par les juges du collège C en se basant sur la ligne entre les pieds à l'impulsion, et la ligne entre les pieds à la réception. Si l'athlète a par exemple inscrit un saut de difficulté C, il doit effectuer au minimum 720° (figure 8.1).

Pour une histoire du wushu plus précise et plus complète : www.kungfuwushu.org

Règlements de l'*International Wushu Federation* : <http://www.iwuf.org/document>

ANNEXE H _____

NOTE D'INFORMATION ET FORMULAIRE DE CONSENTEMENT

NOTE D'INFORMATION

QUANTIFICATION DES ACTIONS INTER-SEGMENTAIRES LORS DE L'IMPULSION DE MOUVEMENTS ACROBATIQUES EN KUNGFU WUSHU

VERSION N°2 DU 19/07/2013

N° D'ENREGISTREMENT : 2013 - A00920 - 45

Madame, Monsieur, Mademoiselle,

Le Professeur Patricia Thoreux, Médecin Investigateur,

Laboratoire de Biomécanique, Arts et Métiers paris Tech
151, Boulevard de l'Hopital
Tél : 01 44 24 63 64

Ainsi que les deux centres de recherche impliqués :

- le Laboratoire de Biomécanique d'Arts et Métiers ParisTech (LBM),
- l'Institut National du Sport, de l'Expertise et de la Performance (INSEP).

mènent actuellement une recherche biomécanique sur les membres du collectif France de Wushu, coordonnée par le Pr. Patricia Thoreux du Laboratoire de Biomécanique, Arts et Métiers ParisTech.

Nous souhaitons vous solliciter pour participer à cette étude, réalisée selon la loi n°2004-806 du 9 août 2004 relative à la politique de santé publique.

Nous vous présentons ici les informations nécessaires pour comprendre l'intérêt et le déroulement de l'étude, les bénéfices attendus, les contraintes et les risques prévisibles

Lisez attentivement cette notice.

Posez toutes les questions qui vous sembleront utiles.

Après avoir obtenu les réponses satisfaisantes à vos questions et disposé d'un délai de réflexion adapté, vous pourrez alors décider si vous voulez participer à cette étude ou non.

But de l'étude :

Les objectifs principaux sont :

- De quantifier les actions mécaniques inter-segmentaires, potentiellement traumatiques, lors de la réalisation de l'impulsion d'un mouvement acrobatique en kungfu wushu.
- D'identifier les facteurs de performance lors de la réalisation des mouvements acrobatiques en kungfu wushu, lors de la prise d'élan.

L'objectif à terme est de concevoir une méthode d'optimisation de la performance sportive, personnalisée en fonction de la morphologie et des caractéristiques de l'athlète.

Pour cela nous utiliserons :

- un **questionnaire** à remplir par vos soins
- **une analyse de dynamique inverse sur les 2 types de mouvements de difficulté (XFJ, TKBL)** par un système d'analyse du mouvement. (voir description page suivante).

Déroulement de l'étude :

A/ Présentation générale :

- Cette recherche biomécanique menée dans deux centres de recherche implique le recrutement de 12 sportifs de haut-niveau, membres du collectif France de Wushu (Taolu).
- Cette étude nécessite des visites dans les locaux d'un des deux centres de recherche impliqués pour réaliser l'analyse des mouvements (INSEP ou LBM). Les sujets pourront réaliser toutes les situations à évaluer en une seule visite.

Au total, le temps nécessaire à l'évaluation d'un sujet dans une situation est estimé à 2 heures pour le sujet.

