



HAL
open science

Impact de la pratique précoce du golf sur le squelette axial et périphérique : Anatomie morphologique, statique et fonctionnelle.

Grégoire Prum

► **To cite this version:**

Grégoire Prum. Impact de la pratique précoce du golf sur le squelette axial et périphérique : Anatomie morphologique, statique et fonctionnelle.. Biomécanique [physics.med-ph]. HESAM Université, 2023. Français. NNT : 2023HESAE034 . tel-04484034

HAL Id: tel-04484034

<https://pastel.hal.science/tel-04484034v1>

Submitted on 29 Feb 2024

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

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

ÉCOLE DOCTORALE SCIENCES DES MÉTIERS DE L'INGÉNIEUR
Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak (IBHGC)
Campus de Paris

THÈSE

présentée par **Grégoire PRUM**

soutenue le 24 mai 2023

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

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

Spécialité : **Biomécanique**

Impact de la pratique précoce du golf sur le squelette axial et périphérique : anatomie morphologique, statique et fonctionnelle.

THÈSE dirigée par :
Mme THOREUX Patricia

co-dirigée par :
Mr ROUCH Philippe

co-encadrée par :
Mr BOURGAIN Maxime

M. Raphaël DUMAS, Professeur, LBMC, Université Gustave Eiffel Lyon
Mme Emmanuelle FERRERO, Professeur, HEGP - APHP, Université Paris Cité
M. Olivier REMY-NÉRIS, Professeur, CHRU Brest, Université de Bretagne Occidentale
M. Philippe ROUCH, Professeur, IBHGC, Université Paris Sorbonne
Mme Emilie SIMONEAU, Professeur, LAMIH, UPHF
Mme Patricia THOREUX, Professeur, Hôpital Hôtel-Dieu et Hôpital Jean Verdier - APHP, USPN
M. Maxime BOURGAIN, Enseignant-Chercheur, IBHGC, EPF
M. Fabrice DUPARC, Professeur, CHU de Rouen, Université de Rouen

Jury

Rapporteur
Rapporteur
Président
Examinateur
Examinateur
Invité
Invité

**T
H
È
S
E**

« Soyez vous-même, les autres sont déjà pris. »

Oscar Wilde

À Baptiste et Raphaëlle

Remerciements

Aux Professeurs Emmanuelle FERRERO et Raphaël DUMAS, merci de me faire l'honneur d'être rapporteurs de ce travail, ainsi qu'au Professeur Emilie SIMONEAU, pour avoir accepté d'être membre de ce jury. J'en mesure pleinement l'investissement.

Au Professeur Olivier REMY-NÉRIS, merci d'avoir accepté de faire partie de ce jury. Merci de votre investissement dans notre discipline clinique, et les échanges fructueux que nous avons eu par le passé. Je suis très heureux que vous fassiez partie de ce jury.

Aux Professeurs Patricia THOREUX et Philippe ROUCH, merci pour toutes ces années d'accueil, d'encadrement, de conseils, de projets, de discussions. Vous m'avez accompagné et soutenu, depuis mon arrivée au laboratoire jusqu'à l'aboutissement de ce projet, et d'autres à venir.

Au Professeur Fabrice DUPARC, pour votre accompagnement et votre bienveillance dans ce long parcours vers l'anatomie et la médecine du sport. Si ce projet se concrétise, c'est grâce à vous.

Au Docteur Maxime BOURGAIN, pour m'avoir accompagné pendant le Master, puis transmis le flambeau de ce projet Golf.

Au Docteur Olivier ROUILLON, pour tes précieux conseils techniques, ton œil expert sur les pathologies du golfeur et tes nombreuses anecdotes.

Au Docteur Christophe SAURET, tu as été d'un grand secours et toujours disponible au cours de ce travail. Depuis les premiers tutoriels OpenSim en Master 2, jusqu'à ce manuscrit final. Merci pour tout !

Au Docteur Claudio VERGARI, merci de tes précieux conseils sur l'analyse du rachis et de m'avoir permis de contrôler toutes ces données. Un immense merci également au Docteur Marc KHALIFÉ sans qui les résultats de ce travail n'auraient pas la même valeur.

Aux doctorants du laboratoire, en particulier Yoann POULET et Camille EYSSARTIER. Vous m'avez été d'un immense secours lorsque MATLAB ne parlait pas la même langue que moi. Au Professeur Sébastien LAPORTE et Docteur Pierre-Yves ROHAN, merci pour votre accompagnement durant ces années de thèse. A l'ensemble des membres de l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, merci pour votre accueil à chacune de mes venues, votre aide et le partage de vos compétences.

À tous les participants de l'étude, et à ceux venu prêter main forte lors des acquisitions. Merci Laura !

Au Professeur Éric VÉRIN, pour votre soutien et votre compréhension lorsque j'ai pris ce chemin difficile mais passionnant de l'anatomie, du « locomoteur », et de la médecine du sport.

Au Docteur Yohann DELARUE, pour tout ce que tu m'as appris durant ces presque 10 années, ta confiance et ton soutien dans ce projet universitaire, ta relecture et tes conseils, un immense merci !

A l'équipe médicale du CRMPR Les Herbiers : Alexandre, Anaïs, Anthony, Claire, Éléonore, Jean-Baptiste P., Jean-Baptiste F., Mélina, Sarah, Tony. Sans votre soutien, votre bienveillance et votre compréhension, ce travail n'aurait sans doute pas été le même. Sans oublier Sophie, qui joue sans cesse les prolongations !

Au Professeur Olivier TROST, pour vos précieux conseils, votre passion à enseigner, et votre disponibilité.

A l'équipe du laboratoire d'anatomie : Dr Anne-Claire TOBENAS-DUJARDIN, Dr Frédéric CRAMPON, Bruno BELLONCLE. Merci pour ces moments d'échanges, de discussions, et de planches !

Au groupe des saucisses, pour tous ces jeudis après-midi passés en Master 2015-2016.

Aux amis de la Catho : Pierre, Thomas, Vincent, Adrien, Augustin, Dupont, Imane, Orphyre, et à toute la promo P2008 : on se revoit bientôt pour les 10 ans !

A tous ceux que j'ai oubliés mais qui se reconnaîtront et ne m'en voudront pas.

À mes beaux-parents, qui m'ont toujours accueilli comme un fils. Pour leur bienveillance, leur aide et leur affection.

À mes parents et grands-parents, frères et sœur qui m'ont toujours soutenu simplement parce que ce projet avait du sens pour moi.

À Camille, pour tout,

À Baptiste et Raphaëlle.

Table des matières

REMERCIEMENTS	3
TABLE DES MATIERES	5
INTRODUCTION	7
INTRODUCTION GENERALE	8
COLONNE VERTEBRALE, PELVIS ET MEMBRES INFERIEURS : LE COMPLEXE SPINO-PELVI-FEMORAL	10
OUTILS D'IMAGERIE	56
ACTIVITE PHYSIQUE, SPORT ET CROISSANCE	60
SYNTHESE	95
MATERIEL ET METHODES	97
PLAN GENERAL DE L'ETUDE	98
DONNEES CLINIQUES	99
ACQUISITIONS RADIOGRAPHIQUES BIPLANAIRES EOS	101
ANALYSE STATISTIQUE	110
RESULTATS	111
DESCRIPTION DE LA POPULATION	112
ANATOMIE MORPHOLOGIQUE	115
ANATOMIE STATIQUE	131
ANATOMIE FONCTIONNELLE	143
SYNTHESE GENERALE DES RESULTATS	158
DISCUSSION	159

PROCOLE D'ETUDE	161
POPULATION	165
ANATOMIE MORPHOLOGIQUE	172
ANATOMIE STATIQUE	179
ANATOMIE FONCTIONNELLE	183
LIMITES	196
CONCLUSION	197
<hr/>	
ANNEXES	200
<hr/>	
DOCUMENTS ANNEXES	202
DONNEES	224
ARTICLES PUBLIES	227
TRAVAUX COMPLEMENTAIRES REALISES PENDANT LA THESE	228
TABLE DES TABLEAUX	240
TABLE DES FIGURES	244
REFERENCES	248

Introduction



Introduction générale

« L'activité physique » est un déterminant de santé important chez tous les individus, en particulier les enfants (1). Elle permet l'acquisition de qualités motrices, physiologiques, sensibles, sensorielles et sociales primordiales à leur bon développement. L'encadrement de la pratique avec des règles, une fédération, des compétitions, introduit la notion de performance et définit « le sport ».

Lors de la pratique d'activités physiques ou sportives, le corps est soumis à différentes contraintes, en particulier mécaniques, qui aboutissent à des adaptations du système neuro-musculaire et squelettique. C'est la répétition du geste et l'augmentation progressive des sollicitations qui permettront l'amélioration de capacités physiologiques de l'individu, et son contrôle moteur.

Dans un objectif de performance, en particulier à l'échelle nationale et internationale, les fédérations se sont organisées et des centres de formation ont été implantés sur le territoire. Ils permettent à des jeunes sportifs de concilier formations scolaire et sportive, permettant la poursuite d'objectifs sportifs « élites ».

Cependant, l'enfant et l'adolescent ne sont pas des « adultes miniatures » et les sollicitations mécaniques répétées peuvent conduire à des adaptations spécifiques du système musculosquelettique en croissance. Certaines de ces adaptations sont bien connues et décrites (apophysoses, de type *Osgood-Schlätter*, par tractions répétées sur les cartilages de croissance de la tubérosité tibiale antérieure du jeune footballeur par exemple) (2). Mais d'autres pathologies se sont développées chez des sujets de plus en plus jeunes (arthropathie de hanche au tennis de table, spondylolisthésis à la gymnastique, ...) (3) pouvant conduire à un arrêt temporaire, voire définitif, de la pratique intensive.

Certains sports, comme le golf, ont des mouvements très stéréotypés et répétitifs, ce qui pourrait majorer encore le risque de lésion de surmenage des structures impliquées. La prévention des blessures dans la pratique golfique, la quantification des contraintes mécaniques liée à ce sport, et leur gestion lors de la formation sportive sont donc des enjeux majeurs pour permettre à ces jeunes golfeurs un niveau de performance élevé en les préservant des conséquences lésionnelles à court, moyen et long termes avec la poursuite d'une carrière prolongée. Chez les golfeurs professionnels, les lésions les plus fréquentes sont observées au niveau du rachis lombal puis au niveau du poignet et de la main (4).

Les moyens d'imagerie aujourd'hui disponibles permettent un bilan lésionnel précis, avec l'utilisation, en fonction du site lésionnel et du type d'atteinte, de la radiographie standard, de l'échographie, de l'IRM¹ ou la TDM². Ils permettent également la surveillance des articulations à risque et le dépistage d'anomalies morphologiques. Depuis le milieu des années 2000, le système EOS® (*EOS Imaging*, France) a révolutionné l'imagerie ostéoarticulaire en permettant une évaluation en charge, peu irradiante, et tridimensionnelle du squelette axial et des membres inférieurs. Basé sur les travaux du prix Nobel français Georges Charpak, cet outil permet de caractériser l'anatomie morphologique et statique du rachis, du pelvis et des membres inférieurs. Il a permis, entre autres, d'améliorer la compréhension, la prise en charge médicale et chirurgicale des scolioses, et la détermination du pronostic évolutif. Il n'existe à ce jour, à notre connaissance, pas d'autre outils permettant une évaluation de ces structures exposées lors de la pratique du golf qui soit à la fois :

- En charge³,
- Reproductible,
- Tridimensionnel,
- Peu irradiant,
- Accessible.

Partant de ces constats, nous avons développé ce travail de recherche afin de déterminer si la pratique du golf de manière précoce et intense pouvait entraîner des modifications morphologiques, statiques ou fonctionnelles du squelette axial et des membres inférieurs.

Dans une première partie de l'introduction, nous décrivons le complexe spino-pelvi-fémoral faisant l'objet de cette étude sur le plan morphologique, statique, et fonctionnel. Nous analyserons ensuite les données de la littérature sur la pratique de l'activité physique et sportive chez l'enfant et ses enjeux, avant de poser les objectifs et hypothèses de départ de notre travail de thèse.

¹ Imagerie à Résonance Magnétique

² Tomodensitométrie, également appelée scanner

³ En position debout ou assise

Colonne vertébrale, pelvis et membres inférieurs : le complexe spino-pelvi-fémoral

Anatomie morphologique

Le complexe spino-pelvi-fémoral est classiquement décrit comme formé par la réunion de la colonne vertébrale, du pelvis et des membres inférieurs. Nous décrirons ici les éléments constituant le complexe spino-pelvi fémoral sur le plan osseux et articulaire, tels que visibles à la radiographie. Les moyens d'union articulaires (capsules, ligaments, cartilages) et les éléments abarticulaires (systèmes musculaires, bourses de glissement) ne seront pas décrits.⁴



La colonne vertébrale

Généralités

La **colonne vertébrale**⁵ forme, avec le squelette thoracique, le **squelette axial** du corps. Ses fonctions sont multiples :

- Assurer un support mécanique au **tronc**,
- Permettre le transfert de **mouvements** et leur bonne réalisation,
- Permettre l'insertion des **muscles du tronc et des membres**,
- Protéger le système nerveux central (moelle spinale), et une partie du système nerveux périphérique (partie proximale des nerfs spinaux, queue de cheval dans la portion lombale).

⁴ En l'absence de précision, les illustrations sont soit réalisées par l'auteur à partir de la table de dissection virtuelle ANATOMAGE®, de photographies d'os sec, ou d'illustrations 3D, soit issues de la photothèque Office.

⁵ Dans ce manuscrit nous utiliserons indifféremment le terme de « colonne vertébrale » ou de « rachis ». Ce dernier n'est pas un terme anatomique, mais largement utilisé en pratique médicale, et correspond au premier.

Elle correspond à l'assemblage d'éléments osseux, appelés **vertèbres**⁶. L'humain possède, en général (**Figure 1**) :

- **7 vertèbres cervicales (C1 à C7)** dont l'**atlas**⁷ (C1) qui s'articule avec l'**os occipital**⁸, et l'**axis**⁹ (C2) qui s'articule avec l'atlas et la 3^{ème} vertèbre cervicale (C3),
- **12 vertèbres thoraciques (Th1 à Th12)**,
- **5 vertèbres lombales (L1 à L5)**,
- **5 vertèbres sacrales (S1 à S5)**, qui vont fusionner pour former le **sacrum**,
- **3 à 5 vertèbres coccygiennes** qui vont former le **coccyx**, portion la plus caudale de la colonne vertébrale et vestige de la queue de nos ancêtres quadrupèdes.



Figure 1 - La colonne vertébrale (de face, de profil, de dos)

Ces chiffres, que l'on appelle la **formule vertébrale** (7 : 12 : 5 : 5) sont en réalité variables et ne correspondent qu'à 63% des individus (5). La 2^{ème} formule la plus fréquente (12,5%) est (7 : 12 : 5 : 6).

Des variations sont d'autant plus fréquentes que l'on s'éloigne du pôle céphalique et que l'on progresse vers le pôle caudal. Ainsi, on trouve :

- 7 vertèbres cervicales chez la quasi-totalité des mammifères (et en particulier des primates), quelle que soit la longueur du cou,
- 12 vertèbres thoraciques chez 94% des individus (entre 11 et 13),
- 5 vertèbres lombales chez 89% d'entre eux (entre 4 et 6),
- 5 vertèbres sacrales chez 78% des sujets (6).

⁶ Du latin *vertere*, tourner.

⁷ Du grec *Atlas*, en référence au titan éponyme de la mythologie grecque, condamné à porter le monde pour l'éternité sur ses épaules.

⁸ Du latin *caput*, la tête et du préfixe *ob-*, qui ferme.

⁹ Du latin *axis*, essieu, axe, en référence au processus odontoïde autour duquel tourne l'atlas (C1).

A ces variations de nombre s'ajoutent des variations de fusion. Dans la zone lombo-sacrale, elles sont appelées **anomalies transitionnelles** et peuvent être liées soit à une absence de fusion (**lombalisation** de S1), soit au contraire à une fusion non habituelle (**sacralisation** de L5).

On classe le squelette axial en 2 parties :

- la **colonne mobile**, formée par les 7 vertèbres cervicales, les 12 thoraciques et les 5 lombales,
- la **colonne fixe**, constituée de l'assemblage du sacrum et du coccyx.

Vertèbre type

La **vertèbre** « type » (à l'exception de C1 et C2 qui possèdent une anatomie propre) est constituée de 2 parties : le **corps vertébral**, en avant, et l'**arc vertébral**, en arrière (**Figure 2** et **Figure 3**).

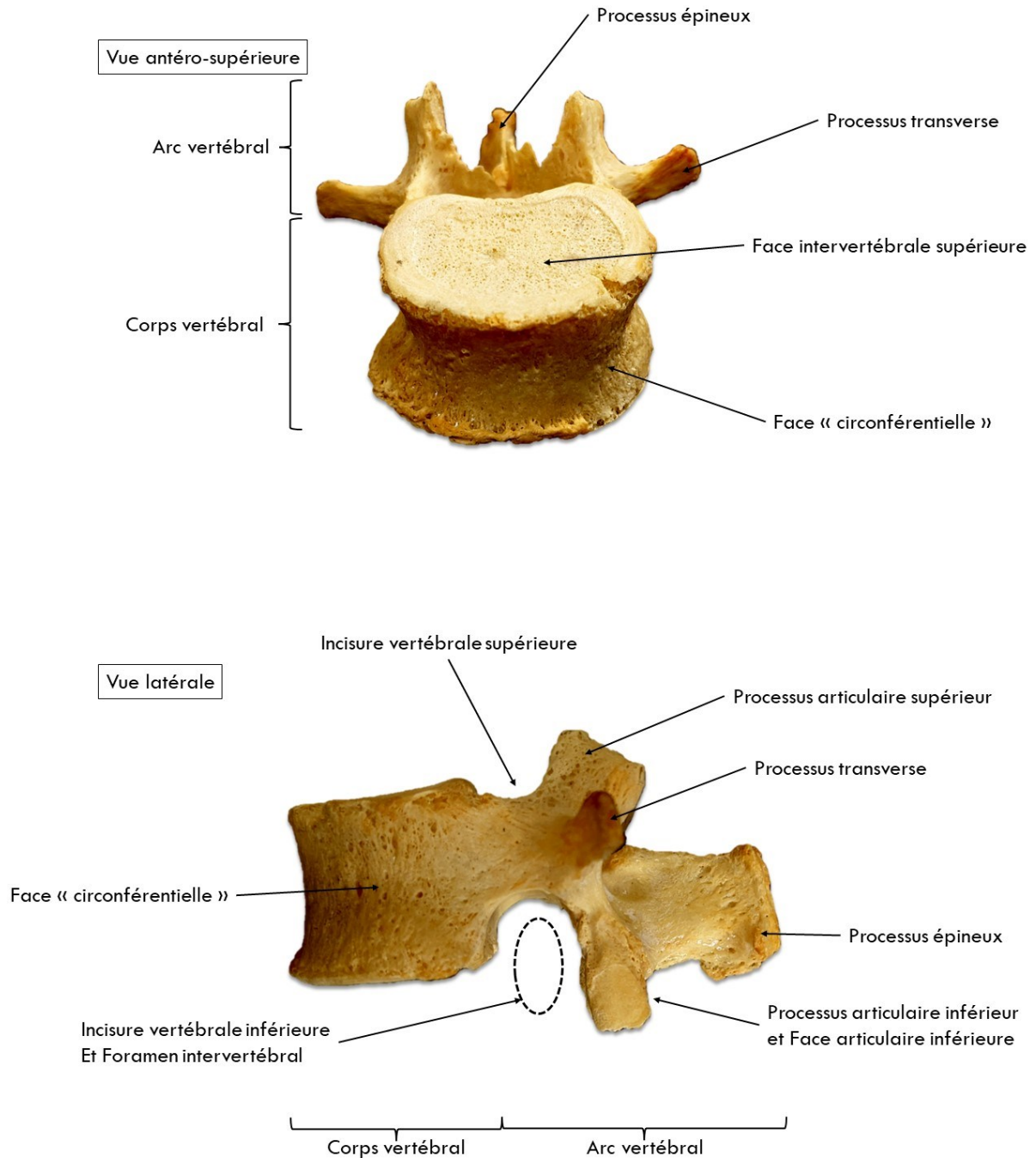


Figure 2 - Vertèbre lombale, vues antérosupérieure et latérale

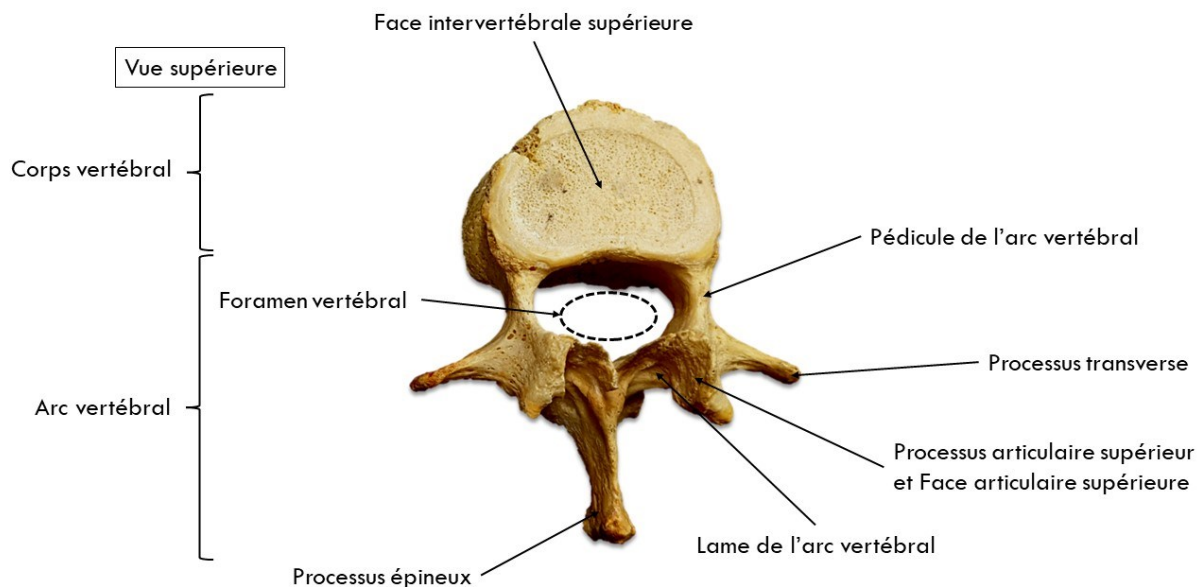


Figure 3 - Vertèbre lombale, vue supérieure

Le **corps vertébral**, situé en avant. Il a globalement la forme d'un cylindre dont le volume est croissant du crânial vers le caudal. Il présente 2 faces horizontales (supérieure et inférieure), appelées **faces intervertébrales** (ou plateaux vertébraux), bordées par une épiphyse annulaire (ou listel marginal) et une « face circonférentielle », légèrement concave.