B/ Déroulement de votre participation à cette étude :

- Chaque sujet inclus dans le protocole devra se déplacer jusqu'au lieu prévu pour la série d'acquisitions.
- Le protocole des tests vous sera exposé avant signature d'un formulaire de consentement éclairé. Si vous le désirez, vous pourrez poser toutes questions complémentaires que vous souhaitez au médecin, avant d'entrer dans l'étude, ou à tout moment de celle-ci.
- Vous effectuerez un échauffement complet avant de réaliser des séries d'exercices et de mouvements de difficulté, en sous-vêtements, destinées établir un banque de données caractéristique de votre propre technique pour chaque mouvement. Grâce à des caméras infrarouges, nous enregistrerons les positions de marqueurs qui seront fixés sur votre corps (sans effraction cutanée ni douleur). Pour cela différentes méthodes non-invasives et non-irradiantes pourront être mises en place à l'aide :

- d'un système de capture du mouvement qui permet de localiser en permanence la position des marqueurs dans l'espace.
- d'une électromyographie de surface qui permet d'enregistrer l'activité électrique des muscles lors du mouvement et ainsi détecter les stratégies musculaires utilisées au cours du mouvement.

Le protocole débutera par la réalisation de mouvements de flexion/extension de la cheville et du genou sur deux ergomètres adaptés, permettant d'établir la relation entre l'angle articulaire et le couple produit par la contraction musculaire, de manière similaire à ce qui est couramment utilisé dans le suivi médical des sportifs de haut niveau.

Le protocole comportera ensuite plusieurs acquisitions cinématiques :

- en position debout immobile,
- au cours de mouvements simples des cuisses et des bras, permettant de déterminer les positions des centres articulaires des hanches et des épaules.
- La réalisation de mouvements de squat jump et counter-movement jump pour évaluer votre détente verticale à une et à deux jambes.
- La réalisation de 10 sauts « valides » de chacun des 2 types de mouvements de difficulté étudiés, XFJ et TKBL.

Un temps de repos vous sera alloué entre chaque série, la fatigue n'étant pas un paramètre pris en compte dans notre étude.

Les sauts seront considérés comme valides lorsqu'ils répondront aux critères du règlement international IWUF et lorsque vous les considérerez vous-même comme valides.

L'échauffement sera standardisé et conforme à celui habituellement réalisé lors d'une séance d'entraînement type et durera environ 30 minutes (étirements compris).

Des mesures sur ergomètre iso-cinétiques seront réalisées afin de mieux connaître les caractéristiques musculaires, pour les intégrer dans le modèle personnalisé.

Une stéréoradiographie EOS pourra aussi être réalisée indépendamment pour préciser le modèle personnalisé de votre corps. La stéréoradiographie EOS expose les sujets à une irradiation faible dose (4 fois inférieure à une radiographie classique) et permet d'avoir un modèle précis du squelette et de l'enveloppe externe du corps en 3 dimensions. Le Laboratoire de Biomécanique possède déjà une autorisation pour l'utilisation de cette technique non invasive (numéro CNRS : 06036).

C. Les risques prévisibles :

Les risques prévisibles sont représentés par une chute et/ou un malaise pendant les tests. Vous aurez comme consigne de stopper immédiatement le test si vous ressentez un risque de chute ou de blessure.

D. Indemnisation – prise en charge des frais liés à l'étude :

- Tous les examens et traitements de l'étude sont pris en charge.
- Vous ne percevrez aucune contrepartie financière pour votre participation à l'étude.

E. Aspects réglementaires et administratifs :

- Pour participer à l'étude proposée, vous devez être affilié(e) à un régime de sécurité sociale.
- Vous ne pouvez pas être sous sauvegarde de la justice.
- Cette étude a reçu pour sa mise en œuvre :
 - un avis favorable du Comité de Protection des Personnes Île-de-France X
 - une autorisation auprès de la Commission Nationale de l'Informatique et des libertés (CNIL) garantissant la confidentialité de vos données personnelles.
 - un avis favorable du Comité de Protection des Personnes (CPP) Ile de France VI pour tout ce qui concerne les protocoles du système de stéréoradiographie EOS pour les sujets sains.
- Votre licence à la Fédération Française de Wushu, partenaire de cette étude, vous donne la garantie de sa responsabilité civile pour couvrir les éventuelles conséquences préjudiciables de cette étude.

1. Traitement informatique des données personnelles :

Cette étude sera réalisée conformément aux dispositions de la *loi n°78-17 du 6 janvier 1978 relative à l'informatique, aux fichiers et aux libertés* modifiée par la *loi n°2004-801 du 6 août 2004 relative à la protection des personnes physiques à l'égard des traitements de données à caractère personnel*, de la Commission Nationale de l'Informatique et des Libertés (CNIL).

- Les données médicales vous concernant et les données nécessaires à l'étude seront recueillies et transmises à l'organisme de recherche ou aux personnes ou sociétés agissant pour son compte, en France ou à l'étranger.
- Un traitement de vos données personnelles va être mis en œuvre pour permettre l'analyse des résultats, dans des conditions assurant leur confidentialité.
- Vous disposez d'un **droit d'accès et de rectification**.
- Vous disposez également d'un **droit d'opposition** à la transmission de vos données personnelles utilisées dans le cadre de cette étude. Ces droits s'exercent auprès du médecin Investigateur qui vous suit dans le cadre de l'étude et qui connaît votre identité (*n° de téléphone : 01 44 24 63 64*).

2. Droit d'accès au dossier médical :

En application de la *loi 2002-303 du 4 mars 2002 relative aux droits des malades et à la qualité du système de santé*, vous avez un droit d'accès, au cours et à l'issue de l'étude, à votre dossier médical. Le dossier de recherche constitue un élément communicable du dossier médical du patient, selon les termes de l'article L 1111-7 du Code de la Santé Publique.

3. Droit à l'image

Dans le cadre de cette étude, et pendant votre évaluation sur la PIT, des enregistrements vidéo et photo pourront être effectués. Vous disposez d'un droit d'opposition à ce que ces vidéos et photos soient réalisées et/ou utilisées dans le cadre de l'étude et en dehors de l'étude (enseignement ou communication scientifique).

4. Informations sur l'étude

- Tout au long de votre participation, vous serez informé(e) de la survenue de toute nouvelle donnée sur le déroulement de l'étude ou sa mise en œuvre susceptible de modifier votre décision quant à votre participation à l'étude.
- Vous avez la possibilité à tout moment de l'étude de contacter le Pr Thoreux au (01 44 24 63 64) pour toute demande d'information complémentaire sur l'étude, sur votre participation ou sur vos données personnelles liées à votre santé.
- Vous pourrez être informé(e), si vous le souhaitez, des résultats globaux de la recherche à la fin de l'étude (Art L.1122-1 Code de la Santé Publique) en contactant l'investigateur principal de la recherche, le Pr Thoreux au 01 44 24 63 64.

5. Participation volontaire du sujet/patient

Votre participation à cette étude est entièrement volontaire et libre.

Votre éventuel refus de participer n'aura aucune conséquence sur le type et sur la qualité de votre prise en charge, ainsi que sur vos relations avec le médecin investigateur.

Si vous acceptez de participer, vous pourrez à tout moment quitter cette étude sans justification et conséquence sur la qualité de votre future prise en charge.

Par ailleurs, vous pourrez éventuellement être sorti(e) de l'étude par le médecin s'il l'estime nécessaire. Votre participation pourra également être interrompue en cas d'arrêt prématuré de l'étude.

Cette note d'information vous appartient et vous pouvez la communiquer et en parler à votre médecin traitant ou à vos proches pour avis.

Nous vous remercions de votre coopération.

Si vous êtes d'accord pour participer à cette étude, nous vous demandons de bien vouloir signer le formulaire de consentement ci-joint.

FORMULAIRE DE RECUEIL DE CONSENTEMENT ECLAIRE

Quantification des actions inter-segmentaires lors de l'impulsion de mouvements acrobatiques en kungfu wushu

VERSION N°2 DU 19/07/2013

N° D'ENREGISTREMENT : 2013 - A00920 - 45

(Fait en 2 exemplaires : un exemplaire est remis à la personne, l'autre est conservé par l'investigateur)

De : M., Mme, Mlle

Nom :

Prénom :

Adresse :

.....

Date de naissance :

N° de sécurité sociale.....

Le Professeur Patricia Thoreux (LBM – ENSAM Paris, Tél. : 01 44 24 63 64) m'a proposé de participer à une étude intitulée :

« Quantification des actions inter-segmentaires lors de l'impulsion de mouvements acrobatiques en kungfu wushu »

N° d'enregistrement :

J'ai reçu oralement et via la Lettre d'Information toutes les informations nécessaires pour comprendre l'intérêt et le déroulement de l'étude, les bénéfices attendus, les contraintes et les risques prévisibles.