L'**arc vertébral**, situé en arrière. Il est relié au corps vertébral par les **pédicules des arcs vertébraux**, portions osseuses aplaties transversalement qui en constituent les piliers latéraux, et dont les bords supérieur et inférieur, échancrés, constituent les **incisures vertébrales supérieure et inférieure**, plus importante. La réunion de l'incisure vertébrale inférieure de la vertèbre sus-jacente à l'incisure supérieure de la vertèbre sous-jacente constitue le **foramen intervertébral** qui donne passage au **nerf spinal**¹⁰. L'arc se poursuit en arrière par les **lames des arcs vertébraux**, structures osseuses en forme de tuiles obliques vers le bas et l'arrière, qui en forment la voûte. Leur réunion sur la ligne médiane donne naissance à la base du **processus épineux**, oblique en bas et en arrière sur un axe antéro-postérieur, et qui donne son nom à la moelle spinale¹¹, qui chemine dans le **canal vertébral**, constitué par l'empilement de chaque **foramen vertébral**, dont les parois sont constituées par les pédicules, les lames, et la partie postérieure du corps vertébral. Situés au-dessus et en dessous de la jonction entre pédicule et lame s'implantent les **processus articulaires supérieur** (ou **zygapophyse supérieure**, recouverte par la **face artulaire supérieure**) et **inférieur** (ou **zygapophyse inférieure**, recouverte par la **face artulaire inférieure**), éléments d'articulation et de stabilité entre les vertèbres. Ces processus sont séparés par la *pars interarticularis* (zone de jonction qui peut se fracturer en cas de lyse isthmique). Enfin, latéralement on trouve les **processus transverses** faisant saillie depuis leur insertion à la jonction pédicule-lame et donnent insertion à des éléments ligamentaires et musculaires.

La structure osseuse de la vertèbre, et en particulier celle de son corps vertébral, est adaptée aux contraintes mécaniques qui lui sont appliquées. Le corps vertébral est un os dit **court**. Il présente donc : une partie épaisse, périphérique, appelée **substance compacte** ou **corticale**, et formée de lamelles concentriques autour de **canaux vasculaires**, dit « de Havers » ; une partie centrale, appelée **substance spongieuse**. Elle forme la structure interne de l'os, organisée en **trabécules** dont l'orientation dépend des contraintes mécaniques, et entre lesquelles se trouve du **tissu myéloïde**.

Le disque intervertébral (non visible sur ces vues) est une structure formée de 2 tissus cartilagineux distincts : l'**annulus fibrosus**¹², périphérique, constitué de fibro-cartilage et de couches de fibres conjonctives concentriques ; le **nucleus pulposus**, central, contenant les reliquats de la notochorde dorsale (reliquat embryonnaire). Il constitue, avec les faces intervertébrales des vertèbres adjacentes, une entité articulaire (synchondrose vertébrale).

¹⁰ Anciennement appelé « racine nerveuse »

¹¹ anciennement « *moelle épinière* »

¹² Anneau fibreux

Le pelvis

Le pelvis est, chez l'adulte, constitué de 4 os : le **sacrum**, le **coccyx**, les **os coxaux** droit et gauche (**Figure 4**). Le sacrum et le coccyx font partie du squelette axial, les os coxaux du squelette appendiculaire. Le sacrum participe à l'anneau pelvien en s'articulant, *via* les **articulations sacro-iliaques**, avec les os coxaux, qui s'articulent entre eux en avant par la **symphyse pubienne**.



Figure 4 – Pelvis (vue antérieure, latérale et postérieure)

L'os coxal

L'**os coxal**¹³ est un os plat, reliant le squelette axial, *via* le sacrum et l'articulation sacro-iliaque, et le membre inférieur, *via* l'articulation coxo-fémorale (**Figure 5**). De forme globalement hélicoïdale, ses différentes parties ne sont pas visibles en totalité sur la même vue.

Il est issu de l'union, puis la fusion, de 3 os :

- L'ilium,
- L'ischium,
- Le pubis.



Figure 5 - Os coxal (vue latérale)

Avant cette fusion qui a lieu au cours de la puberté, les os sont unis par un cartilage de croissance, dit « cartilage en Y », en regard de l'**acétabulum**, qui disparaît vers 14 ans chez le garçon et 12,5 ans chez la fille (7).

¹³ Du latin *coxa*, la hanche.

Le sacrum

Le **sacrum**¹⁴ est un os médian, de forme pyramidale inversée (**Figure 6**). Il est issu de la fusion des 5 vertèbres sacrales au cours de la croissance de l'enfant et de l'adolescent, et qui n'est complète que vers l'âge de 25 ans.

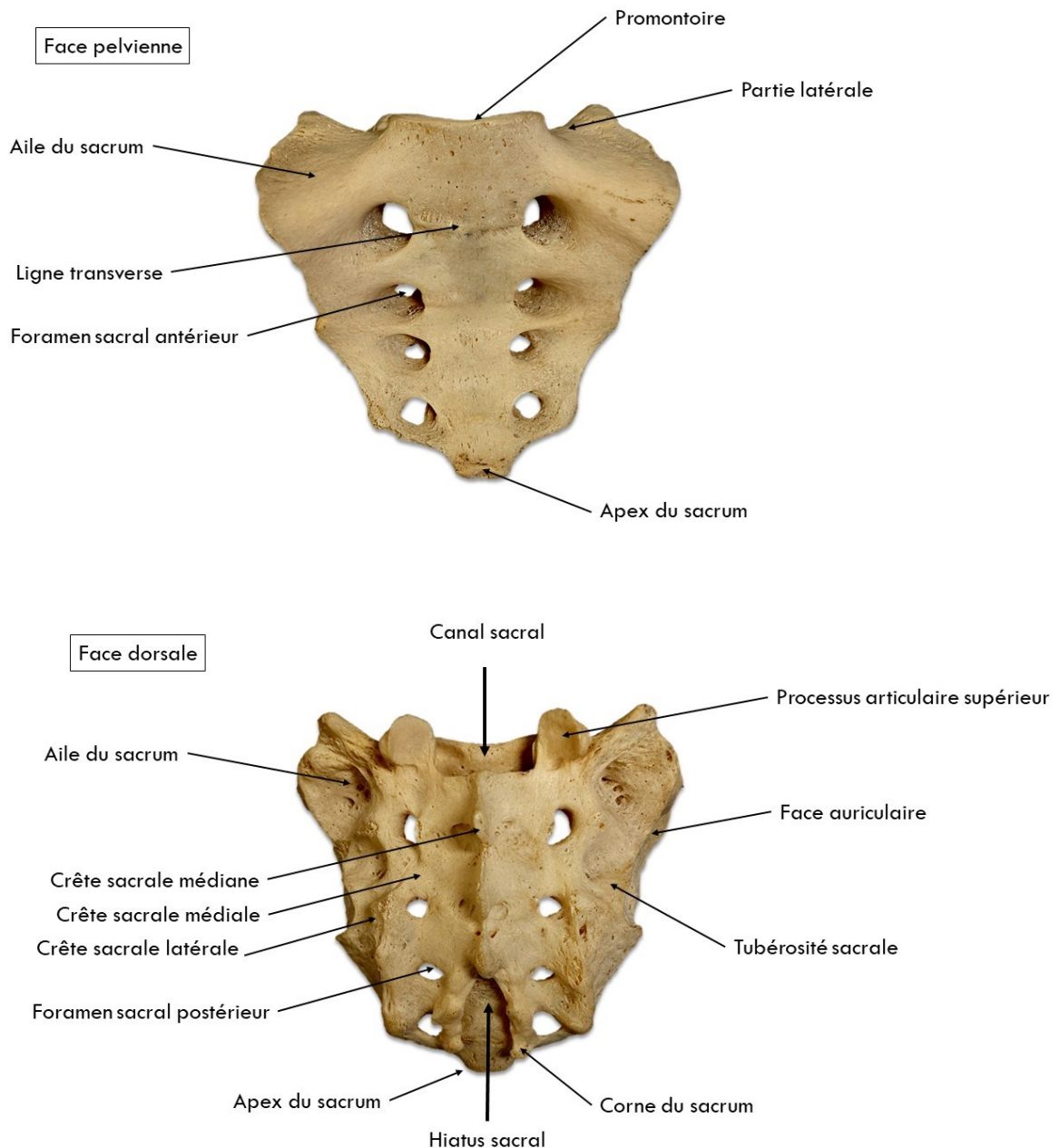


Figure 6 - Sacrum, vues antérieure et postérieure

¹⁴ Du latin *sacer*, os sacré. Pièce osseuse offerte lors des sacrifices rituels.

On lui décrit :

Une **face pelvienne**, antérieure, concave en avant. La fusion des vertèbres sacrales et des disques laisse des **lignes transverses** au nombre de 4, qui réunissent les **foramens sacraux antérieurs**, ou passent les **rameaux ventraux des nerfs spinaux sacraux** (S1, S2, S3 et S4).

Une **face dorsale**, convexe. Elle est marquée par une **crête sacrale médiane**, issue de la fusion des processus épineux des vertèbres sacrales, et flanquée de 2 **crêtes sacrales médiales**, issues de la fusion des articulations zygapophysiales correspondantes. Entre crête médiane et médiale, on trouve la « gouttière sacrale » formée par la fusion des lames vertébrales. Enfin, plus latéralement, 2 **crêtes sacrales latérales** issues des fusions des processus transverses. Entre la crête médiale et la crête latérale se situent 4 **foramens sacraux postérieurs** donnant passage aux **rameaux dorsaux** des nerfs spinaux sacraux (S1, S2, S3 et S4).

2 **parties latérales**. Elles forment les **ails du sacrum**¹⁵ par étalement des processus transverses de la 1^{ère} vertèbre sacrale et fusion avec ceux de la 2^{ème}. Elles portent la facette articulaire pour l'os coxal, appelée **face auriculaire**, globalement en forme d'auricule¹⁶, et la **tubérosité sacrale** en arrière permettant l'insertion du **ligament sacro-iliaque interosseux**.

Base du sacrum, également appelée « plateau sacral ». Elle correspond au plateau de la 1^{ère} vertèbre sacrale (S1). Elle est orientée en haut et en avant, et son bord antérieur constitue le **promontoire**. En arrière s'ouvre le **canal sacral**, qui poursuit le canal vertébral caudalement. Latéralement et en arrière se placent les **processus articulaires supérieurs** du sacrum qui s'articulent avec les processus articulaires inférieurs de L5. Plus latéralement se situe l'aile du sacrum.

Apex du sacrum. Il correspond à la partie la plus caudale. Il s'articule avec le coccyx. En arrière de l'apex, on trouve l'ouverture caudale du canal sacral, appelée **hiatus sacral**, en regard des deux dernières vertèbres sacrales. Il donne passage au **filum terminal**, épaississement fibreux et filiforme du « fourreau dural » qui permet son insertion caudale. De chaque côté, on trouve les **cornes du sacrum**, dans le prolongement des crêtes médiales.

Le **canal sacral** prolonge le canal vertébral. Il est contenu « dans » le sacrum et issu de la fusion des corps vertébraux, des articulations zygapophysiales, des lames, des processus épineux, des processus transverses. Il contient la **dure mère spinale** qui se termine en regard de S2 et se prolonge par la **partie dure** du filum terminal.

Le coccyx

Le **coccyx**¹⁷ est un os formé de la fusion de **4 à 5 vertèbres coccygiennes**. Il s'articule, *via* ses **cornes postérieures** vestiges des processus articulaires supérieurs de S1, avec les cornes du sacrum, ainsi qu'avec l'apex du sacrum. Il correspond au vestige de l'appendice caudal, ou queue, de certains quadrupèdes. Dans certaines situations pathologiques, le sacrum et le coccyx peuvent être absents : c'est le syndrome de régression caudale (8).

¹⁵ Anciennement « ailerons sacrés »

¹⁶ Oreille

¹⁷ Le **coccyx** (du grec *kokkus*, le coucou) est nommé ainsi par similitude morphologique avec le bec du coucou.

Paramètre morphologique radiologique : l'incidence pelvienne

Parmi les éléments conditionnant l'anatomie statique et fonctionnelle du rachis, un paramètre est au premier plan. Il s'agit de l'**incidence pelvienne**¹⁸ (PI, **Figure 7**). Décrite pour la première fois par Legaye *et al.* (9), l'incidence pelvienne correspond dans le plan sagittal du pelvis au degré « d'ouverture » entre les os coxaux et le sacrum, mesuré entre la **perpendiculaire au plan passant par le centre de la base du sacrum** et la **droite** passant par l'**axe bi-coxo-fémoral**. Il s'agit d'un paramètre morphologique, invariable une fois la croissance terminée (10), qui conditionne l'équilibre statique du pelvis et de la colonne vertébrale. Ainsi, si cette valeur est relativement faible, le sacrum sera plutôt « verticalisé » (pente sacrale faible) et les courbures rachidiennes plus faibles. Au contraire, si l'IP est plus élevée, les courbures rachidiennes seront plus importantes et le pelvis antéversé.

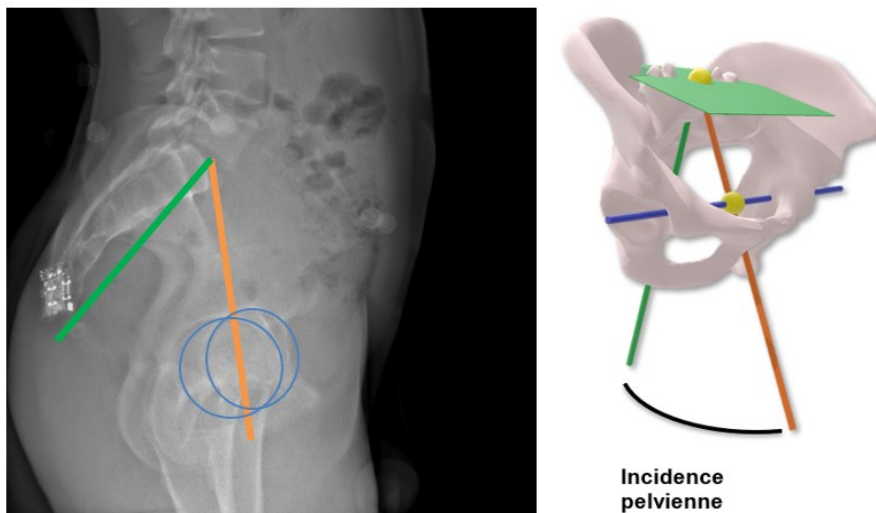


Figure 7 - Incidence pelvienne (PI)

¹⁸ En anglais : *pelvic incidence*

Les articulations coxo-fémorales

Acétabulum

Issu de la réunion des 3 os formant l'os coxal (**ilium**, **ischium** et **pubis**), l'**acétabulum** est une excavation sphéroïde (**Figure 8**).

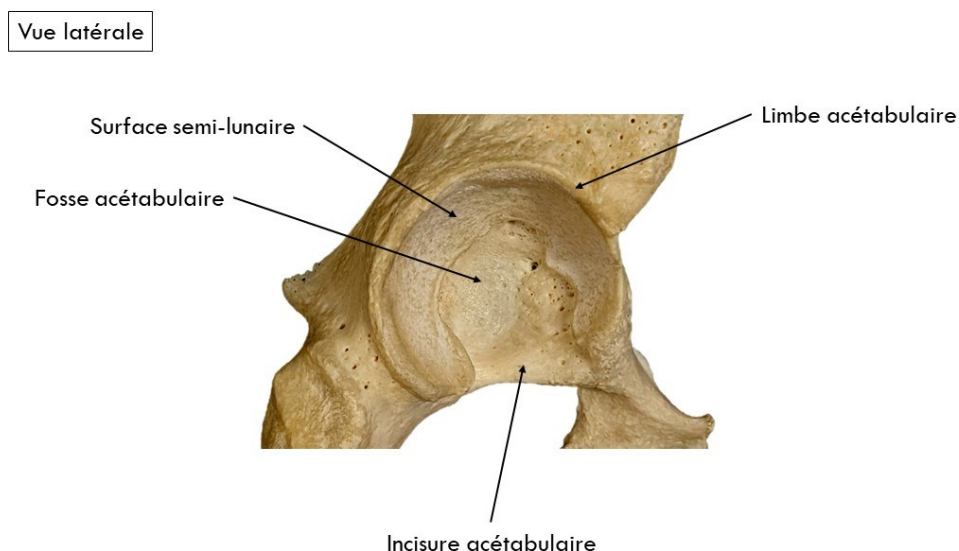


Figure 8 – Acétabulum (droit), vue latérale

Son bord, le **limbe**¹⁹ **acétabulaire**, est saillant, interrompu en bas et en avant.

L'acétabulum présente 2 parties distinctes :

La **fosse acétabulaire**, partie la plus profonde et centrale. Elle donne insertion au ligament de la tête fémorale.

La **surface semi-lunaire**, périphérique, d'aspect falciforme, ou de fer à cheval ouvert en bas et en avant. Elle est recouverte de cartilage hyalin. Elle est interrompue en bas et en avant par l'**incisure acétabulaire**.

Bourrelet acétabulaire

Le **bourrelet acétabulaire** (ou **labrum**²⁰) est une structure fibrocartilagineuse, qui passe en pont au-dessus de l'incisure acétabulaire. Elle est triangulaire à la coupe :

Une face articulaire, concave, en continuité avec le cartilage de la surface semi-lunaire.

Une face capsulaire, convexe, donnant insertion à la capsule.

Une face osseuse, ou base, adhérent au limbe acétabulaire.

Il a microscopiquement une disposition concentrique de fibre de collagène, s'opposant aux contraintes en traction auxquelles il est soumis. Il n'est pas visible en imagerie radiographique. Ses fonctions sont comparables à celle des ménisques au genou. Il joue un double rôle :

Stabilisation coxo-fémorale par augmentation de la surface articulaire acétabulaire qui devient plus qu'une demi-sphère, retenant la tête fémorale.

Fermeture hermétique de l'articulation, permettant de contenir le liquide synovial en regard des surfaces articulaires (11), limitant les conflits articulaires et l'apparition de pathologies dégénératives.

¹⁹ Du latin *limbus*, structure périphérique, frange.

²⁰ Du latin *labrum*, bord.

Extrémité proximale du fémur

L'extrémité proximale du fémur est présentée sur la **Figure 9**.

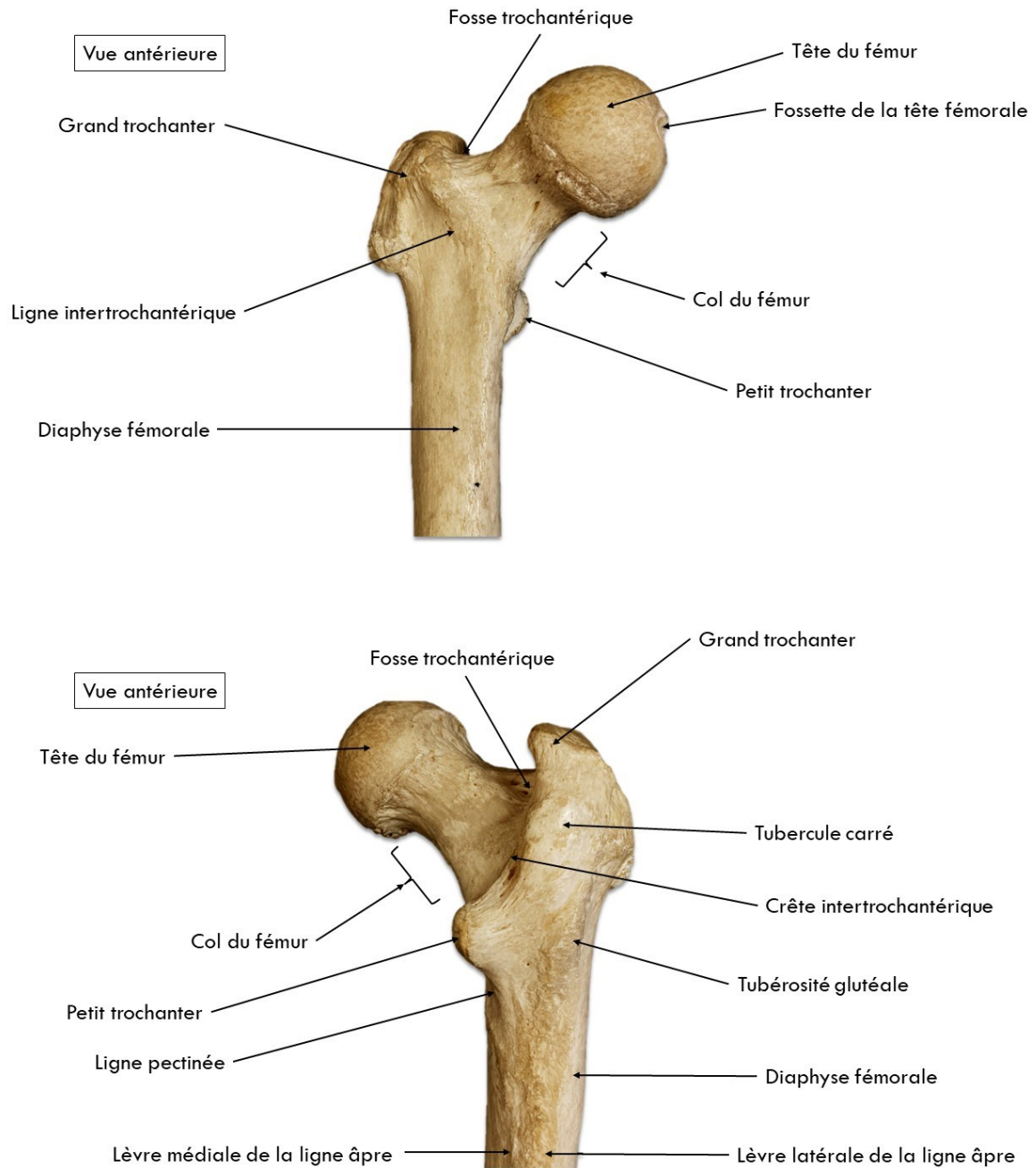


Figure 9 - Extrémité proximale du fémur, vues antérieure et postérieure

La **tête du fémur**, généralement décrite comme sphérique²¹ (2/3 de sphère) et de diamètre variable (environ 45 mm). Elle est recouverte de cartilage qui répond à celui de l'acétabulum. A son extrémité médiale, elle présente une dépression, la **fossette de la tête fémorale** (ou **fovea capitis**) qui donne insertion au ligament de la tête fémorale.