J'ai pu poser toutes les questions nécessaires à la bonne compréhension de ces informations et j'ai reçu des réponses claires et précises.

J'ai disposé d'un délai de réflexion adapté entre les informations reçues et ce consentement avant de prendre ma décision.

Interruption de la participation :

Sans justifications et sans compromettre la qualité des soins qui me sont dispensés :

- Je suis libre de refuser de participer à cette étude,
- Je peux interrompre ma participation à tout moment, auquel cas j'en informerai le médecin qui me suit au cours de cette étude, pour qu'il me propose, le cas échéant, une prise en charge adaptée.

En foi de quoi, **j'accepte librement et volontairement de participer à cette recherche.**

Par ailleurs, je pourrai éventuellement être sorti(e) de l'étude par le médecin s'il l'estime nécessaire.

Ma participation pourra également être interrompue en cas d'arrêt prématuré de l'étude.

Législation :

Mon consentement ne décharge pas les organisateurs de la recherche de leurs responsabilités à mon égard et je conserve tous mes droits garantis par la loi.

J'ai été informé(e), qu'en conformité avec la loi n° 2004-806 du 9 août 2004 relative à la politique de santé publique :

- L'autorité compétente (CEERB) a autorisé la réalisation de cette étude en date du [indiquer la date],
- Le Comité de Protection des Personnes - CPP IDF VI – Pitié-Salpêtrière réuni le JJ/MM/AA à l'hôpital de la Pitié Salpêtrière (Paris XIIIe), a donné un avis favorable à la réalisation d'études utilisant la stéréoradiographie EOS en date du [indiquer la date],
- Ma licence à la Fédération Française de Wushu me donne droit à un contrat d'assurance garantissant sa responsabilité pour cette étude.

Examen médical préalable :

J'ai été informé(e) que je bénéficierai d'un examen médical préalable à l'étude. Les résultats éventuels me seront communiqués directement ou par l'intermédiaire d'un médecin de mon choix.

Docteur

Adresse :

Recueil des données :

Les données ayant trait à mon état de santé, à mon hygiène de vie, à ma situation administrative demeurent strictement confidentielles et ne peuvent être consultées que par le médecin qui me suit et ses collaborateurs, par des personnes mandatées par le promoteur et

astreintes au secret professionnel et par des autorités mandatées par les autorités sanitaires et judiciaires.

Informatisation des données :

J'accepte le traitement informatisé des données personnelles en conformité avec les dispositions de la loi 78/17 du 6 janvier 1978 relative à l'informatique, aux fichiers et aux libertés, modifiée par la Loi n° 2004-801 du 6 août 2004 de la commission nationale de l'informatique et des libertés (CNIL), relative à la protection des personnes physiques à l'égard des traitements de données à caractère personnel. En particulier, j'ai noté que je pourrais exercer, à tout moment, un droit d'accès et de rectification de mes données personnelles, en m'adressant auprès des responsables de l'étude.

J'ai bien été informé(e) que mes données personnelles seront rendues anonymes, avant d'être intégrées dans un rapport ou une publication scientifique.

Information :

A ma demande, je peux obtenir toute information complémentaire auprès du Professeur Patricia Thoreux (LBM – ENSAM Paris, Tél. : [01 44 24 63 64](tel:0144246364)).

Je serai informé(e) de toute nouvelle information durant l'étude, susceptible de modifier ma décision quant à ma participation à celle-ci.

J'ai le droit d'être informé(e) des résultats globaux de l'étude, à l'issue de celle-ci.

Interdiction de participer à une autre étude et période d'exclusion :

J'ai été informé(e) que je ne pourrai pas participer à une autre étude biomédicale pendant ma participation à cette étude.

Obligations :

J'atteste que je suis affilié(e) à un régime de sécurité sociale.

Je certifie ne pas être sous sauvegarde de justice.