Le **col du fémur**, de forme cylindrique, reliant la tête du fémur au corps et orienté en haut (130°, angle cervico-diaphysaire), en dedans et en avant (15°). Cette orientation est variable selon les individus et conditionne les mobilités coxo-fémorales.

Le massif trochantérien composé par :

Le **grand trochanter**, volumineuse saillie osseuse latérale. Il donne insertion aux **muscles petit glutéal** en avant, **moyen glutéal** en dehors, **muscle piriforme** en haut. Sa racine excavée en arrière constitue la **fosse trochantérique** pour l'insertion des **muscles obturateur interne** et **jumeaux**.

Le **petit trochanter**, éminence médiale, légèrement postérieure, située sous le col du fémur. Il donne insertion au puissant **muscle ilio-psoas**

De manière inconstante, un **troisième trochanter** situé en dehors du petit trochanter, à la face postérieure du fémur.

La **ligne intertrochantérique**, située en avant du fémur, entre petit et grand trochanter. D'aspect rugueux, elle donne insertion à la capsule articulaire coxo-fémorale et aux ligaments qui la renforcent. Elle se poursuit en dedans puis en bas et en arrière par la **ligne pectinée** qui rejoint le bord médial de la ligne âpre.

La **crête intertrochantérique**, postérieure, reliant petit et grand trochanter. La capsule articulaire postérieure reste à distance.

Le **tubercule carré** correspond à une surélévation de celle-ci, pour l'insertion du **muscle carré fémoral**.

Le **corps du fémur**, ou **diaphyse fémorale**, est une structure cylindrique, orientée en bas et en dedans (7° par rapport à la verticale). A sa face postérieure, on retrouve la **ligne âpre**, gouttière osseuse dédoublant le bord postérieur du fémur (rôle mécanique). Elle comporte donc :

Une **lèvre médiale** qui prolonge caudalement ligne pectinée.

Une **lèvre latérale** qui prolonge la **tubérosité glutéale** où s'insère le muscle grand glutéal, puissant extenseur de hanche.

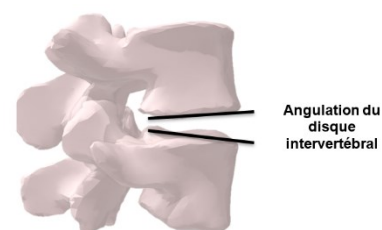
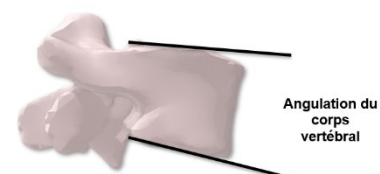
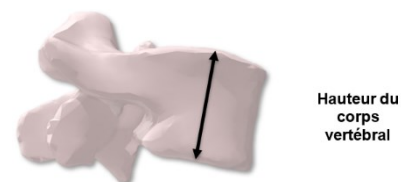
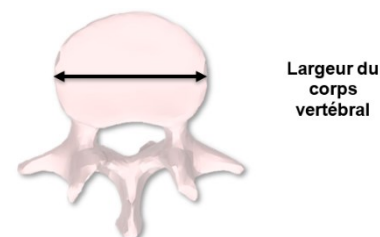
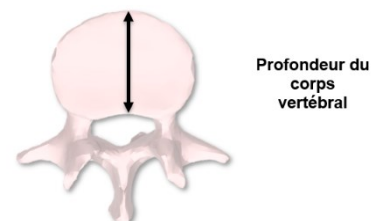
²¹ Plusieurs auteurs ont décrit la forme de la tête fémorale non comme une sphère mais une **ellipse** (12), ou une **conchoïde** (13). Ces formes permettraient la circulation du liquide synovial entre les structures cartilagineuses fémorales et acétabulaires, limitant ainsi les conflits. Les mesures des espaces sont de l'ordre de 1 à 2 mm (14).

Paramètres radiologiques morphologiques

Colonne vertébrale

Les longueurs du rachis, ainsi que les paramètres des corps vertébraux et des disques intervertébraux sont définis comme suit :

- **Profondeur des corps vertébraux** : la distance entre les bords antérieur et postérieur des corps vertébraux dans le plan sagittal.
- **Largeur des corps vertébraux** : la distance entre les bords droit et gauche des corps vertébraux dans le plan frontal.
- **Hauteur des corps vertébraux** : la distance entre les centres des faces intervertébrales supérieure et inférieure.
- **Angulation des corps vertébraux** : angle formé par les faces intervertébrales dans le plan sagittal.
- **Angulation des disques intervertébraux** : angle formé par les faces intervertébrales de 2 vertèbres adjacentes, dans le plan sagittal.

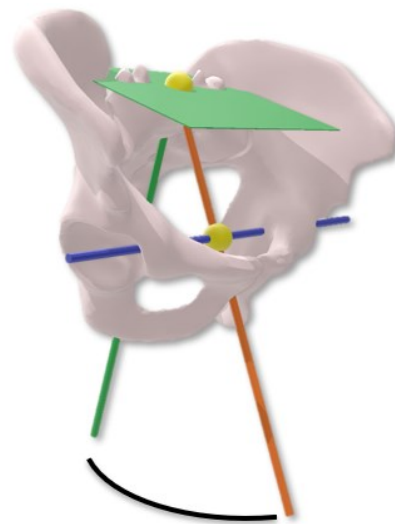
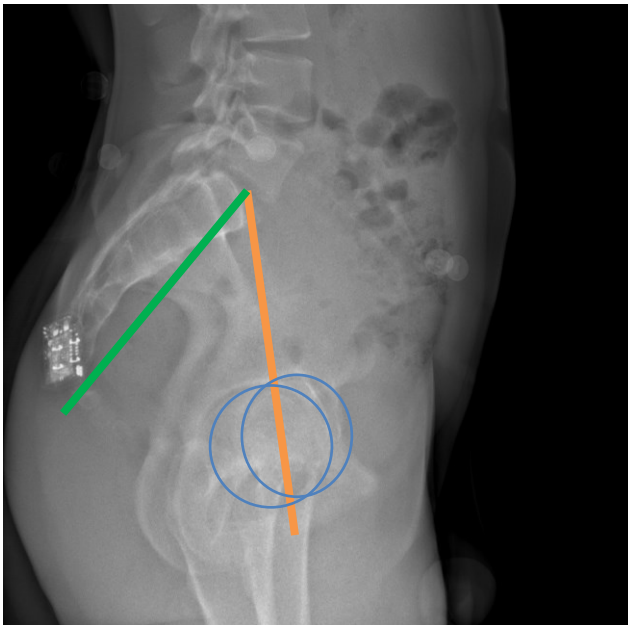


- **Longueur de la colonne vertébrale (LT)** : distance entre les centres des plateaux vertébraux supérieur de Th1 et inférieur de L5.
- **Longueur Th5-L3 (LT5L3)** : distance entre les centres des plateaux vertébraux supérieur de Th5 et inférieur de L3.



Pelvis

L'**incidence pelvienne (PI)** est calculée comme l'angle formé entre la normale à la base du sacrum et la ligne reliant le milieu de l'axe des deux acétabulums et le centre de la base du sacrum.

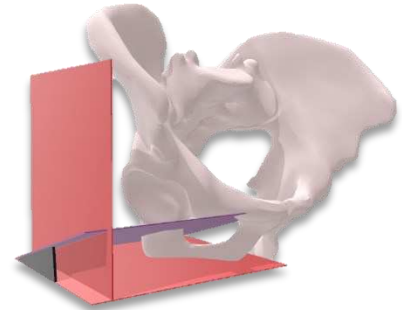


Incidence
pelvienne

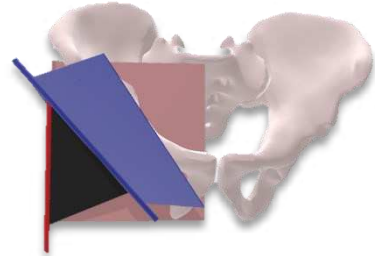
Acétabulum

Concernant les paramètres acétabulaires, la bascule, l'inclinaison, l'abduction, les couvertures antérieure et postérieure, et l'antéversion sont calculés comme ci-dessous (15,16):

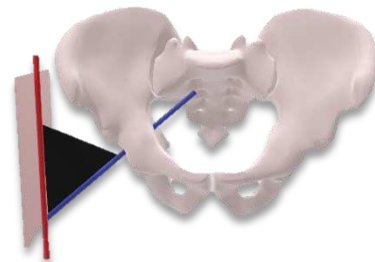
- La **bascule acétabulaire** (ou *tilt*) est définie comme l'angle entre les lignes résultant des intersections du plan sagittal avec à la fois le plan du bord acétabulaire (extrémités antéro-inférieure et postéro-inférieure de la surface semi-lunaire) et le plan horizontal (c'est-à-dire la ligne horizontale dans le plan sagittal).



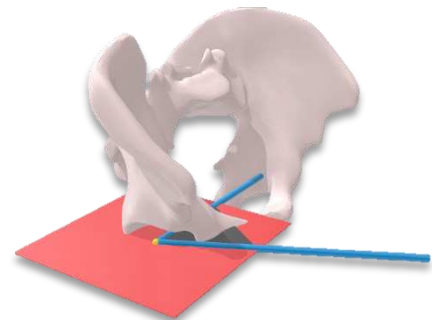
- L'**inclinaison acétabulaire** est définie comme l'angle entre la ligne résultant de l'intersection du plan du bord acétabulaire avec le plan frontal, et l'axe vertical.



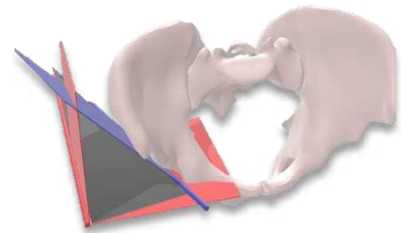
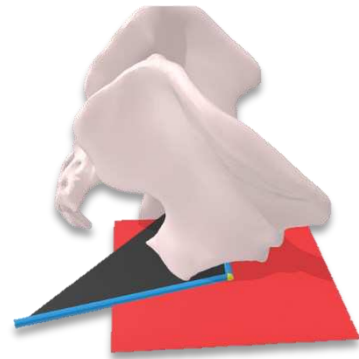
- L'**abduction acétabulaire** est définie comme l'angle entre la ligne perpendiculaire au plan du bord acétabulaire et l'axe vertical.



- La **couverture acétabulaire antérieure** est définie comme l'angle entre la ligne joignant les deux centres acétabulaires, et la ligne joignant le centre acétabulaire et le point à l'intersection entre le plan horizontal passant par le centre acétabulaire et la partie frontale du bord acétabulaire.



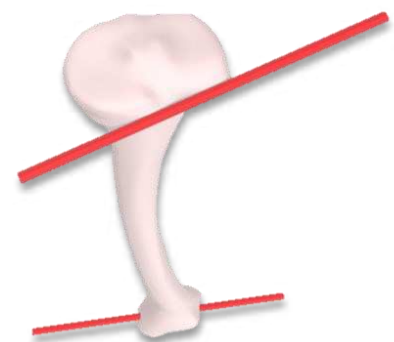
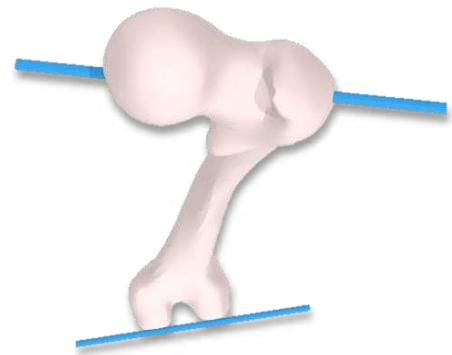
- La **couverture acétabulaire postérieure** est définie de manière similaire à la couverture acétabulaire antérieure mais en utilisant la partie postérieure du bord acétabulaire au lieu de la partie antérieure.
- L'**antéversion acétabulaire** est définie comme l'angle entre les lignes résultant des intersections du plan horizontal avec à la fois le plan du bord acétabulaire et le plan sagittal (c'est-à-dire la ligne horizontale dans le plan sagittal).



Membres inférieurs

Le paramètre global des membres inférieurs est l'**index de cumul des torsions (ICT)** :

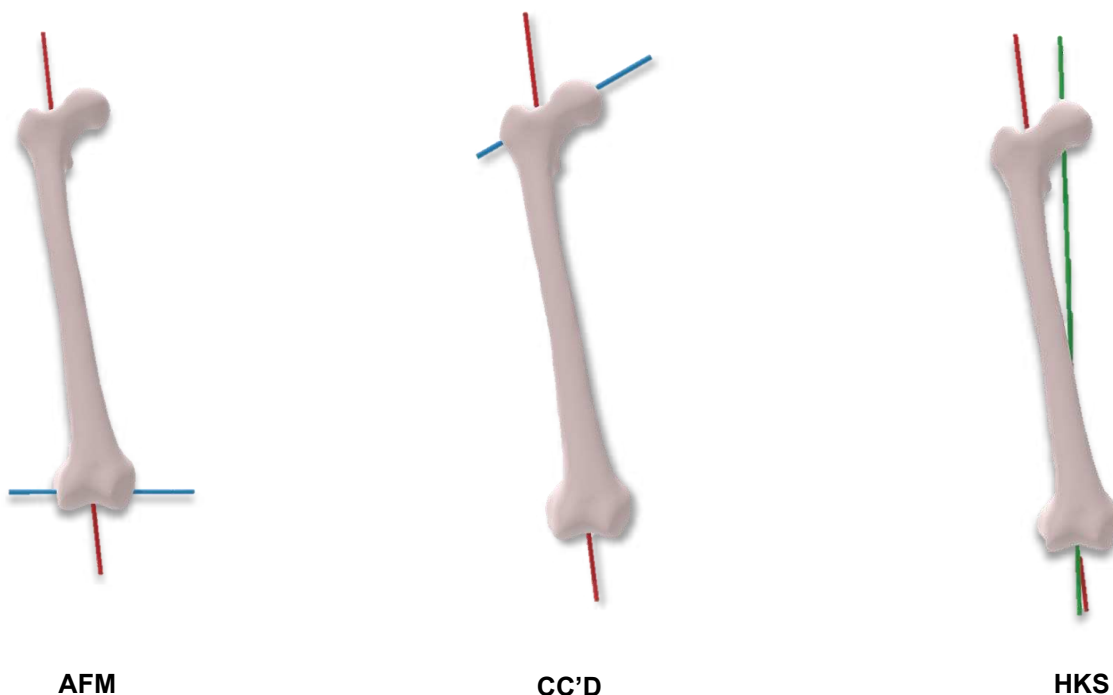
- La **torsion fémorale (FT)** est définie comme l'angle entre les projections à la fois de l'axe bicondylien postérieur et de l'axe du col fémoral sur le plan mécanique (perpendiculaire à l'axe mécanique fémoral) (les valeurs positives étant liées à une antéversion fémorale).
- La **torsion tibiale (TT)** est définie comme l'angle entre la projection de la ligne passant par les parties postérieures des plaques tibiales et l'axe bimalléolaire dans un plan perpendiculaire à l'axe mécanique tibial.
- L'**ICT** est calculé comme la somme des torsions tibiales et fémorales (17).



$$ICT = FT + TT$$

L'extrémité proximale du fémur est définie sur le plan morphologique par les paramètres suivants :

- L'**angle fémoral mécanique (AFM)** : défini comme l'angle entre l'axe diaphysaire du fémur et l'axe bicondylien.
- L'**angle cervico-diaphysaire (CC'D)** : angle formé entre l'axe du col fémoral et la diaphyse fémoral.
- L'**angle HKS (Hip-Knee-Shaft)** : angle entre l'axe diaphysaire et l'axe passant par le centre de l'axe bicondylaire et le centre de la tête fémorale.



POINTS CLES

Le **complexe spino-pelvi-fémoral** est constitué :

- de la **colonne vertébrale** mobile,
- du **pelvis**, formé de la colonne vertébrale fixe (sacrum et coccyx) et des os coxaux,
- et des **fémurs**.

Il se caractérise par un **paramètre morphologique** propre à chaque individu : l'**incidence pelvienne**. Ce paramètre **conditionne l'équilibre** du pelvis et de la colonne. Il est **stable** en fin de croissance et ne se modifie plus ensuite.

Anatomie statique

Equilibre pelvien

Plan sagittal

L'équilibre du pelvis est conditionné par de multiples éléments. Sur le plan de la morphologie osseuse, l'**incidence pelvienne** (cf. page 18) en est le principal. Elle conditionne « l'ouverture » des os coxaux et du sacrum. Sur le plan statique, 2 autres paramètres lui sont directement liés (**Figure 10**) :

- La **pen­te sacrale** (SS²²) : elle correspond à l'angle formé entre le **plan de la base du sacrum** et le **plan horizontal**. C'est la pente sacrale qui conditionne l'embase de la colonne vertébrale lombale, sa fondation. C'est ce que Dubousset a appelé la « vertèbre pelvienne ».
- La **version pelvienne** (PT²³) : elle correspond à la bascule du pelvis, angle formé entre le **plan vertical** et le **plan passant par le centre de la base du sacrum et le centre de l'axe bicoxofémoral** par cette ligne et le centre de la base du sacrum.

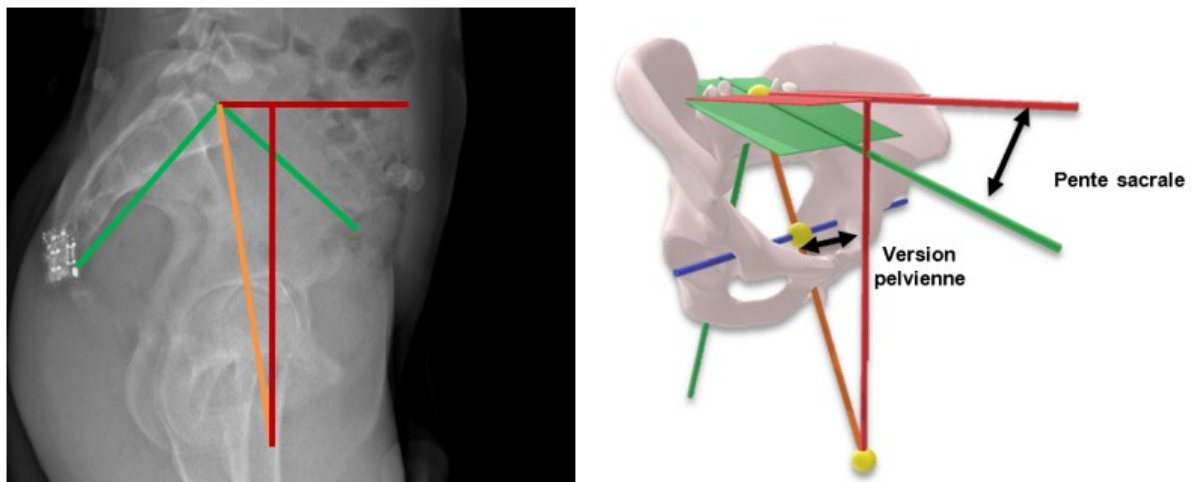


Figure 10 - Détermination des paramètres pelviens

Ces 2 paramètres sont dits « positionnels » puisque variables et dépendants de la position du sujet. Ils sont directement liés à l'incidence pelvienne par la formule :

$$PI = SS + PT$$

²² En anglais : *Sacral Slope*

²³ En anglais : *Pelvic Tilt*

Parmi les éléments qui vont conditionner la position du pelvis, et donc de la colonne, on trouve principalement des muscles et des structures articulaires (**Tableau 1**).

Tableau 1 - Eléments conditionnant l'équilibre pelvien

		SS	PT
Muscles	Ischio jambiers ²⁴	↓	↑
	Grands glutéaux ²⁵		
	Droit fémoral ²⁶	↑	↓
	Ilio-psoas		
Articulations coxo-fémorales	Flessum	↑	↓

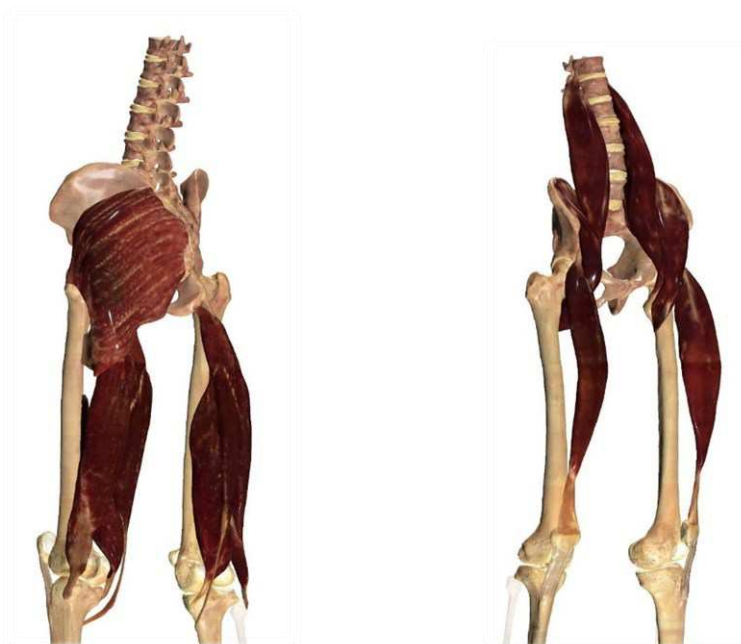


Figure 11 - Muscles impliqués dans la rétroversion et l'antéversion du pelvis

Rétroversion : Grands glutéaux et ischio-jambiers (semi-tendineux, semi-membraneux, biceps fémoral)

Antéversion : Ilio-psoas et droit fémoral

²⁴ Muscles ischio-jambiers : biceps fémoral, semi-tendineux, semi-membraneux.

²⁵ ou Grands fessiers.

²⁶ Chef musculaire du quadriceps, le seul s'insérant sur le pelvis, conditionnant sa position.

Plan frontal

En appui bipodal (en l'absence d'inégalité anatomique²⁷ ou fonctionnelle²⁸ de longueur des membres inférieurs ou de trouble morphologique), le pelvis est « équilibré » dans le plan frontal. Ainsi les points situés sur la partie la plus crâniale des os coxaux sont situés sur une ligne horizontale (**Figure 12**). Le sacrum est de fait également horizontal. En cas de modification, on parle de **bascule pelvienne**. Chez le sujet sain, sa valeurs moyenne est de $0,5^\circ \pm 1,8^\circ$ (18).

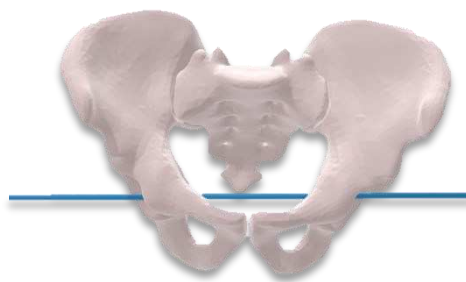


Figure 12 - Pelvis équilibré dans le plan frontal

Plan axial

Dans le plan axial, le pelvis est orienté vers l'avant, parallèle au plan frontal (**Figure 13**). Il peut exister une part de **rotation axiale**, faible chez le sujet sain, de l'ordre de $0,1^\circ \pm 2,9^\circ$ (18).

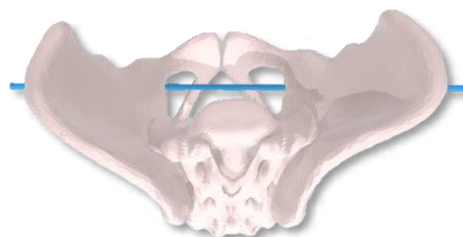


Figure 13 - Pelvis équilibré dans le plan axial

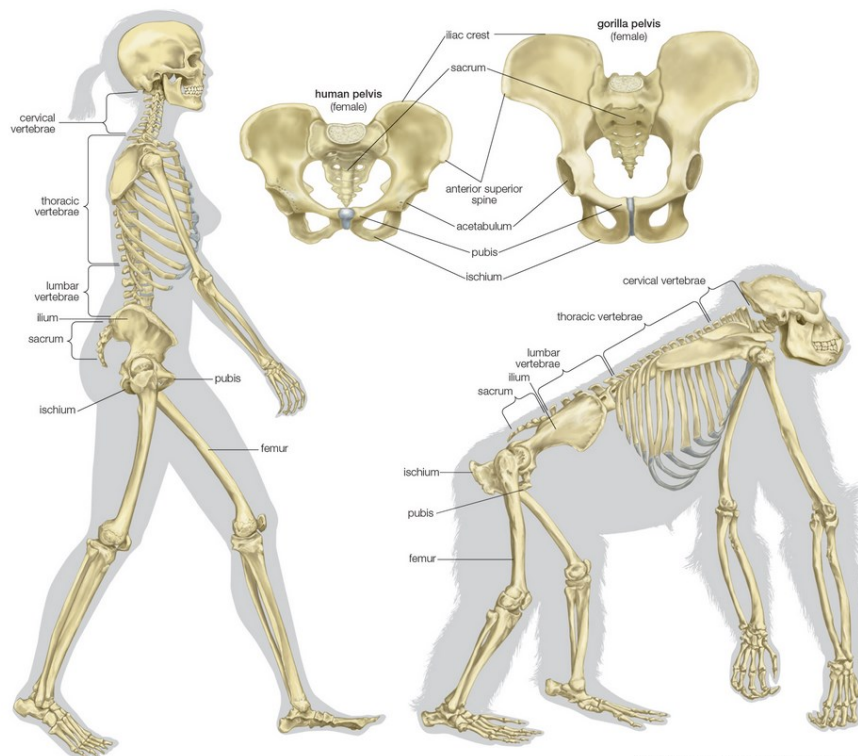
²⁷ Inégalité anatomique : segment fémoral et ou jambier plus court (inné ou acquis).

²⁸ Inégalité fonctionnelle : raccourcissement fonctionnel par flexion de hanche ou de genou.

Equilibre spinal

Plan sagittal

L'évolution phylogénique²⁹ des vertébrés a conduit à la **bipédie**. Celle-ci a notablement modifié l'équilibre de la colonne vertébrale, élargi et verticalisé le pelvis des hominidés, et a modifié les muscles posturaux (19) (**Figure 14**). Cette bipédie est devenue permanente chez les individus du genre *Homo*³⁰ permettant ainsi la libération du membre supérieur et le développement de la fonction de préhension. De l'acquisition de la bipédie a résulté une modification du crâne, de la colonne (apparition de la lordose lombale), du pelvis et des membres inférieurs, passant d'une position quadrupède stable, à une position bipède instable, en **équilibre** (20).



© 2010 Encyclopædia Britannica, Inc.

Figure 14 - Comparaison des squelettes des genres Homo et Gorilla (d'après Encyclopædia Britannica)

Lors de l'**ontogénèse**³¹ de l'embryon, du fœtus, puis la croissance de l'enfant, la colonne suit cette évolution naturelle d'apparition des courbures. Ainsi, l'**embryon** et le **fœtus humains** possèdent une

²⁹ Du grec *phylon*, tribu, « race », et *gêneia*, qui engendre.

³⁰ Du latin *homo*, être humain. Le genre *Homo* caractérise la famille des hominidés, dont *Homo sapiens* (« intelligent ») qui en est le dernier représentant.

³¹ Du grec *ontos*, ce qui est.

anatomie de la colonne vertébrale proche de celle des animaux aquatiques, en **cyphose**³² **cervico-coccygienne** (Figure 15).

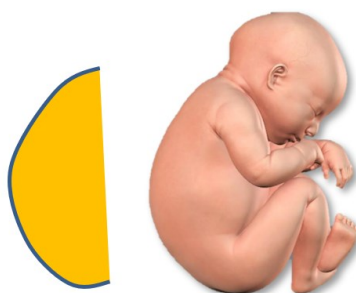


Figure 15 - Cyphose cervico-thoraco-lombo-sacrale du fœtus

L'acquisition du relevé de la tête, propre aux quadrupèdes, permet au **nourrisson** sur le ventre d'explorer l'espace. Il acquiert alors une **lordose**³³ **cervicale** et conserve une **cyphose thoraco-sacrale** (Figure 16).



Figure 16 - Quadrupédie du nourrisson (source : Baby.be)

Lors de l'apprentissage de la marche du nourrisson, une **lordose lombale** apparaît, permettant le passage du centre de gravité à l'aplomb des **articulations coxo-fémorales** et ainsi l'équilibre bipodal.

On obtient ainsi les **4 courbures** principales dans le plan sagittal qui seront identiques chez l'adulte : une **lordose cervicale**, une **cyphose thoracique**, une **lordose lombale**, et une **cyphose sacro-coccygienne** (Figure 17).

³² Du grec *kúphôsis*, courbure, état de bossu.

³³ Du grec *lordôsis*, se courber, se voûter.

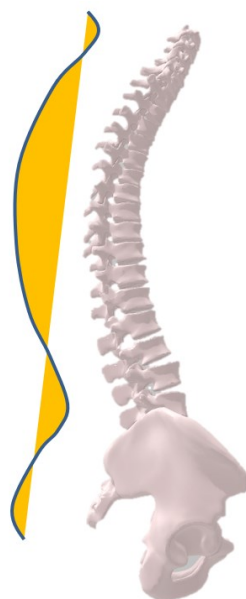


Figure 17 - Equilibre spino-pelvien dans le plan sagittal : lordose cervicale, cyphose thoracique, lordose lombale, cyphose sacro-coccygienne

Ces courbures permettent au bipède l'équilibre statique et l'horizontalité du regard avec une dépense énergétique minimale (19).

En 2005, Vialle *et al.* ont analysé les paramètres de l'équilibre spino-pelvien grâce au système EOS (cf. *infra Système EOS*) sur une cohorte de 300 sujets sains asymptomatiques (110 femmes et 190 hommes) (21). Les valeurs des courbures sont présentées dans le **Tableau 2**.

Tableau 2 - Equilibre spino-pelvien chez le sujet sain, d'après Vialle *et al.* (2005)

	Femmes	Hommes	p
Age	35 ± 12		
Cyphose thoracique T4-T12	39 ± 10	41,7 ± 10	NS
Cyphose thoracique maximale	40 ± 10	42,4 ± 9,8	NS
Lordose lombale L1-L5	-46,2 ± 11	-41,4 ± 11	<0,001
Lordose lombale maximale	-62 ± 10	-59,2 ± 10,1	<0,001
Gîte en T9	-10,5 ± 3	-10,2 ± 3,1	NS
Gîte en T1	-2 ± 2,7	-1 ± 2,7	<0,05
Pente sacrale	43,2 ± 8,4	41 ± 8,5	<0,01
Incidence pelvienne	56 ± 10	53 ± 10,6	<0,05
Version pelvienne	13,6 ± 6	13 ± 6	NS

Dans cette même étude, les auteurs ont mis en évidence la corrélation entre les différents paramètres statiques, pelviens et spinaux. Ainsi, plus la pente sacrale est importante, plus la lordose lombale l'est également (**Figure 18**).

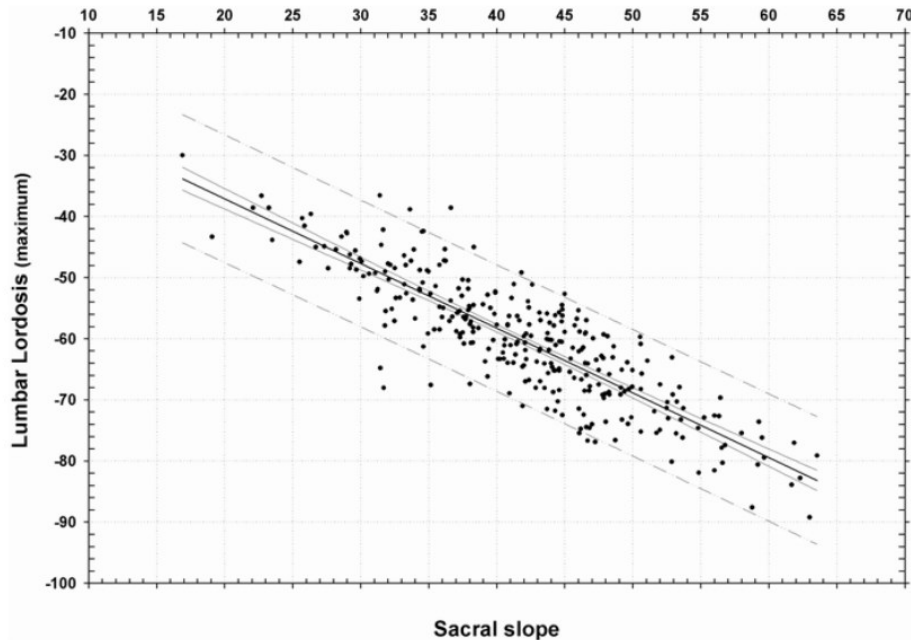


Figure 18 - Corrélation entre la lordose lombale maximale et la pente sacrale, d'après Vialle et al. (2005)

Classification de Roussouly

En 2005, Roussouly *et al.* ont classifié l'équilibre spino-pelvien en 4 grandes catégories (22). Cette classification avait pour but de décrire et quantifier les différents types de « dynamique » rachidienne chez 160 sujets volontaires, sans pathologie spinale identifiée et asymptomatiques (**Tableau 3**). Elle se basait sur les paramètres morphologiques (incidence pelvienne) et statiques (pente sacrale et lordose lombale). Elle est aujourd'hui assez largement utilisée en pratique clinique.

Tableau 3 - Classification de Roussouly et al. (2005)

	PI	SS	Lordose lombale	Prédisposition	%
Type 1	Faible	< 35°	Courte	Arthrose zygapophysaire Spondylolyse Cyphose thoraco-lombale	21
Type 2			Longue Harmonieuse	Discopathies dégénératives Hernies discales	11
Type 3	50°	35 à 45°	Normale	Dos équilibré	38
Type 4	Elevée	> 45°	Marquée	Spondylolyse Sténose lombale	30

Plan frontal

Le rachis est équilibré dans le plan frontal en appui bipodal. Les vertèbres sont alignées sur une ligne passant par la protubérance occipitale externe et la crête sacrale médiane. En cas de perturbation de l'équilibre pelvien frontal (inégalité de longueurs des membres inférieurs, trouble morphologique pelvien ou vertébral) on pourra observer une déviation de la ligne médiane. Cela se manifestera cliniquement par une perte d'horizontalité des ceintures pelvienne et/ou pectorale, une asymétrie du pli de la taille, une perte de l'alignement des processus épineux vertébraux. On distinguera alors 2 situations :

- Une attitude scoliotique : déséquilibre dans le plan frontal, sans anomalie morphologique vertébrale. La flexion en avant ne révèle pas de trouble de l'équilibre axial.
- Une scoliose : déséquilibre dans le plan frontal associé à un trouble morphologique, responsable d'une perte de l'équilibre tridimensionnel. Elle sera révélée par l'apparition d'une gibbosité³⁴ à la flexion par rotation axiale combinée des vertèbres voire des côtes.

Plan axial

Dans le plan axial, en l'absence de trouble morphologique, les vertèbres ne présentent pas de rotation. Ainsi, les processus épineux sont alignés. Une modification de l'équilibre axial est systématiquement le témoin d'un trouble morphologique (scoliose ou traumatisme vertébral par exemple).

³⁴ Surélévation d'un segment du dos, par majoration d'un trouble rotatoire vertébral voire costal d'origine morphologique.

Paramètres radiologiques statiques

Colonne vertébrale

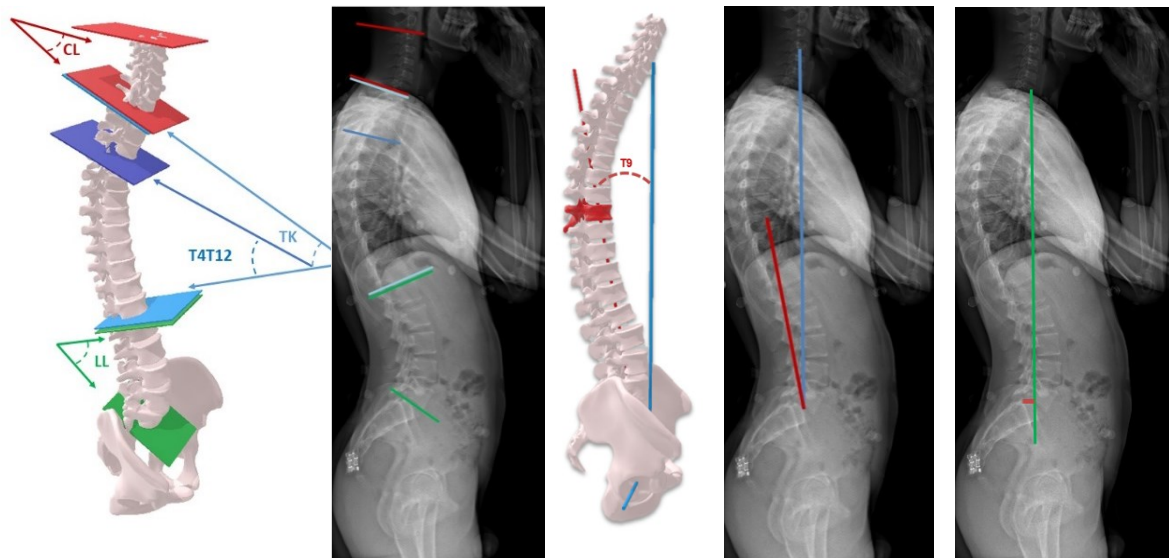


Figure 19 - Paramètres rachidiens sagittaux

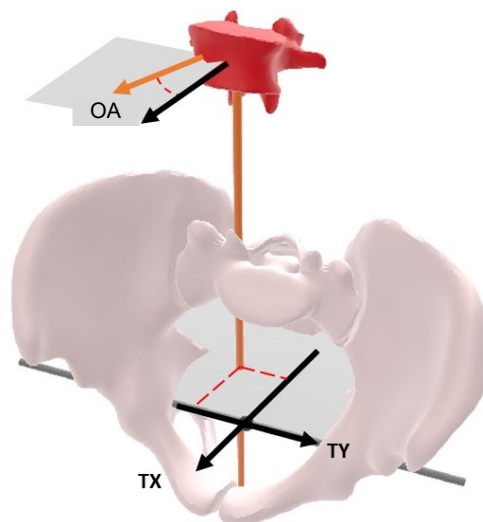
Lordose cervicale (**CL**) : angle entre le plateau supérieur de C3 (rouge) et le plateau inférieur de C7 (rouge) ;
 Cyphose thoracique (**TK**) : angle entre le plateau supérieur de T1 (bleu clair) et le plateau inférieur de T12 (bleu clair) ;
 Cyphose T4/T12 (**T4T12**) : angle entre le plateau supérieur de T4 (bleu foncé) et plateau inférieur de T12 (bleu clair) ;
 Lordose lombale (**LL**) : angle entre le plateau supérieur de L1 (vert) et le plateau inférieur de L5 (vert).
 Gîte en Th9 (**T9**) : angle entre la verticale passant par le centre de l'axe bicocofémoral et la ligne passant par ce centre et le centre géométrique de Th9 ;
SVA : distance entre la projection du centre géométrique de C7 et le coin postérieur de la base du sacrum, dans le plan sagittal.

Les paramètres classiques de l'équilibre vertébral sont définis comme tels (**Figure 19**) :

- La **lordose cervicale (CL)** était définie comme l'angle entre le plateau vertébral supérieur de C3 et le plateau vertébral inférieur de C7.
- La **cyphose thoracique (TK)** : angle entre le plateau vertébral supérieur de Th1 et le plateau vertébral inférieur de Th12.
- La **cyphose T4/T12 (T4T12)** : angle entre le plateau vertébral supérieur de Th4 et le plateau vertébral inférieur de Th12.
- La **lordose lombale (LL)** : angle entre le plateau vertébral supérieur de L1 et le plateau vertébral inférieur de L5.
- La **lordose lombosacrée (L1S1)** : angle entre le plateau vertébral supérieur de L1 et la base du sacrum S1.

- La **gîte en Th9 (T9)** : angle 3D entre la verticale passant par le centre de l'axe bicoxofémoral et le segment joignant le centre des têtes fémorales au centre géométrique de Th9.
- L'**axe sagittal vertical (SVA)** : distance dans le plan horizontal entre la verticale passant par le centre de C7 et le bord supérieur et postérieur de la base du sacrum, dans le plan horizontal.

Pour caractériser l'équilibre dans le plan frontal, les distances entre la projection des centres géométriques des vertèbres sur le repère de base du centre de l'axe bicoxofémoral (HA) peuvent être mesurées (**Figure 20**) : **Translation** selon l'axe Y (**TY**) et l'axe X (**TX**). Les valeurs négatives de TY correspondent à une projection du centre géométrique de la vertèbre sur le côté droit (ou *Trail*) du sujet. Elles peuvent être comparées à la valeur théorique 0, correspondant à un alignement théorique parfait dans le plan frontal. L'analyse de l'équilibre dans le plan frontal peut être complétée par la mesure des valeurs TX. Les valeurs négatives de TX correspondent à la projection de la vertèbre vers l'arrière.



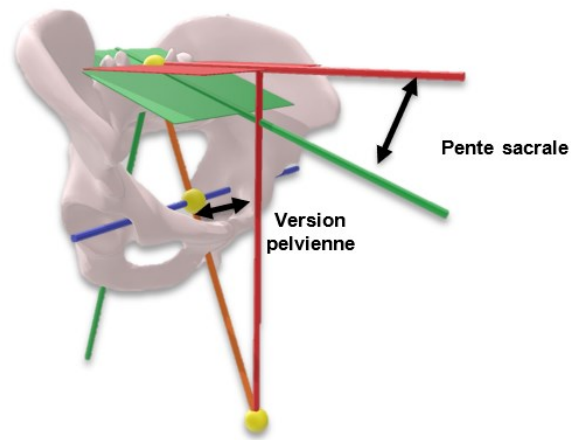
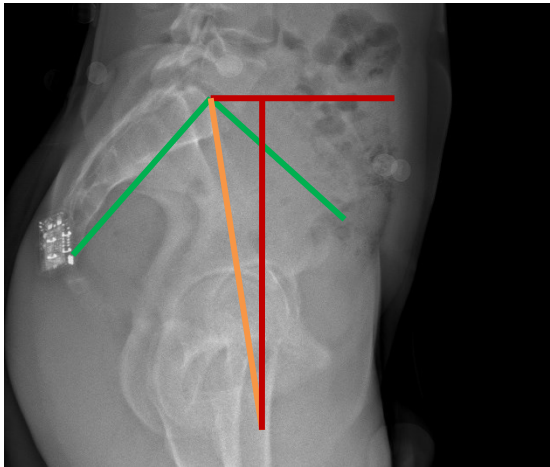
TY : distance entre la projection des centres géométriques des vertèbres sur le repère de base du centre de l'axe bicoxofémoral (HA) et l'axe Y (TY) ; **TX** : selon l'axe X (TX) ; **OA** : orientation axiale de la vertèbre dans le plan pelvien.