En cas de prise de photos ou de films :

J'ai bien pris note que des enregistrements vidéo et photo pourront être effectués au cours de cette étude.

Je donne mon accord pour que ces vidéos/photos soient réalisées :

OUI

NON

En cas de réalisation de vidéos/photos, je donne mon accord pour que ces vidéos/photos soient utilisées pour illustrer des communications scientifiques, des actes d'enseignement :

OUI

NON

Je conserve un exemplaire de la note d'information et du présent formulaire de consentement.

<i>Partie à remplir par le patient</i>	<i>Partie à remplir par le médecin investigateur</i>
Nom et Prénom du patient	Nom et Prénom du médecin
Signature	Signature
A..... (ville)	A..... (ville)
Le.....(date)	Le.....(date)

Si la personne est inapte à lire et à écrire le français : le cas échéant,

En l'absence d'autonomie de lecture et/ou d'écriture de Mme, Melle, M....., la tierce personne (personne de confiance) ci-dessous identifiée, atteste avoir personnellement et fidèlement lu au sujet la notice d'information et le présent formulaire de consentement, et recueilli son accord pour signer ici en son nom.

Tierce personne (personne de confiance):

Mme, Mlle, M

Signature :

Publications

Benouaich, L., Natta, F., Thoreux, P. et Rouch, P. : Influence of sampling frequency and differentiation methods on the calculation of accelerations from noisy position data. Soumission en cours à *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*.

Drevelle, X., Benouaich, L., Thoreux, P. et Rouch, P. : On the effect of playing surfaces on lower limb intersegmental loads. Soumission en cours à *American journal of sports medicine*.

Congrès avec acte publié

Benouaich, L., Rouch, P., Natta, F. et Thoreux, P. (2015) Spring jumpers vs power jumpers : ankle joint behavior in elite wushu athletes and implications for performance and injury risk. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, (ahead-of-print), 1-2.

Rouch, P., Drevelle, X., Benouaich, L. et Thoreux, P. (2012) On the effect of playing surfaces on lower limb intersegmental loads. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* 15 suppl 1 231-233.

Congrès internationaux

Benouaich, L., Rouch, P., Natta, F. et Thoreux, P. (2015) Relationship between pre-stretch augmentation of jump performance, ankle dorsiflexion range of motion and ankle stiffness during the support phase of drop jump in wushu athletes. *XXVth congress of the International Society of Biomechanics, Glasgow, July 12-16*.

Benouaich, L., Rouch, P., Natta, F. et Thoreux, P. (2015) Spring jumpers vs power jumpers : role of the ankle joint in elite wushu performance and injury risk. *33rd International Conference on Biomechanics in Sports, Poitiers, June 29 - July 3*.

Rouch, P., Drevelle, X., Benouaich, L. et Thoreux, P. (2015) Influence of playing surface on knee loads during running, sidestep cutting and drop jumping. *33rd International Conference on Biomechanics in Sports, Poitiers, June 29 - July 3*.

Benouaich, L., Natta, F., Thoreux, P. et Rouch, P. (2014) Improving segment rigidity during sports movements : a mean cluster based method. *13th international symposium on 3D Analysis of Human Movement, Lausanne, July 14-17*.

Drevelle, X., Benouaich, L., Thoreux, P. et Rouch, P. (2014) Evaluation of the effect of three different playing surfaces on knee loads. *16th congress of the European Society of Sport Traumatology, Knee Surgery & Arthroscopy, Amsterdam, May 14-17*.

Congrès nationaux

Benouaich, L., Rouch, P., Natta, F. et Thoreux, P. (2014) Comportement de la cheville et risques de blessures associés lors de l'appui de saut acrobatique chez des athlètes de haut-niveau en wushu. 8^{ème} congrès commun Société Française de Médecine de l'Exercice et du Sport & Société Française de Traumatologie du Sport.

Benouaich, L., Natta, F., Rouch, P. et Thoreux, P. (2014) Influence des amplitudes articulaires de la cheville sur la performance en kungfu wushu. 7^{ème} congrès commun Société Française de Médecine de l'Exercice et du Sport & Société Française de Traumatologie du Sport.