Figure 20 – Translations et rotations vertébrales

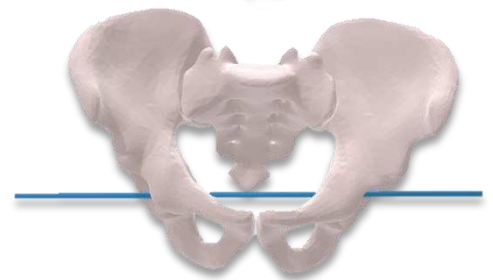
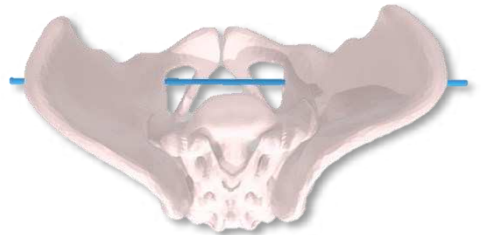
L'**orientation axiale** des vertèbres (**OA**) peut également être analysée. Elle correspond à l'angle de rotation formé par la vertèbre dans le plan horizontal du bassin. Des valeurs négatives correspondent à une rotation de la vertèbre vers le côté droit (*Trail* - ou *backswing*), des valeurs positives dans le sens du côté gauche (*Lead* - *follow-through*).

Pelvis

Les paramètres pelviens statiques sont définis comme suit :



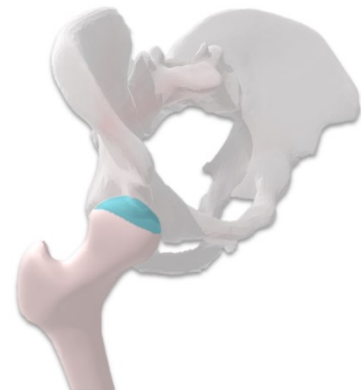
- La **pente sacrale (SS)** : l'angle formé entre l'horizontale et le plan du plateau sacral.
- La **version pelvienne (PT)** : l'angle formé entre la verticale et la ligne droite reliant le milieu de l'axe des deux acetabulums au centre du plateau sacral.
- La **rotation pelvienne (PR)** : l'angle formé entre l'axe de l'acetabulum et sa projection sur le plan horizontal.
- L'**obliquité pelvienne (PO)** : l'angle entre l'axe de l'acetabulum et le plan frontal de l'EOS.



Acétabulums

Au niveau acétabulaire, le paramètre suivant est décrit :

- **Taux de recouvrement de l'acetabulum (TRA)** : pourcentage de couverture de la tête fémorale par l'acetabulum (%).



Membres inférieurs

L'équilibre du membre inférieur et de l'articulation du genou sur le plan torsionnel est évalué par :

- L'**angle de rotation fémoro-tibiale (RFT)** : angle, dans le plan transversal, entre la ligne bicondylienne et l'axe des plateaux tibiaux.



POINTS CLES

Le complexe spino-pelvi-fémoral est en (dés)équilibre permanent, **propre à chaque individu**.

Parmi les paramètres conditionnant cet équilibre, le principal est l'incidence pelvienne (paramètre morphologique), associé à la **penne sacrale** et la **version pelvienne** (paramètres statiques).

Dans le plan sagittal, il en résulte **4 courbures spinales** : **cyphose sacro-coccygienne**, **lordose lombale**, **cyphose thoracique** et **lordose cervicale**.

Dans le plan frontal, toutes les vertèbres sont **alignées** avec le pelvis et les membres inférieurs sur la **ligne médiane**.

Dans le plan axial, ces structures ne présentent **pas de rotation** significative chez le sujet sain.

Anatomie fonctionnelle

La colonne vertébrale

Organisation fonctionnelle des articulations vertébrales

Les vertèbres (à l'exception de C1-C2), s'articulent entre-elles par 3 entités fonctionnelles :

- un **pilier antérieur**, formé par l'empilement des corps vertébraux et des disques intervertébraux,
- **deux piliers postérieurs**, formés par l'empilement des arcs vertébraux *via* les articulations zygapophysaires.

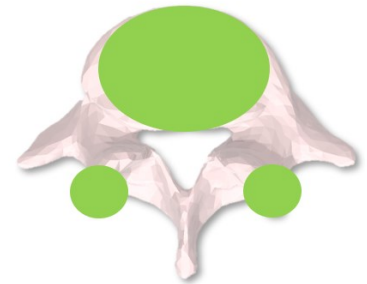


Figure 21 - Les 3 piliers de stabilité de la colonne : 1 pilier antérieur et 2 piliers postérieurs

Ces 3 piliers constituent des éléments de stabilité – un trépied vertébral – et de mobilité, permettant des mouvements, d'amplitudes variables en fonction des niveaux, selon les 3 axes (**Figure 21**), et stabilisé par un système ligamentaire.

Amplitudes globales

Il est possible d'évaluer globalement les amplitudes de la colonne vertébrale selon 3 axes principaux. Nous utiliserons pour l'ensemble de ce manuscrit ainsi que pour les études citées les références définies par l'*International Society of Biomechanics* (23,24) (**Figure 22**) :

- selon **X** pour l'inclinaison latérale,
- selon **Y** pour la rotation axiale,
- selon **Z** pour la flexion/extension.

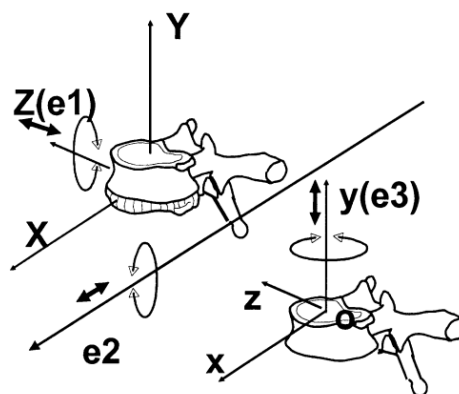


Figure 22 - Système de coordonnées de la vertèbre, selon l'ISB (Wu et al., 2002)

Inclinaison latérale (selon X)

Dans le plan frontal, l'inclinaison latérale totale de la colonne vertébrale, entre le sacrum et la base du crâne, est évaluée **entre 75 et 85°** (25), répartie en :

- 25° dans la colonne lombale (26)
- 25° dans la colonne thoracique (27)
- Environ 30° dans la colonne cervicale (28,29)

Lors de cette inclinaison latérale se produit une rotation axiale automatique controlatérale (les corps vertébraux s'orientent vers le côté opposé à l'inclinaison). Ce mécanisme s'explique par deux raisons principales :

- La mise en tension des systèmes ligamentaires postérieurs,
- La compression des disques intervertébraux.

Rotation axiale (selon Y)

L'amplitude globale de rotation axiale est la plus difficile à mesurer, pour plusieurs raisons :

- L'absence d'acquisition radiographique standard dans le plan axial, à l'exception des imageries « en coupe » (scanner, IRM)
- Le manque de repères osseux vertébraux à l'examen clinique (seules les extrémités des processus épineux des vertèbres étant palpables).

Des auteurs ont pu mesurer par implantation de repères métalliques dans les processus épineux les amplitudes de rotation in vivo de sujets (30), retrouvant une valeur globale de **90°** environ, répartie en :

- 5° dans la colonne lombale,
- 35° dans la colonne thoracique,
- 45 à 50° dans la colonne cervicale (principalement supérieure C1-C2).

Flexion/Extension (selon Z)

Enfin, sur des acquisitions radiographiques de profil, l'amplitude de flexion-extension est mesurée entre la base du sacrum (S1) et le plan masticateur, formé par le plan de l'occlusion dentaire. Ainsi, en flexion, on évalue l'amplitude globale à **145°** (25), répartie en :

- 60° dans la colonne lombale,

- 45° dans la colonne thoracique,
- 40° dans la colonne cervicale.

Les valeurs en extension sont plus faibles, de l'ordre de **100°** :

- 20° dans la région lombale,
- 40° dans la région thoracique,
- 40° dans la région cervicale.

Amplitudes articulaires de la colonne lombale

Les mouvements du rachis lombal se font avec 6 degrés de liberté, selon les 3 axes (X, Y, Z) :

- X : en inclinaison latérale et en translation antéro-postérieure
- Y : en rotation axiale et en translation cranio-caudale (en « compression/décompression »)
- Z : en flexion/extension et en translation latérale (« cisaillement latéral »).

Ces différents mouvements ne sont pas isolés. Ainsi, un mouvement d'inclinaison latérale s'accompagnera d'une extension et rotation axiale controlatérale. Pour un mouvement principal (majeur) selon un axe, s'associent des mouvements secondaires (mineurs) automatiques dans les 2 autres axes.

Depuis un siècle, les auteurs ont cherché à déterminer les amplitudes de mouvements de la colonne vertébrale. Dès 1924, Henry Keller publie « *A CLINICAL STUDY OF THE MOBILITY OF THE HUMAN SPINE* » (31) où il développe les premiers outils d'analyse radiographique du mouvement de la colonne. Depuis, plusieurs auteurs ont étudié les paramètres rotatoires des vertèbres. Parmi les modalités d'analyse, on trouve, en fonction du caractère *in vivo*, ou *ex vivo* :

- Les radiographies standards, de face et de profil, qui permettent une étude des mouvements selon X et Z.
- Les acquisitions en vidéo-fluoroscopies, avec mise de repères radio-opaques dans les vertèbres (billes de tantale déterminant un repère vertébral) et analyse cinématique.
- Les acquisitions radiographiques en coupes axiales, selon Y, comme la tomographie assistée par ordinateur (TDM) ou l'imagerie à résonance magnétique (IRM), mais ne permettant pas une amplitude importante de mouvement compte tenu de la configuration des machines.

In vivo

Les mouvements du rachis lombal ont d'abord été décrits par l'utilisation de radiographies standards (32–36). Elles présentent l'avantage d'être acquises « en charge », respectant la pesanteur, à la différence des imageries réalisées en décubitus dorsal (**Figure 23**). Elles n'explorent cependant qu'en 2 dimensions, et ne peuvent être réalisées que de face ou de profil (pas d'acquisition exploitable dans le plan axial). Elles permettent d'étudier le comportement des vertèbres les unes par rapport aux autres par la réalisation de clichés dits « dynamiques », comparant la position statique de référence à une position en rotation selon l'un des 3 axes (inclinaison latérale³⁵, rotation axiale, flexion/extension). Les acquisitions peuvent être multiples afin de pouvoir analyser l'ensemble de la colonne. Plusieurs acquisitions sont alors réalisées, puis mises « bout-à-bout ». On parle de télémétrie rachidienne.

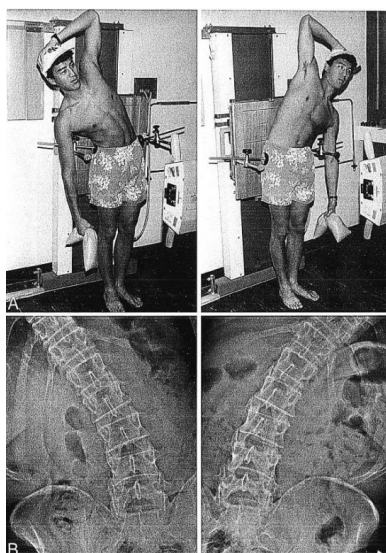


Figure 23 - Acquisitions dans le plan frontal, en inclinaison latérale, d'après Dvořák et al. (1991)

Pour prendre en compte les mouvements mineurs qui participent aux mouvements majeurs, Pearcy a utilisé des acquisitions biplanaires (26,37). Pour cela, il a déterminé 9 points de repères anatomiques (**Figure 24**), principalement basés sur l'arc vertébral.

³⁵ En anglais *bending*

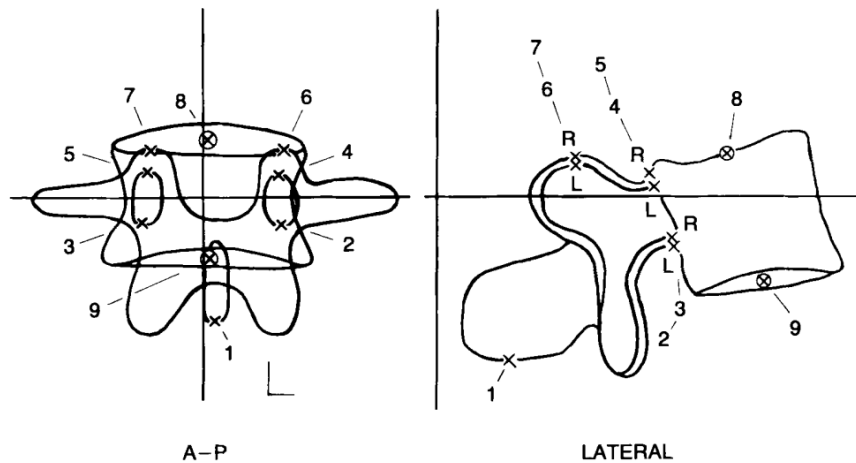


Figure 24 - Les neuf points de repères anatomiques, d'après Pearcy (1985)

En 2002, Lee *et al.* ont utilisé la vidéo fluoroscopie, combinée à un goniomètre électrique mesurant l'amplitude globale (**Figure 25**), pour évaluer les amplitudes articulaires (38).



Figure 25 - Acquisition fluoroscopique avec goniomètre électronique, d'après Lee *et al.* (2002)

En 2006, Ochia *et al.* ont évalué, par tomodensitométrie, les mouvements segmentaires (*i.e.* intervertébraux) résultant de rotations axiales contraintes de 50° réalisées passivement en décubitus dorsal (39).

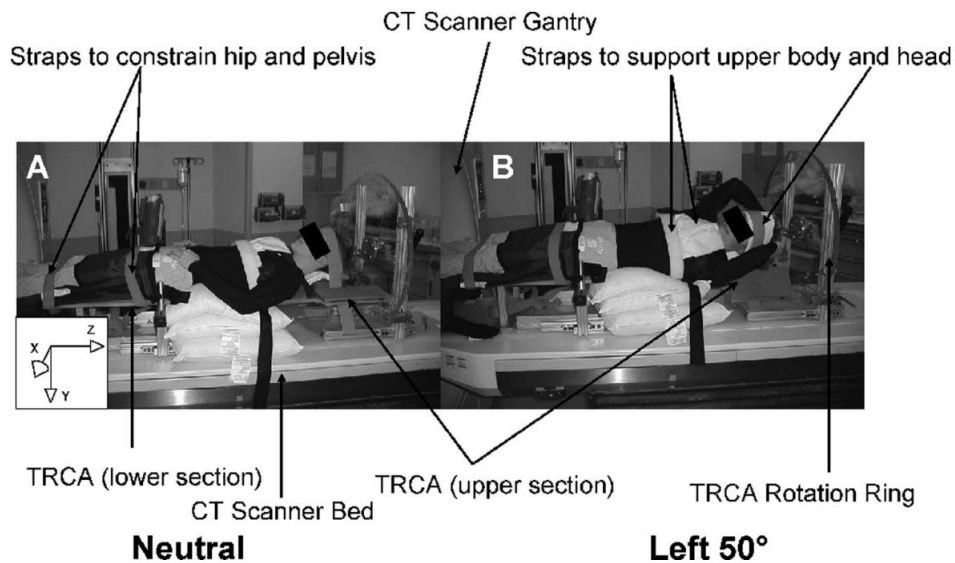


Figure 26 - Positionnement des sujets en décubitus dorsal ("Neutral") et en rotation axiale pour acquisition tomodensitométrique, d'après Ochia *et al.* (2006)

Enfin l'IRM a également été utilisée comme moyen d'exploration (40). La configuration particulière d'une IRM classique ne permettant pas l'analyse de mouvements fonctionnels compte tenu de l'étroitesse de l'anneau magnétique, une IRM à champ ouvert, peu répandue, a été utilisée. Ce type de dispositif permet de réaliser des acquisitions chez les sujets obèses ou claustrophobes. Les machines à acquisitions en charge (*i.e.* debout) restent rares, et leur intérêt par rapport au système EOS est minime.

Ces différentes études ont été réalisées dans des conditions différentes, avec des outils différents et des populations différentes. Ainsi les résultats sont peu comparables entre eux mais donnent un ordre de grandeur des amplitudes respectives des mouvements intersegmentaires. Les résultats des mesures de flexion/extension sont présentés sur la **Figure 27** (32,41–43,26,33–36,40,38), ceux des mesures d'inclinaison latérale sur la **Figure 28** (26,36).

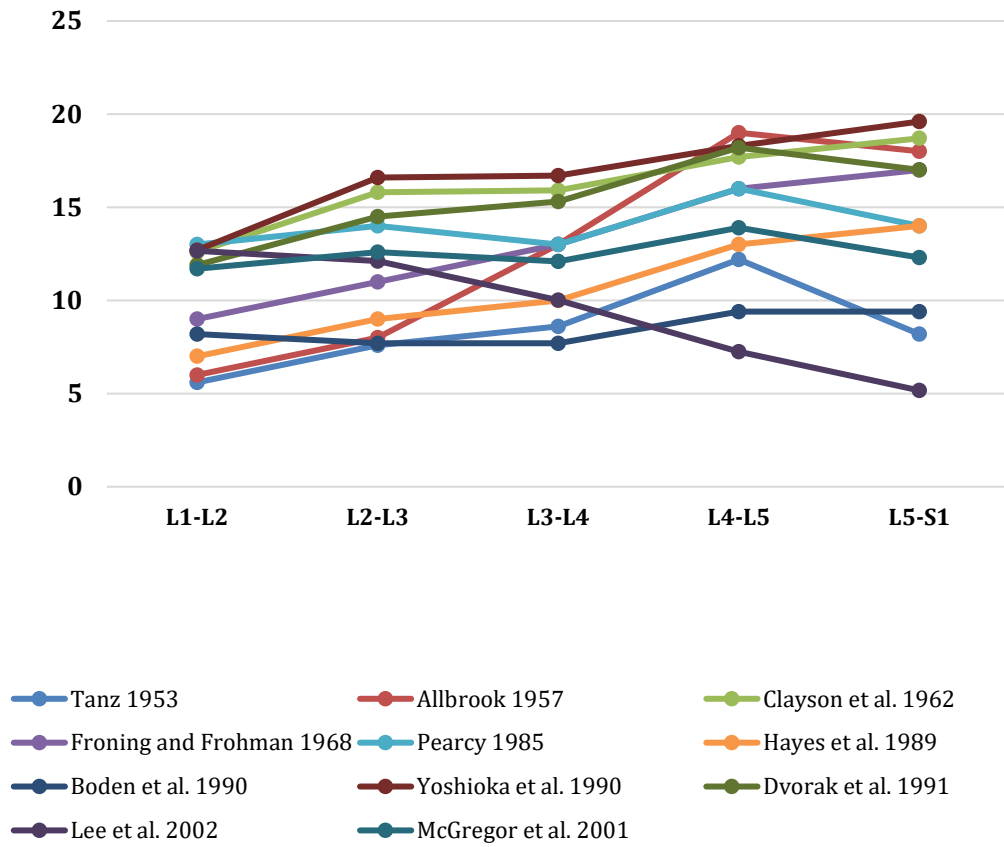


Figure 27 - Amplitudes intersegmentaires de flexion/extension du rachis lombal (°)

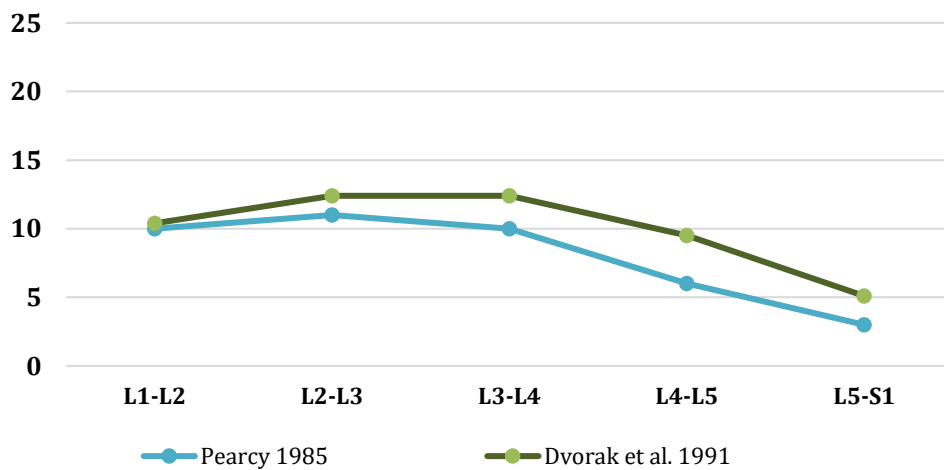


Figure 28 - Amplitudes intersegmentaires d'inclinaison latérale du rachis lombal (°)

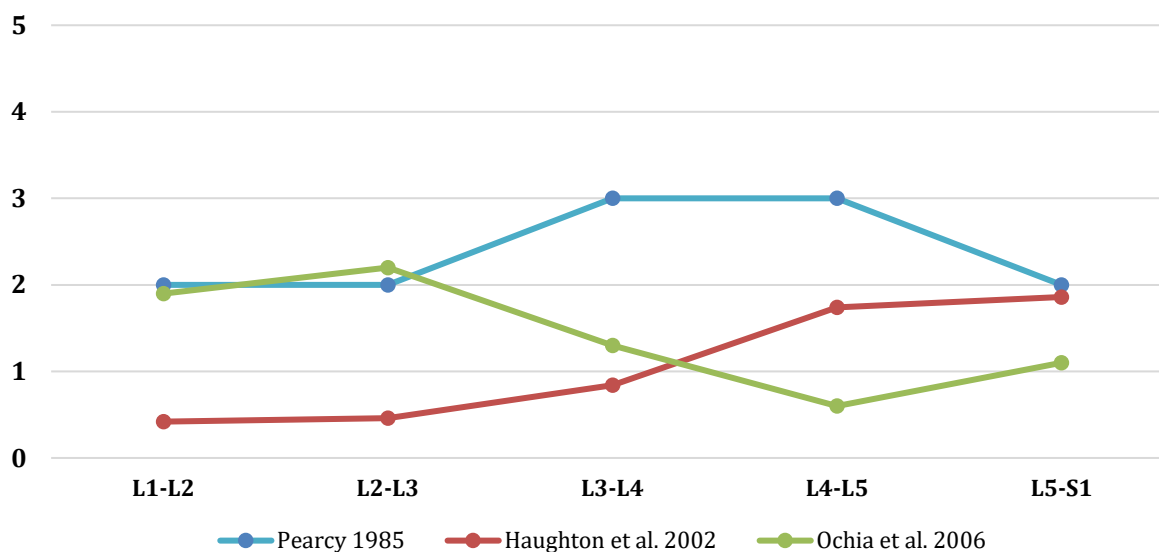


Figure 29 - Amplitudes intersegmentaires de rotation axiale du rachis lombal (°)

Concernant la rotation axiale, la détermination des amplitudes de rotation intersegmentaire est particulièrement complexe. En effet, nous ne disposons pas d'outils d'acquisition permettant une mesure simple, *in vivo*, en position debout, des vertèbres du rachis lombal. Les études faites en imagerie en coupe (39), ou biplanaires (26), précédemment citées ont cependant permis la détermination d'amplitude de rotation axiale (selon Y) des segments lombaux (**Figure 29**). Récemment, McKinnon *et al.* ont mesuré, *via* échographie avec repère opto-électronique du transducteur, la rotation intervertébrale lombale (44). Bien que la reproductibilité de la méthode n'ait pas été étudiée, les auteurs retrouvent une rotation de L1 par rapport au repère bassin d'environ 12°.

Ex vivo

Plusieurs études ont évalué ces amplitudes en analysant le comportement mécanique de colonnes vertébrales prélevées sur des corps donnés à la science. Yamamoto *et al.* en 1989 ont ainsi analysé 10 colonnes lombo-sacrales non formolées (sans préparation altérant leurs propriétés mécaniques) (45). Des ancillaires radio-transparents portant des billes de métal étaient fixés aux corps vertébraux, permettant la détermination de repères pour chaque vertèbre. Le sacrum et L1 étaient fixés dans un bloc de résine époxy. Les positions des objets était déterminées par réalisation de radiographie de profil et oblique. Les mouvements fonctionnels étaient appliqués sur la vertèbre L1 dans les 6 directions

(flexion/extension, inclinaisons droite et gauche, rotations axiales droite et gauche) à différents couples (2,5 N.m⁻¹, 5 N.m⁻¹, 7,5 N.m⁻¹, 10 N.m⁻¹). Les auteurs distinguaient dans cette étude, du fait du caractère non linéaire des propriétés mécaniques de la colonne, trois paramètres :

- La zone neutre (NZ), correspondant à un déplacement sans contrainte depuis la position neutre (**Figure 30, Figure 31 et Figure 32**).
- La zone élastique (EZ), correspondant au déplacement maximal depuis la position acquise précédemment
- L'amplitude de mouvement (ROM – *Range Of Motion*) depuis la position neutre à la position maximale.

$$ROM = NZ + EZ$$

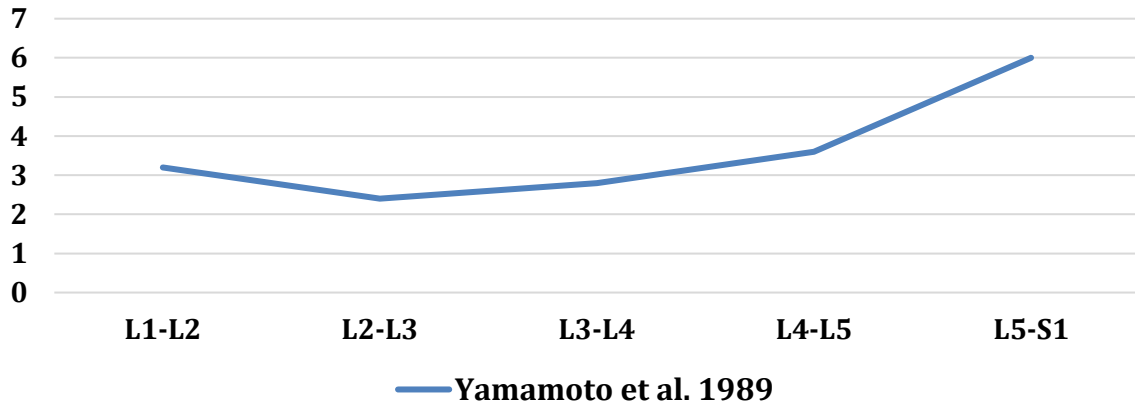


Figure 30 - Amplitudes intersegmentaires de flexion/extension, ex vivo (° NZ), d'après Yamamoto et al. (1989)

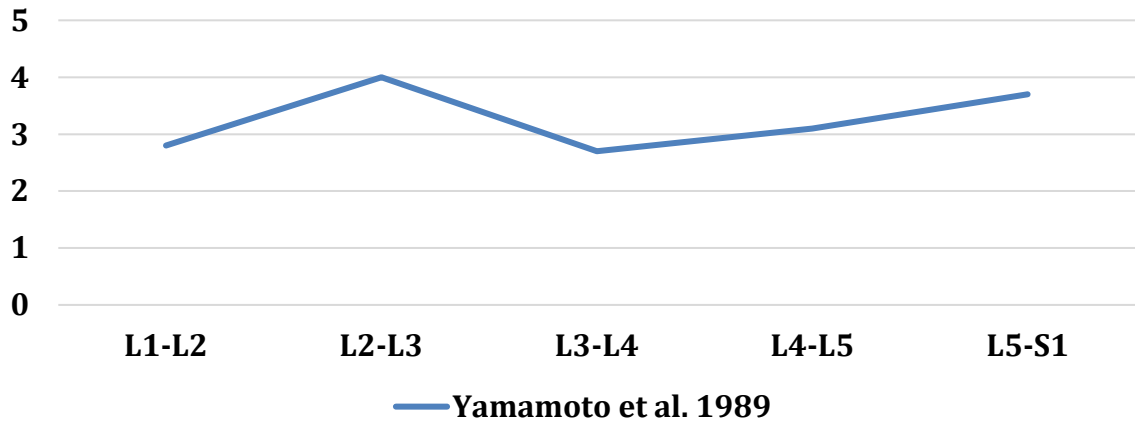


Figure 31 - Amplitudes intersegmentaires d'inclinaison latérale, ex vivo (° NZ), d'après Yamamoto et al. (1989)

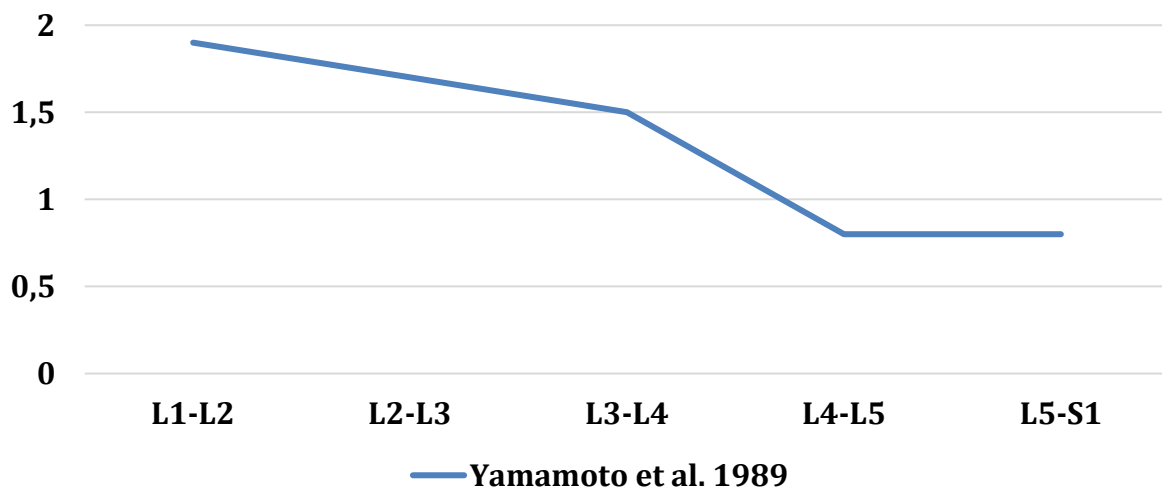


Figure 32 - Amplitudes intersegmentaires de rotation axiale, ex vivo (° NZ), d'après Yamamoto et al. (1989)

Rotation axiale et lombalgie

Le *X-factor* et *X-factor stretch* semblent être des éléments déterminants dans la genèse des blessures au golf (cf page 75), et en particulier la capacité anatomique qu'a le joueur à effectuer une rotation thoraco-lombale.

Les mobilités intervertébrales en rotation axiale, sollicitées à chaque swing, ont des facteurs limitants anatomiques. Il s'agit de limitations :

- Osseuses : par les processus articulaires supérieurs et inférieurs des vertèbres concernées.
- Ligamentaires et capsulo-ligamentaires : par le système ligamentaire intervertébral, interépineux, intertransversaire, et inter-apophysaire.
- Discales.

La sollicitation répétée de ces structures, et le gain progressif d'amplitudes articulaires en rotation pourraient être responsables de lombalgies chroniques.

Afin de comprendre quels sont les mécanismes impliqués dans la genèse des lombalgies chez les golfeurs, une modélisation du rachis est très intéressante, grâce au système EOS par exemple, car elle permet la personnalisation des paramètres morphologiques et statiques du rachis lombal du joueur. Cependant, l'acquisition standard, statique, ne permet pas de rendre compte du comportement dynamique du rachis en rotation, lors du *backswing*. Afin d'étudier la transformation de la vertèbre entre la position de repos et la fin du *backswing*, une acquisition du rachis en *backswing* est nécessaire. Le recalage des modèles 3D des corps vertébraux peut ainsi être réalisé, afin de déterminer la capacité de rotation axiale du rachis ainsi que sa distribution le long du rachis au cours du swing.

Détermination de la rotation axiale

La rotation vertébrale axiale fonctionnelle, suivant l'axe Y défini par l'ISB (23), est difficile à estimer. Les premiers travaux datent du milieu du siècle dernier, et se basaient sur l'observation simple des structures anatomiques des vertèbres sur des radiographies standards de face. Dans la scoliose, la rotation axiale des vertèbres est estimée en utilisant la position relative des pédicules et les processus épineux par rapport au corps vertébral (46–48) (

Figure 33 et Figure 34).

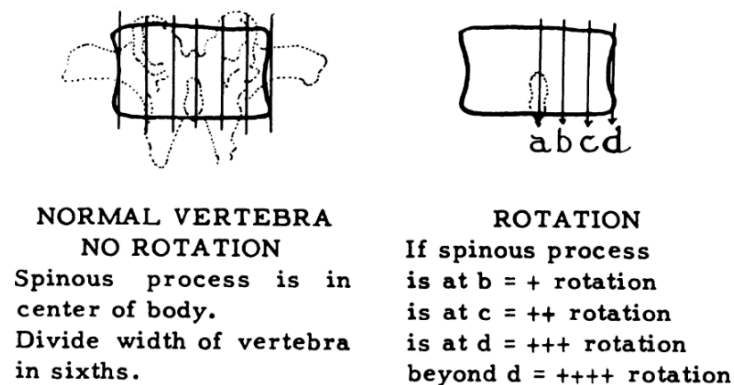


Figure 33 - Détermination de la rotation vertébrale axiale basée sur le processus épineux, dans la scoliose (Nash, 1969).

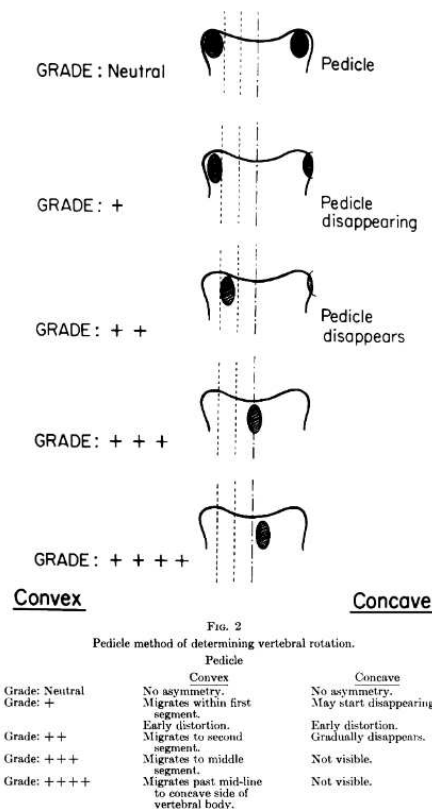


Figure 34 - Détermination de la rotation vertébrale basée sur les pédicules, dans la scoliose (Nash, 1969).

Plusieurs auteurs ont essayé de déterminer les amplitudes articulaires en rotation du rachis lombal en utilisant des technique radiologiques (49,50) ou plus invasives (30) par l'utilisation de broches métalliques implantées in vivo dans les processus épineux (**Tableau 4**). L'ordre de grandeur de cette

rotation sur l'ensemble du rachis lombal de sujets sains est d'environ 10°. Les quelques études ayant cherché à analyser la distribution intervertébrale de cette rotation ont également pu montrer que celle-ci n'était pas homogène mais cette hétérogénéité n'était pas identique suivant les études (37,39,45). La question de la précision des mesures peut être posée pour expliquer ces résultats variés mais il est également possible de s'interroger sur le rôle de la population étudiée (caractéristiques et nombre de sujets).

Skalli *et al.* ont modélisé mathématiquement l'incertitude de mesure de la rotation sur une acquisitions de radios 2D stéréographiques (51). Pour une rotation de 10°, l'incertitude était évaluée à 2°, mais pouvait atteindre 16° pour des rotations importantes (30°).

L'étude de Gregersen et Lucas, par l'utilisation de broches métalliques fixées dans les processus épineux a permis une précision de mesure plus importante, mais était très invasive et ne serait plus accepté dans le cadre législatif actuel (30). Plus récemment, Perez *et al.* ont étudié (travaux non publiés), à l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, les amplitudes articulaires en rotation sur des spécimens de rachis lombal *in vitro*, après incarceration de billes métalliques. Ils retrouvaient une amplitude de rotation axiale de 2 à 6° selon les niveaux, de répartition variable le long du rachis lombal.

S'il paraît intéressant de tester ces mobilités vertébrales dans une population de golfeurs, les modes de détermination présentés ci-dessus montrent plusieurs inconvénients. Le premier est l'irradiation du sujet, par la réalisation de clichés radiologiques multiples, ou d'une acquisition scanographique bien plus irradiante, limitant leur utilisation à un contexte expérimental. La position utilisée est également importante car susceptible de modifier les positions vertébrales. L'ensemble des études réalisées par acquisition scanographique ou IRM se font en décubitus dorsal. La rotation, passive, du rachis y est mise en place au moyen d'une table de dissociation thoraco-pelvienne.

Ces limitations nécessitent de trouver d'autres moyens de détermination des amplitudes articulaires qui soient moins irradiants, moins invasifs, et réalisables en pratique courante, en position physiologique (debout), et de manière active par le sujet. Le système de stéréographie EOS associé aux méthodes de reconstruction 3D (52,53), de par son faible niveau d'irradiation, paraît une alternative intéressante dans cet objectif.

Tableau 4 - Etudes des amplitudes de rotation vertébrale axiale du rachis lombal

Auteur	Date	Position	Nombre de sujets	Technique	L1L2	L2L3	L3L4	L4L5	L5S1	L1S1	T12S1
Gregersen & Lucas (30)	1967	Debout	7	Broches métalliques intra-épineuses							10° ± NC
White (49)	1978	-	-	Radiographies						13°	
Castaing (50)	1979	-	-	Radiographies						10°	
Pearcy (54)	1984	-	-	Radiographies	2° (0-3)	2° (1-3)	3° (1-5)	3° (1-5)	2° (0-3)		
Yamamoto (45)	1989	In vitro	10	Spécimens	2,3° ± 0,5	2,6° ± 0,4	2,6° ± 0,4	2,2° ± 0,4	1,4° ± 0,2		
Mc Gregor (55)	1997	Debout	203	Potentiomètre							27,0° ± 7,5°
Haughton (56)	2002	Couché	15	IRM (T2)	0,42° (-1,0 à 3,0)	0,46° (-1,8 à 2,1)	0,84° (-0,2 à 1,8)	1,74° (-0,4 à 5,7)	1,86° (0,8 à 2,6)		
Ochia (57)	2006	Couché	15	TDM	2° ± 0,1	2,1° ± 0,2	1,3° ± 0,3	0,6° ± 0,4°	0,8° ± 0,3	6,7°	

Recalage vertébral

Le système EOS (cf. *page Système EOS56ci-dessous*) permet la modélisation du rachis et des membres inférieurs, sous forme de modèles surfaciques 3D personnalisés (52). A partir d'une acquisition dite standard (« *free stand up* »), la combinaison stéréotaxique de 2 vues (face et profil) permet une reconstruction fidèle des objets et de leurs orientations dans le repère du système, selon les axes X, Y et Z.

Le processus de reconstruction débute par la définition d'une « *spline* », qui permet de donner la forme générale du rachis. Des modèles pré-calibrés de vertèbres sont ensuite chargés par le logiciel, puis une retouche manuelle permet de préciser les contours des corps vertébraux, par un ensemble de points prédéterminés, en regard des bords des plateaux vertébraux, sur les 2 vues. Enfin le processus épineux est orienté pour correspondre à celui de la vertèbre. La précision de la reconstruction de l'arc vertébral postérieur est à ce jour encore faible et ne permet pas une reproduction fidèle de la vertèbre concernée.

La répétabilité et la reproductibilité de ces reconstructions, en termes d'orientation dans le repère EOS, a été étudié par Dumas *et al.* (58). Ils retrouvaient une erreur moyenne de 1,4° en rotation axiale (selon Y), 0,7° en rotation sagittale (selon Z), 0,6° en rotation frontale (selon X°). Ces mesures ont été réalisées sur des spécimens de vertèbres positionnés manuellement et radiomarqués par l'incarcération de billes métalliques.

Une autre technique est basée sur le recalage rigide d'objets 3D et a été utilisée, dans le système EOS, sur différents segments osseux. Dagneaux *et al.* se sont ainsi intéressés au recalage du fémur et de la patella (59). Cette technique permet de prendre un modèle défini sur une acquisition standard, et de le repositionner sur une autre acquisition dans une position différente. Dans leur étude, Dagneaux *et al.* concluent à une reproductibilité du recalage de la patella par rapport au fémur faible selon X et Y (5,8° et 5°), et moyenne à bonne selon Z (2°), dans le repère patella.

Le système EOS et le processus de recalage rigide des objets 3D présentent un intérêt dans l'étude des rotations vertébrales du rachis lors du swing. Une acquisition standard est réalisée, permettant la reconstruction du rachis. Les objets 3D (*i.e.* les vertèbres reconstruites) définis sont ensuite replacés sur une vue en position différente (en position de *backswing*) afin d'y être replacés par translations et rotations successives selon les axes X, Y et Z indépendamment. La transformation entre l'orientation de l'objet en position standard et en rotation peut alors être calculée.

Lors d'une étude de faisabilité, Bourgain *et al.* ont appliqué cette méthode sur un sujet golfeur, et les angles mesurés étaient en accord avec les données de la littérature. Il paraissait alors intéressant de poursuivre ce travail afin d'explorer les paramètres fonctionnels du rachis des golfeurs et d'investiguer leur potentiel lien avec l'apparition de blessures. Pour cela, la quantification des incertitudes de la méthode est un préalable nécessaire à cette étude.

Identification des besoins

Dans le contexte de rotation vertébrale, l'utilisation d'une méthode de double reconstruction, avec étude de la transformation du même objet reconstruit 2 fois, présente plusieurs inconvénients. Le premier est que dans une position de *backswing*, en rotation maximale, les repères anatomiques usuellement utilisés dans la reconstruction, sont considérablement modifiés, ce qui génère un risque d'erreur plus élevé et majore l'imprécision de la mesure. De plus, le travail de reconstruction est doublé.

Le second est lié au modèle actuel de vertèbre. La reconstruction de l'arc vertébral postérieur reste pour le moment encore approchée, même si des améliorations notables sont en cours. Or c'est l'arc vertébral postérieur qui est l'élément de repère principal de la détermination de la rotation vertébrale axiale (54). De plus, l'utilisation des outils classiques du système EOS (détermination de la rotation vertébrale), développés pour le diagnostic et le suivi des pathologies scoliotiques, n'est pas adaptée à une rotation fonctionnelle, et non structurelle.

Au regard de ces constatations, une nouvelle méthode pour faciliter et améliorer le recalage vertébral était nécessaire afin de pouvoir étudier les paramètres fonctionnels des rachis lombaux d'une population de golfeurs. L'enrichissement de l'objet 3D par l'ajout de points caractéristiques de l'arc postérieur, à l'instar des travaux de Pearcy (54), et déterminant pour la mesure de la rotation axiale à travers les effets de projection sur les vues frontale et sagittale, semblait intéressant pour améliorer et simplifier la procédure de recalage tout en s'affranchissant de la reconstruction de l'arc vertébral postérieur.

Articulations coxo-fémorales

Les **articulations coxo-fémorales**, ou hanches, sont des **énarthroses**. La forme sphérique de leurs surfaces articulaires, de type cupule/sphère, permet des rotations selon 3 axes de mobilité (**Figure 35**) :

- Latéro-médial : mouvements de **flexion** et **extension** (axe **vert**),
- Antéro-postérieur : mouvements d'**abduction** et **adduction** (axe **jaune**),
- Cranio-caudal : mouvements de **rotations médiale** et **latérale** (axe **rouge**).