Rouch, P., Drevelle, X., Benouaich, L. et Thoreux, P. (2012) Effet de la surface de jeu sur les efforts articulaires du genou. 5^{ème} congrès commun Société Française de Médecine de l'Exercice et du Sport & Société Française de Traumatologie du Sport.

Benouaich, L. et Thoreux, P. (2012) Analyse biomécanique du swing en golf. Présentation orale lors de la journée de la recherche de la fédération française de golf.

ANALYSE BIOMECHANIQUE DE L'APPUI SPORTIF : CONTRIBUTIONS METHODOLOGIQUES ET APPLICATION AU SAUT EN KUNGFU WUSHU

RESUME : L'analyse biomécanique du geste sportif vise à mieux comprendre les mécanismes de la performance, en vue de l'améliorer tout en limitant le risque de blessures. Dans le sport de haut-niveau, les appuis constituent une des clés de la performance. Couramment utilisée pour l'analyse de la marche, la dynamique inverse permet de quantifier les actions inter-segmentaires, potentiellement traumatiques, au cours du mouvement. Cette méthode comporte toutefois certains biais, dont deux peuvent être particulièrement importants au cours de mouvements sportifs à fortes accélérations : l'artefact des tissus mous et la précision du torseur dynamique. Ce travail a pour premier objectif de proposer des adaptations méthodologiques pour l'analyse par dynamique inverse d'appuis sportifs. D'abord, l'intérêt de la méthode des « centres articulaires moyens », basée sur l'utilisation de clusters rigides, est montré pour l'acquisition de la cinématique segmentaire. Ensuite, l'influence de la fréquence d'échantillonnage et de la méthode de dérivation discrète sur le calcul des accélérations est évaluée. Enfin, la validation d'un modèle volumique personnalisé permettant une meilleure estimation des paramètres inertiels que les modèles proportionnels couramment utilisés est présentée. Le second objectif de ce travail consiste en l'application des méthodes ainsi développées à l'analyse du comportement mécanique de la cheville au cours de sauts de type pliométrique et à l'évaluation personnalisée du risque de blessures du membre inférieur chez des athlètes d'élite en kungfu wushu. Ces analyses seront faites en parallèle de la mesure de caractéristiques spécifiques de l'athlète, telles que l'amplitude articulaire de la cheville et les modules d'élasticité de différentes structures du triceps sural obtenus par élastographie. Les perspectives pour l'application à l'entraînement seront abordées, en termes d'évolution des pratiques et de prévention personnalisée des blessures.

Mots clés : appui sportif, dynamique inverse, raideur articulaire, cheville, élastographie.

BIOMECHANICS OF SPORTS STANCES: METHODOLOGICAL CONTRIBUTIONS AND APPLICATION TO JUMPS IN WUSHU

ABSTRACT: Sports biomechanics aims at better understanding performance mechanisms, to improve them while limiting injury risk. At elite level, stances are a key aspect of performance. Often used in gait analysis, inverse dynamics enables quantification of mechanical actions during motion. However, there are some limits to this method, two of which can become important when studying sports stances: soft tissue artifact and accuracy of dynamic wrenches. The first objective of this work is to propose methodological adaptations for inverse dynamics analysis of sports stances. Firstly, the benefit of the "mean joint centers" method, based on the use of rigid clusters, is shown for segment kinematics acquisition. Secondly, the influences of the sampling frequency and the differentiation method on the calculation of accelerations are evaluated. Thirdly, the validation of a personalized volumetric model enabling better estimation of segment inertial parameters than common proportional models is presented. The second objective of this work is the application of the methods proposed to the analysis of the ankle joint mechanical behavior during plyometric jumps, and to personalized evaluation of the lower limb injury risk in elite wushu athletes. These analyses have been performed in parallel to specific measures of athletes' characteristics, such as the ankle range of motion and the shear moduli of different structures of the triceps surae, using shear wave elastography. Perspectives for training application will be discussed, to address the evolution of training habits and personalized injury prevention.

Keywords: sports stances, inverse dynamics, joint stiffness, ankle, shear wave elastography.