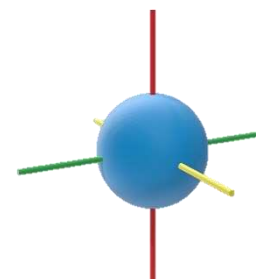


Figure 35 - Axes de rotations coxo-fémoraux

Les amplitudes de rotations selon chacun de ces axes sont variables selon l'âge, le sexe, la conformation articulaire, la pratique sportive, les positions des articulations sus et sous-jacentes. On considère l'amplitude de flexion proche de 120° chez l'adulte, la rotation médiale 35 à 40°, la rotation latérale 30° environ (60).

POINTS CLES

L'anatomie fonctionnelle du complexe spino-pelvi-fémoral est la résultante des **interactions** entre ses **différentes parties**.

Des **éléments articulaires et musculaires** en conditionnent les amplitudes.

La **détermination de ces amplitudes peut être complexe** chez le sujet, en particulier lors d'une **analyse intersegmentaire** (intervertébrale).

La **rotation axiale intervertébrale** du rachis **lombal** est considérée comme **faible**.

Outils d'imagerie

Système EOS

Le suivi régulier, par l'imagerie, des enfants et adolescents nécessite l'utilisation raisonnée des dispositifs radiologiques compte tenu du risque d'irradiation. Le système EOS® (EOS Imaging, France) est un dispositif d'imagerie radiologique innovant, développé au sein de l'IBHGC³⁶ à partir d'une technologie de détecteur à gaz, permettant de diminuer la dose de rayonnement X (52). La prise simultanée de clichés de face et profil en position debout permet ainsi l'analyse de la morphologie et de l'équilibre du squelette, et en particulier de système spino-pelvien.

Cet outil a été largement développé dans le cadre du suivi des problématiques de scoliose de l'enfant et de l'adolescent grâce à ces nombreux avantages (très faible irradiation, reconstruction 3D, acquisitions en charge, temps de passage court). Il constitue aujourd'hui l'examen de référence dans ces indications de troubles de la statique. Il permet en outre l'analyse morphologique du squelette axial et des membres inférieurs ce qui fait de cet examen un outil pertinent dans le suivi des troubles squelettiques des adolescents sportifs. Il ne permet cependant à ce jour pas une utilisation aux membres supérieurs ni de caractériser le système musculaire.

Les méthodes associées de reconstruction 3D du bassin et de la colonne vertébrale ont été publiées (61–65). Elles sont largement utilisées en pratique clinique, la précision des mesures basées sur les images EOS variant entre 3° et 6° pour les calculs de cyphose et de lordose, et entre 1° et 3° pour les mesures des paramètres d'équilibre pelvien.

³⁶ Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak

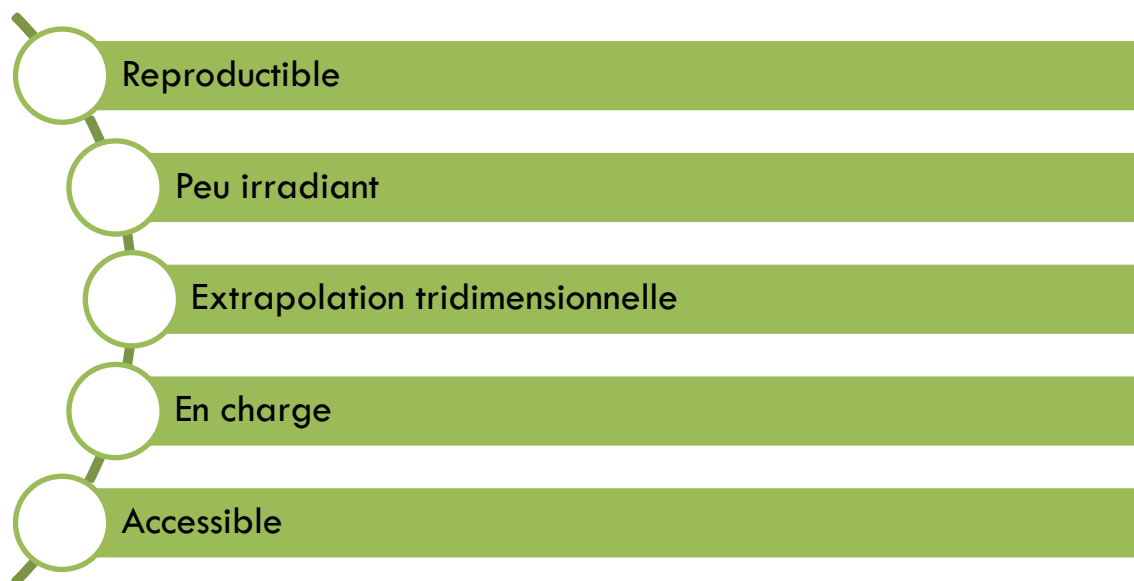


Figure 36 - Avantages du système EOS



Figure 37 - Inconvénients du système EOS

Autres dispositifs d'imagerie

Les différentes modalités d'imagerie du système musculosquelettique disponibles, avec leurs avantages et inconvénients respectifs, sont présentées dans le **Tableau 5**.

Tableau 5 - Comparatif des différentes modalités d'imagerie

	Echo.	Rx	TDM	IRM	EOS
Accessibilité	+++	+++	++	+	+++
Reproductibilité	+	+++	+++	+++	+++
Dimensions	2D	2D	3D	3D	2D+1
Morphologique	+	+	+	+	+
Statique	0	+	0	0	+
Fonctionnel	+/-	+/-	+/-	+/-	?
Membres supérieurs	+	+	+	+	0
Opérateur dépendant	+++	0	0	0	+
Système musculaire, tendineux et ligamentaire	+++	0	+	+++	0
Irradiation	0	++	+++	0	Faible

Parmi les systèmes non irradiants, l'échographie permet l'exploration du système musculaire, tendineux et ligamentaire d'une région donnée. Elle a donc un intérêt morphologique dans l'étude de ces structures. Elle se focalise uniquement sur une zone donnée, en 2D, avec une vision partielle. Elle ne permet donc pas d'exploration de la statique. Son principal intérêt réside dans la possibilité de mobiliser les structures au cours du mouvement pour en évaluer la trophicité ou la fonction.

L'IRM³⁷ n'est pas irradiante. Elle est basée sur l'alignement des moments magnétiques des spins des atomes des structures étudiées par aimant supraconducteur. Elle permet l'étude en 3D des structures osseuses, ligamentaires, tendineuses musculaires sur le plan morphologique. L'examen est réalisé en décubitus dorsal³⁸, ce qui ne permet pas une évaluation de la statique.

³⁷ Imagerie par Résonance Magnétique

³⁸ Allongé sur le dos

La TDM³⁹ est basée sur une technologie de balayage de rayons X, en coupe axiale, avant de permettre une reconstruction en 3D. Elle permet une meilleure évaluation de la structure osseuse et est plus facile d'accès. C'est une technologie irradiante qui n'est pas envisageable en suivi de routine d'adolescent.

Nous avons donc fait le choix d'utiliser le système EOS comme moyen d'évaluation dans le cadre de ce travail, car il s'agissait de celui qui permettait d'atteindre les objectifs déterminés en limitant l'irradiation.

POINTS CLES

Le **système EOS** a révolutionné l'évaluation et la prise en charge des **problématiques rachidienne**, en particulier chez l'enfant.

Il permet une **évaluation morphologique** et **statique** du complexe spino-pelvi-fémoral **en charge**.

Il est **peu irradiant** et pourrait être inclus dans le **suivi systématique des sportifs**.

Il pourrait permettre une **évaluation des propriétés fonctionnelles**, en particulier la rotation axiale, du rachis ***in vivo***.

³⁹ Tomodensitométrie

Activité physique, sport et croissance

Définitions, bénéfices et risques

Définitions

Activité physique



L'activité physique est définie par l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS) comme « *tout mouvement corporel produit par les muscles squelettiques qui requiert une dépense d'énergie. L'activité physique désigne tous les mouvements que l'on effectue notamment dans le cadre des loisirs, sur le lieu de travail ou pour se déplacer d'un endroit*

à l'autre » (1). Ainsi, l'activité physique fait partie intégrante de la vie du sujet, sans notion de règles, de niveau ou de performance.

Ses bénéfices sont nombreux :

- Prévention du risque cardiovasculaire (66,67),
- Amélioration de la santé mentale (68,69),
- Amélioration de la qualité de vie (70,69),
- Augmentation de l'espérance de vie (71).
- Diminution du risque tumoral (72–74).

Sport

Le dictionnaire Larousse définit le sport comme « *l'ensemble des exercices physiques se présentant sous forme de jeux individuels ou collectifs, donnant généralement lieu à compétition, pratiqués en observant certaines règles précises* ». Le sport ajoute donc à l'activité physique la notion de performance.



La promotion de l'activité physique chez le jeune enfant

En 2010, l'OMS a proposé des volumes d'activités physiques nécessaire à la bonne santé par tranche d'âge. Ainsi, les enfants de 5 à 17 ans devraient consacrer 1 heure par jour à une activité physique d'intensité modérée à soutenue de manière quotidienne (**Figure 38**) (1). Parmi ces heures de pratique, 3 séances par semaine devraient intégrer une activité d'endurance soutenue ainsi qu'une activité renforçant le système musculosquelettique. Conjointement à ces besoins essentiels, la sédentarité doit être limitée au maximum, en particulier en limitant l'utilisation de dispositifs numériques comme les écrans. Il convient de noter qu'il n'est pas fait de distinction pour les enfants en situation de handicap, pouvant donc présenter des déficiences et limitations d'activité.

Dans ces mêmes recommandations, l'OMS précise plusieurs points :

- Les activités physiques sélectionnées pour les enfants doivent contribuer « à leur développement naturel » et doivent être « agréables et sûres ».
- Elles doivent être essentiellement des activités d'endurance.
- Ces niveaux d'activité « s'ajoutent à l'exercice physique, accumulé au cours des activités quotidiennes habituelles à visée non récréative ».
- Une pratique de plus de 60 minutes par jour « apporte un bénéfice supplémentaire pour la santé ».

A l'échelle nationale, en février 2016, l'ANSES⁴⁰ actualise les recommandations du programme national nutrition santé (PNNS) datant de 2001 (75). Dans ce rapport, l'agence recommande la pratique de « 60 minutes par jour d'activité physique d'intensité modérée à élevée » chez les enfants de 6 à 17 ans.

Dans une circulaire du 12 janvier 2022⁴¹, le Ministère de l'Education Nationale s'est engagé à ce que les élèves puissent bénéficier de 30 minutes d'activité physique quotidienne (« 30' APQ »).

⁴⁰ Agence Nationale de Sécurité Sanitaire, alimentation, environnement, travail

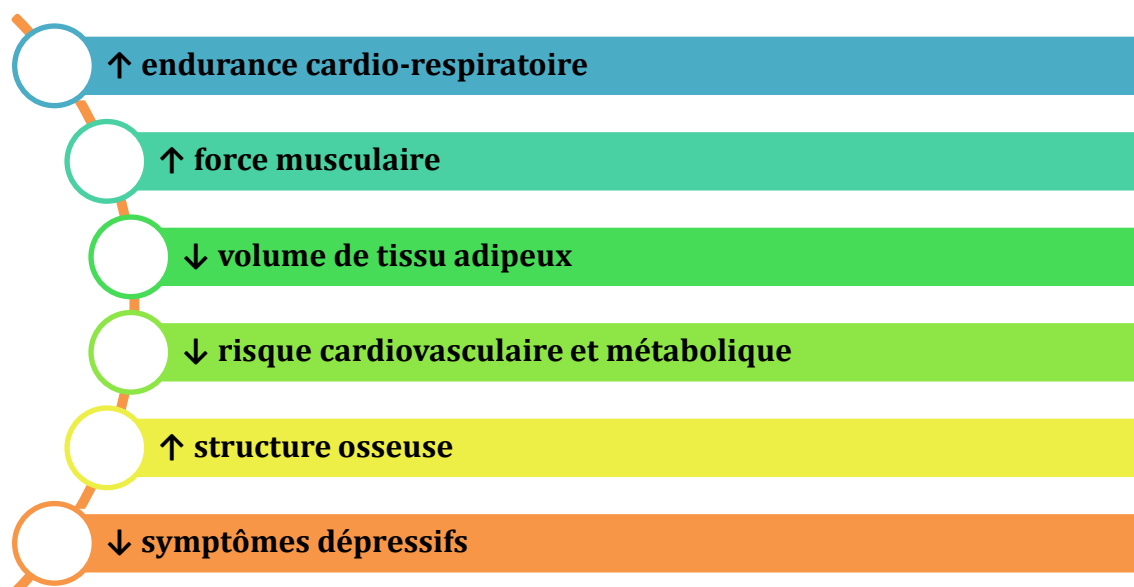
⁴¹ Circulaire MENE2201330C



Figure 38 - Recommandations OMS pour les enfants de 5 à 17ans (d'après WHO, 2020)

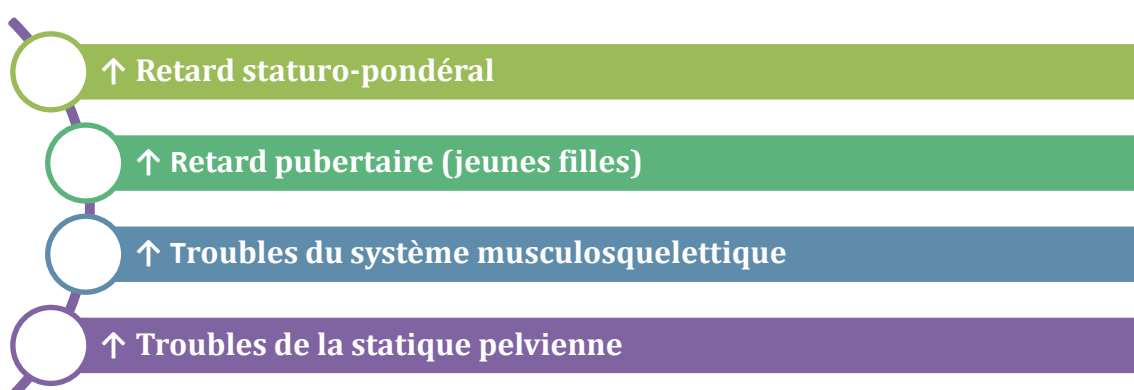
Bénéfices

Les bénéfices de l'activité physique sont nombreux chez l'enfant et l'adolescent de 5 à 17 ans (76). Plus les enfants pratiquent d'activités physiques, plus les bénéfices sont importants, parmi lesquels :



Risques

En décembre 2018, l'Académie de Médecine a publié un rapport sur les conséquences de la pratique sportive de haut niveau chez les adolescentes, prenant l'exemple des sports dits d'apparence (77). Un volume horaire supérieur à 20h par semaine pouvait être responsable :



POINTS CLES

L'activité physique est **indispensable** au **développement harmonieux de l'enfant**.

Elle doit être promue à hauteur d'**une heure d'activité modérée à intense par jour**, principalement en **endurance**.

Ses **bénéfices** sont **multiples** (cardiovasculaires, neuro-musculaires, thymiques...).

Sa pratique doit être encadrée, en particulier pour les sports dit « d'apparence », pour **limiter les conséquences hormonales et musculo-squelettiques** d'une pratique excessive.

Le Golf

Généralités

Le golf est un sport qui consiste à envoyer une balle avec un club dans un trou en un minimum de coups. Un parcours consiste en une succession de trous, 9 ou 18, de difficultés et de configurations variables, nécessitant l'utilisation de *clubs* de formes et tailles diverses. Entre les coups, les joueurs se déplacent à pied soit en portant, soit en tractant,



leur matériel sur une distance de 5 à 10 km selon les parcours. L'utilisation d'une voiturette est également possible, en dehors des compétitions

On distingue 2 types de mouvements lors de la pratique : le *swing* et le *putt*. Le *swing* est un geste à très haute vitesse au cours duquel le sujet amène le club en arrière et au-dessus des épaules, avant d'inverser le mouvement de rotation pour venir frapper la balle. Pendant le *swing*, une rotation globale du corps est nécessaire pour fournir au club une énergie cinétique élevée. Elle nécessite la rotation axiale de la colonne vertébrale, et plus largement de l'ensemble du squelette axial et des membres inférieurs. Le *putt* est au contraire très lent. Il vise à terminer le coup avec précision.



Selon la latéralité du joueur, on parlera du côté dominant (*Lead*, orienté vers la cible, gauche pour les droitiers) et du côté non dominant (*Trail*, à l'opposé de la cible, droit pour les droitiers).

Population de licenciés

Le golf est un sport de plus en plus pratiqué dans le monde (55 millions de licenciés en 2003)(78). Depuis 2016, le nombre de licenciés en France est en augmentation régulière, avec un rebond en 2021 suite à la pandémie de Covid et la baisse observée l'année précédente (79), probablement favorisée par la pratique d'une activité physique en extérieur permettant le maintien de mesures barrières dans cette population cible (80).



Figure 39 - Evolution du nombre de licenciés FFGolf sur 10 ans (FFGolf, 2021)

En France, les joueurs de golf licenciés sont âgés de 53 ans en moyenne (79), les paramètres physiologiques d'endurance et de force n'étant pas au premier plan, à la différences des paramètres techniques. Cependant de plus en plus de joueurs commencent leur pratique à un âge précoce, c'est-à-dire avant le pic de croissance, et ce de manière intensive notamment dans l'objectif d'une carrière professionnelle. Ainsi en 2005, parmi les jeunes joueurs licenciés, la catégorie des 13 ans était la plus représentée chez les filles, contre 16 ans chez les garçons (pour respectivement 900 filles et 3000 garçons). En 2021, l'âge le plus représenté descendait à 11 ans dans les 2 sexes (3000 garçons/1200 filles environs). En 2017, il était même de 9 ans chez les filles, et 10 chez les garçons. Un second pic s'observe à 70 ans dans les 2 sexes (**Figure 41**).

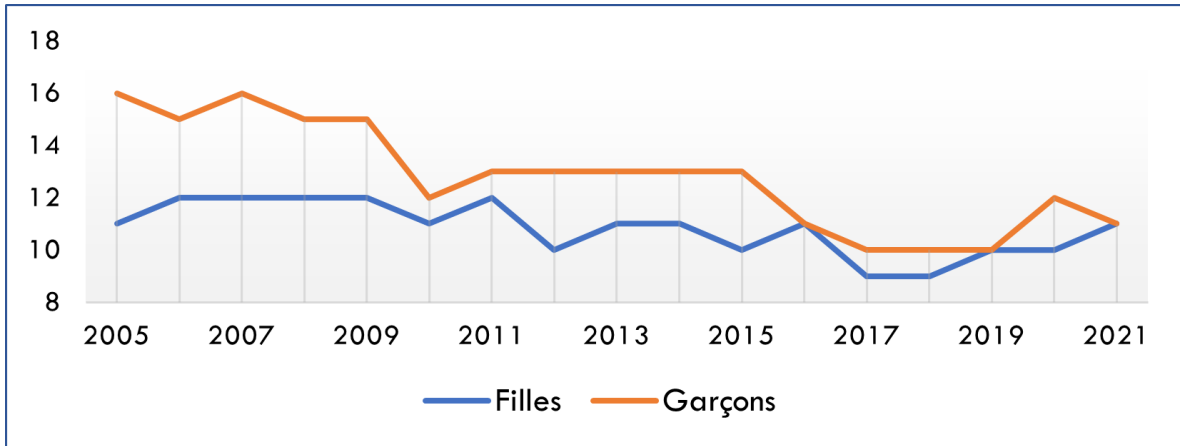


Figure 40 - Evolution du pic de fréquence de licences des jeunes joueurs licenciés FFGolf (d'après FFGolf)

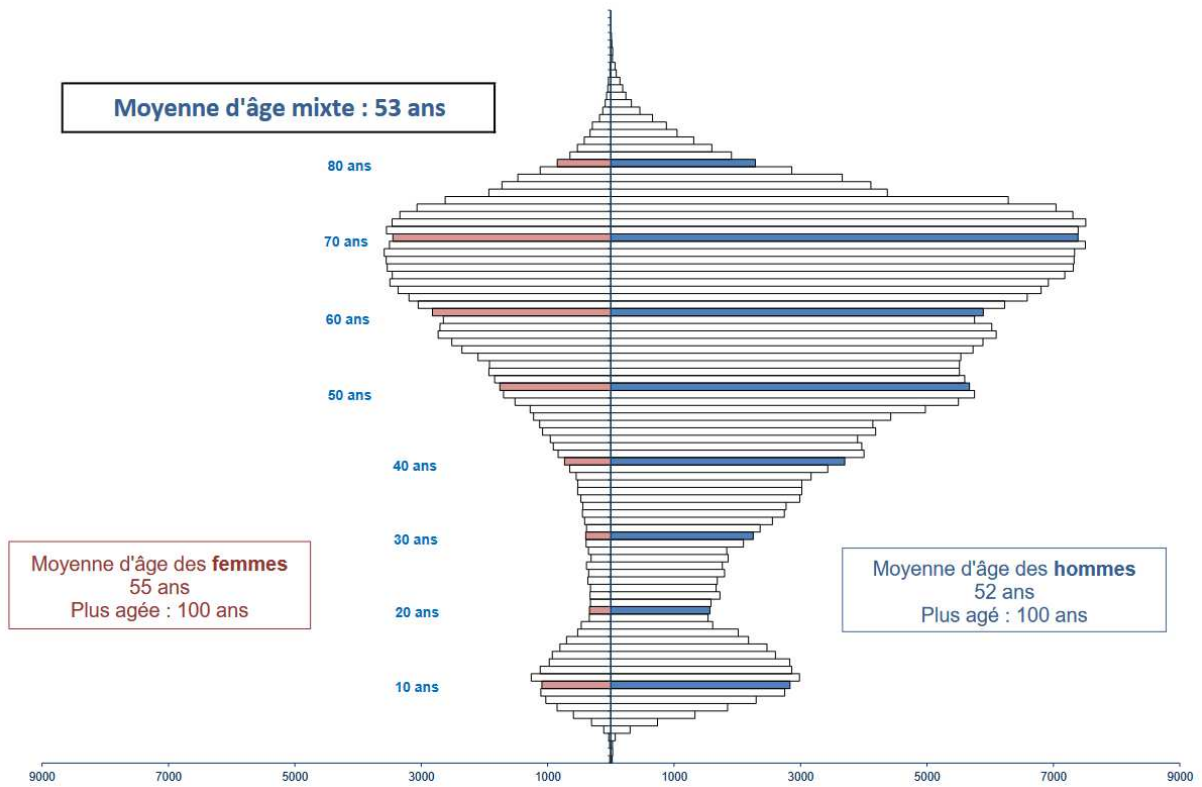


Figure 41 - Pyramide des âges des licenciés de la FFGolf en 2021 (d'après FFGolf)

Particularités techniques

Terrain

A chaque trou, il existe plusieurs zones de jeu distinctes (**Figure 42**) :

- L'aire de départ [1] : le joueur place sa balle sur un *tee*⁴² pour la frapper. C'est la zone de début du trou.
- Le *fairway* [7] : zone herbeuse sur tout le trajet potentiel de la balle, entre l'aire de départ et la cible (trou).
- Le *rough* [3] : zones alentours, constituées d'herbes hautes et de végétation.
- Le *green* [8] : zone située autour de la cible (trou) [10] matérialisée par un drapeau [9]. Il est constitué d'herbe particulièrement rase.
- Les obstacles. Il existe différents types d'obstacles, parmi lesquels les *bunkers* [5] (obstacle creux, rempli de sable, généralement situé à proximité du green), les arbres, les étendues d'eau [2, 6].

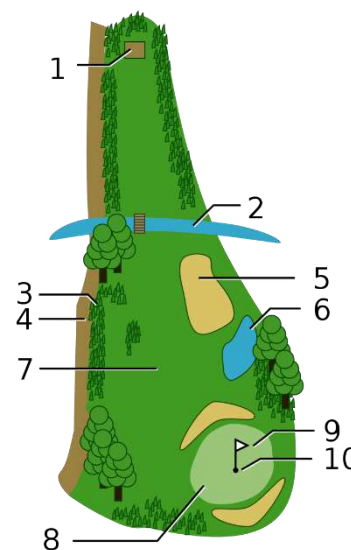


Figure 42 - Zones de pratique au golf
(Wikipedia, 2009)

Matériel

Le golfeur a différents types de clubs à sa disposition qui lui permettent de frapper la balle, parmi lesquels (**Figure 43**) :

- Les **bois**. En particulier, le bois numéro 1 est appelé *driver*. Il est généralement utilisé au premier coup du trou car il permet de parcourir la plus longue distance avec un angle d'ouverture très faible.
- Les **fers**. Numérotés de 1 à 9 en fonction de leur ouverture, ils permettent de parcourir des distances longues (1 à 5) à intermédiaires (6 à 9). Il existe également des *wedges*, *sandwedges*, et *lob-wedges* avec un degré d'ouvertures très important afin de lever la balle haut pour passer un obstacle, sortir d'un bunker, etc...

⁴² Un **tee** est un objet, uniquement utilisable sur l'aire de départ lors du premier coup du trou, qui permet de surélever la balle.

- Le **putter** est un petit club, de forme très différente des précédents. Il permet de jouer des coups de précision sur le *green* en faisant rouler la balle vers le trou.

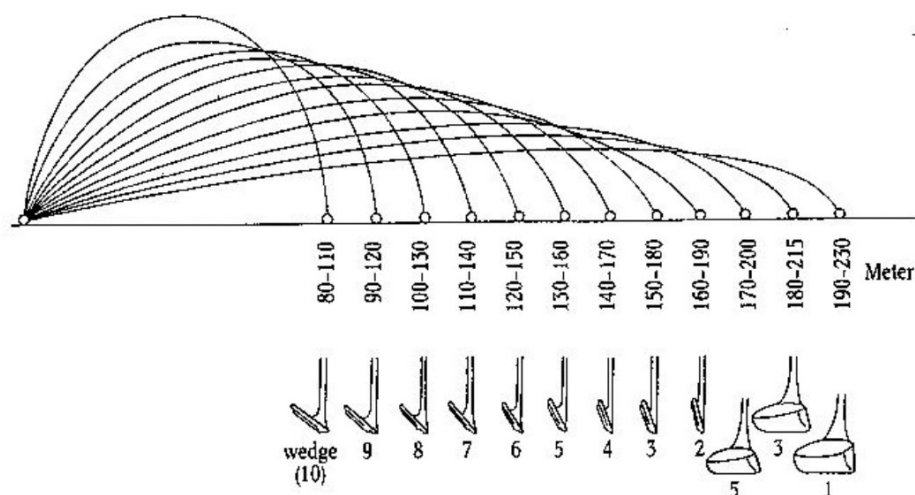


Figure 43 - Les clubs de golf (d'après golfersparadise.ch)

Phases du swing

Le swing comporte 4 phases distinctes (**Figure 44**) :

- L'**address** : le joueur se positionne, prend ses repères et se prépare au swing (phase statique).
- Le **backswing** : le joueur fait monter le club vers l'arrière et le haut.
- Le **downswing** : le joueur amorce le mouvement inverse, avec une accélération de la vitesse de la tête de club en direction de la balle. Cette phase se termine à l'impact.
- Le **follow-through** : le club poursuit sa course et le joueur l'accompagne en le freinant progressivement.

Ces termes sont classiquement utilisés en français pour décrire les phases du swing.

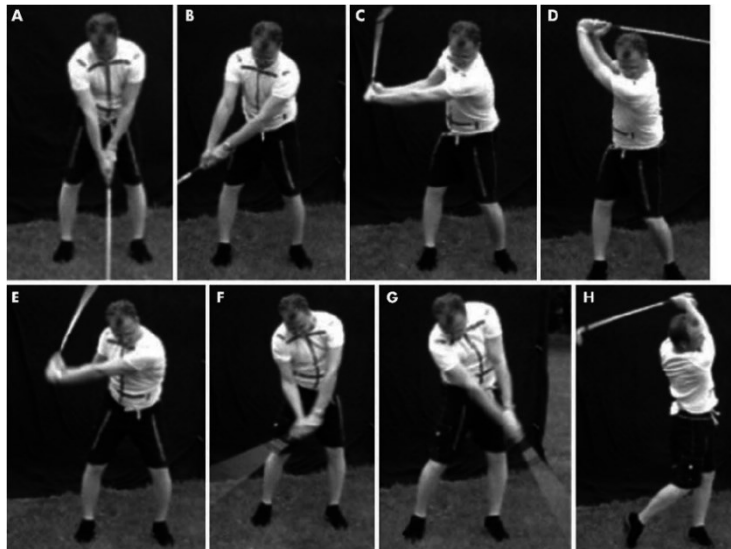


Figure 44 - Phases du swing (McHardy, 2005)

(A) Address position; (B) early back swing; (C) late back swing; (D) top of swing; (E) down swing; (F) acceleration; (G) early follow through; (H) late follow through.

Type de swing

On distingue le swing classique, considéré comme une rotation douce et rythmée des ceintures pelvienne et scapulaire, et le swing moderne qui "sollicite les muscles et les articulations de la colonne vertébrale pour générer un mouvement plus puissant et efficace » (81). Dans ce dernier, le mouvement de *downswing* est initié par les hanches puis transmis à la colonne et au thorax par un étirement des structures musculo-ligamentaires (Figure 45).

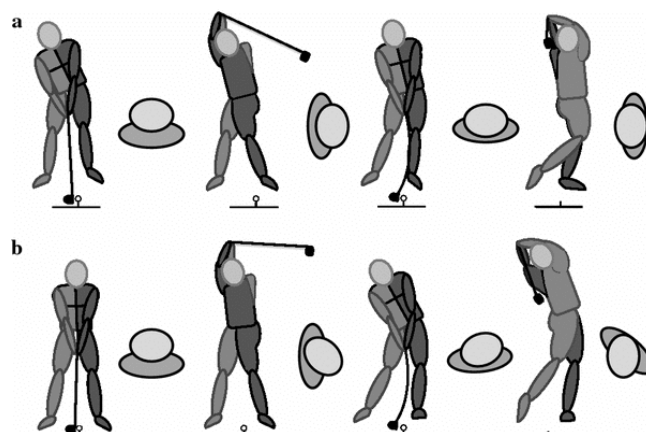


Figure 45 - Types de swings : a - Classique ; b - Moderne (Cole et Grimshaw, 2016)

Contraintes mécaniques

L'objectif du swing est de propulser la balle le plus loin, avec une vitesse de la tête de club à l'impact la plus élevée possible. Ce geste est responsable de mouvements de torsions, compressions, cisaillements responsables de contraintes majeures sur la colonne vertébrale. Ainsi, le pic de force en compression a été évalué par Lim *et al.* chez des joueurs de niveau national à $4,8xPdC$ (Poids de Corps) entre les vertèbres L4 et L5 en phase de *backswing*, et à $6,5xPdC$ dans la phase descendante du swing (*forward*) (82). Les forces de cisaillements antéro-postérieures et latérales en regard du disque étaient bien plus faibles (respectivement $1,6xPdC$ et $0,44xPdC$) (**Tableau 6**).

Sa répétition au cours d'une saison (environ 200 swings par séance pour un joueur amateur, entre le *practice* avec plusieurs seaux de 50 à 100 balles, et le parcours de 18 trous et ses 70 coups minimum) peut être responsable de lésions de type surmenage⁴³. La cause la plus fréquemment décrite des lésions observées au golf, en particulier de la colonne, étant le stress mécanique trop important par un entraînement ou un jeu excessif (83,84).



Tableau 6 - Forces de compression moyennes et maximales et amplitudes des forces de cisaillement antéro-postérieur (A-P) et médio-latéral (M-L) pour différentes phases d'un swing de golf (moy \pm SD; en Poids de corps) entre L4 et L5 (Lim *et al.*, 2012).

Phase	Compressive load		A-P shear		M-L shear	
	Average	Peak	Minimum	Maximum	Minimum	Maximum
Backswing	-3.69 ± 0.47	-4.77 ± 0.72	-0.21 ± 0.07	0.41 ± 0.12	-0.05 ± 0.09	0.57 ± 0.27
Forward swing	-4.11 ± 0.45	-6.53 ± 1.00	0.01 ± 0.29	0.80 ± 0.25	-0.23 ± 0.25	0.44 ± 0.24
Acceleration	-6.05 ± 1.26	-6.29 ± 1.46	0.55 ± 0.35	0.70 ± 0.38	-0.40 ± 0.43	-0.04 ± 0.42
Early follow-through	-5.31 ± 0.81	-5.57 ± 0.94	0.71 ± 0.28	0.97 ± 0.35	-0.60 ± 0.63	-0.44 ± 0.56
Late follow-through	-2.98 ± 0.46	-5.07 ± 0.89	0.45 ± 0.12	1.64 ± 0.35	-0.49 ± 0.64	-0.30 ± 0.14

Notes: Directions: forward (+)/backward (-) for the A-P axis and right (+)/left (-) for the M-L axis.

⁴³ En anglais *overuse injuries*

Indicateurs de performance

Parmi les indicateurs de performance fréquemment cités, bien que critiqué (85–88), on note le *X-factor* qui correspond à l'angle formé par la dissociation entre les ceintures pelvienne et scapulaire. Décrit pour la première fois par Jim McLean en 1992 (89), il a été démontré à l'époque que les *long drivers* (joueurs propulsant la balle très loin au premier coup au driver) avaient un *X-factor* plus important (90–92). De plus, le "*X-factor stretch*", correspondant à une augmentation soudaine de cet angle

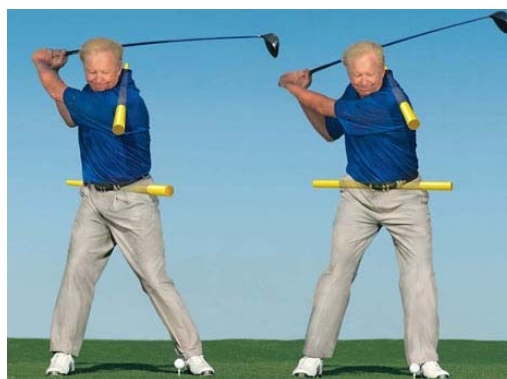


Figure 46 - X-factor : dissociation des ceintures pelvienne et pectorale (Jim McLean, 2008)

par une rotation précoce du bassin avant la fin du *backswing* permettait de mettre en tension le système musculaire et utiliser son élasticité (93,90). Il est plus important dans le swing moderne, qui augmente la dissociation des ceintures pelvienne et scapulaire par la limitation de la rotation pelvienne (94). Les variations méthodologiques peuvent engendrer des variations fortes sur les valeurs de ce paramètre (95).

Bénéfices sur la santé

Il a été démontré que le golf, par l'alternance entre travail aérobie et sollicitation musculosquelettique, apportait de nombreux bénéfices pour la santé (96–98). Cette sollicitation aérobie en fait un critère de choix pour de nombreux pratiquants, associé au bénéfice sur la santé mentale de pratiquer une activité physique extérieure avec un fort aspect social. Lors de la pratique du golf, les joueurs sont amenés à effectuer des swings, mouvement complexe et asymétrique, décrit comme « l'un des mouvements biomécaniques les plus difficiles à exécuter dans le sport » (99). En effet, il sollicite l'ensemble du corps de manière coordonnée pour envoyer la balle loin et avec précision (88). Ceci permet le développement et l'entretien de qualités neuromotrices (force, proprioception, équilibre). Swanson *et al.* ont interrogé 1039 chirurgiens de l'Associations Américaines des chirurgiens de la hanche et du genou qui le recommandent (pour 95% d'entre eux) dans les suites de prise en charge chirurgicale de type arthroplastie totale (100). La revue de littérature de l'équipe de Médecine Physique et de Réadaptation

de Nîmes-Montpellier de 2010 concluait à une recommandation de grade C de la pratique du golf dans les suites d'un programme de restauration fonctionnelle du rachis pour lombalgies chroniques (101).

Epidémiologie des blessures

Les blessures de la colonne vertébrale, et notamment de la partie lombale, sont une des atteintes les plus fréquemment rencontrées chez les golfeurs (**Tableau 7**), quels que soient l'âge et le niveau de pratique (83,84,102–106), et la première cause d'arrêt de carrière chez les joueurs professionnels.

Tableau 7 - Blessures chez les golfeurs amateurs et professionnels, hommes et femmes, par région anatomique (d'après Gosheger, 2003)

Zone	Amateurs (N = 643)		Professionnels (N = 60)		Total (N = 703)	
	N	%	N	%	N	%
Tête	31	5,9	12	10,9	43	6,8
Rachis cervical	45	8,5	11	10	56	8,8
Rachis thoracique	5	1,0	3	2,7	8	1,3
Rachis lombal	80	15,2	24	21,8	104	16,3
Rachis total	130	24,7	38	34,5	168	26,4
Côtes	9	1,7	3	2,7	12	1,9
Épaule	98	18,6	14	12,7	112	17,6
Coude	131	24,9	11	10	142	22,3
Poignet/Main	68	12,9	22	20	90	14,1
Membre supérieur total	297	56,4	47	42,7	344	54,0
Hanche	15	2,9	3	2,7	18	2,8
Genou	17	3,2	6	5,5	23	3,6
Cheville/Pied	28	5,3	1	0,9	29	4,6
Membre inférieur total	60	11,4	10	9,1	70	11,0
Total	527		110		637	

En rouge, orange et jaune les localisations principales (1^{ère}, 2^{ème}, 3^{ème}) par ordre de fréquence par groupe.

Plus de 80 % des blessures au golf concernent des lésions liées aux charges cumulatives ou à des erreurs techniques lors des swings (102,103), avec de nombreuses répétitions à l'entraînement lors d'une séance régulière, pouvant atteindre 300 frappes par séance pour un joueur professionnel (107). La colonne lombale est la zone anatomique la plus touchée (jusqu'à 34 % des joueurs professionnels) (106), suivie par le membre supérieur. Les lésions du membre inférieur seraient moins fréquentes. Cependant, dans la littérature, les blessures au genou sont rapportées jusqu'à 18% des joueurs amateurs, tout comme les blessures à la hanche (18%). Une revue récente de la littérature par Baker *et al.* a identifié différents mécanismes potentiellement responsables des blessures musculo-

squelettiques du genou lors de la pratique du golf (108). Afin de prévenir les blessures, Sherman et Finch ont proposé en 2000 des moyens de prévention, basés sur une revue de littérature (**Tableau 8**) (109).

Tableau 8 - Mesures de prévention des blessures au golf (d'après Sherman et Finch, 2000)

Niveau de prévention	Types de mesure à proposer
Primaire	Programmes de renforcement et de conditionnement physique généraux et spécifiques
	Échauffements adéquats
	Facteurs liés à l'équipement (p. ex., clubs, chaussures)
	Respect par les golfeurs des règles concernant le respect de la réglementation et la sécurité.
	Information sur les volumes d'entraînement adéquats (en particulier pour les seniors)
	Attention portée à la mécanique du swing et à la formation à la technique pour une posture sécuritaire.
	Surveillance adéquate des enfants
	Dépistage de la pro-participation
	Entretien des parcours
	Adoption de mesures appropriées contre les facteurs environnementaux (ex. intempéries, exposition au soleil, animaux, insectes, etc.)
	Utilisation d'équipements de sécurité (par exemple, balles d'air en plastique, cages de protection pour les swings)
	Hydratation et alimentation adéquates
Secondaire	Mécanique du swing
	Codes de sécurité et de courtoisie
	Facteurs liés à l'équipement (chaussures, clubs, voitures)
	Statut de la blessure (état de santé)
Tertiaire	Disponibilité de l'équipement de premiers soins
	Stratégies de communication rapide vers les soins médicaux (par exemple, installations téléphoniques)
	Services de rééducation spécifiques au golf adéquats
	Dépistage

Lombalgies du golfeur

Parmi les blessures liées à la pratique du golf, les lombalgies sont parmi les plus fréquentes, en particulier chez les joueurs professionnels (84,103–105). Les facteurs de risque sont multiples (**Figure 47**). On distingue ainsi des facteurs que l'on pourrait qualifier d'intrinsèques :

- L'asymétrie d'endurance musculaire en gainage statique (« planche » latérale). Plus la différence entre le côté *Lead* et le côté *Trail* est importante, plus le risque de lombalgies liées à la pratique est important (en cas de prédominance d'endurance musculaire côté *Lead*) (110)
- L'hypo extensibilité du muscle ilio-psoas (110)
- L'âge (111)
- Un antécédent de lombalgie (111)
- Une limitation de rotation médiale⁴⁴ de hanche (112).

Et des facteurs extrinsèques :

- Une volume d'entraînement important et la répétition d'un geste avec peu de variabilité, en particulier chez le golfeur professionnel (113),
- Une mauvaise technique, responsable de contraintes importantes, en particulier chez l'amateur (94,81,114,115).



Figure 47 - Facteurs de risque de lombalgies chez le golfeur

⁴⁴ Interne

POINTS CLES

Le golf est un sport largement pratiqué à travers le monde. On observe une **augmentation** du nombre de licences en **France** depuis **2016**.

Parmi les joueurs, on note une population **jeune** (pic de nombre de licenciés mineurs à **11 ans** dans les **2 sexes**) et une population plus âgée (2^{ème} pic de licenciés à 70 ans). L'**âge moyen** des licenciés est de **53 ans**.

Il présente de **nombreux bénéfices sur la santé**, par l'association d'un travail cardio-respiratoire de faible intensité et une sollicitation musculaire.

Les **lésions de surmenage** (ou *overuse injuries*) sont liées à un stress mécanique répété sur une structure musculosquelettique.

Parmi les **blessures** les **plus fréquentes**, et en particulier chez les joueurs professionnels, les **lombalgies** sont au premier plan, et la **1^{ère} cause d'arrêt de carrière**.

On identifie plusieurs facteurs de risques : **intrinsèques** et **extrinsèques**.

Afin de comprendre les **mécanismes liés à ces contraintes**, il convient d'étudier les **amplitudes de rotation** du **rachis lombal** afin de déterminer le lien potentiel d'un excès d'amplitude (*X-factor* et *X-factor stretch*) avec ces lombalgies.

La spécialisation sportive précoce

Concept

L'objectif de performance dans la pratique sportive des enfants et adolescents s'est intensifié au cours des dernières décennies (116). Dans cette optique, la spécialisation sportive (*i.e.* la pratique exclusive d'un sport) est devenue de plus en plus précoce. L'hypothèse posée par les entraîneurs était que le développement des qualités motrices et de la technique nécessitait un volume incompressible d'heures de pratique, et que la spécialisation précoce permettait d'y parvenir plus rapidement. L'analogie avait été faite avec une étude portant sur le volume horaire et les compétences des violonistes, qui nécessitaient 10.000 heures de travail de l'instrument pour devenir expert (117), et popularisé par le livre « *OUTLIERS – THE STORY OF SUCCESS* » (118). L'exemple de sportifs célèbres ayant eu une pratique exclusive précoce de leur sport, comme le golfeur Tiger Woods, les sœurs Venus et Serena Williams au tennis, ou encore le nageur le plus titré de l'histoire Michael Phelps, conforte cette position généralement portée par l'entourage du jeune (parents, entraîneurs), dans l'espoir d'en faire un athlète professionnel et accompli à l'âge adulte (119).



Cette spécialisation précoce est toutefois sujette à controverse compte tenu des risques, en particulier lésionnels, d'une spécialisation dans l'enfance, mais également sur le niveau de performance à moyen et long terme du sujet dans le sport considéré. Des entraîneurs célèbres, comme Cameron Mc Cormick⁴⁵, ont fait de l'entraînement multisport pendant l'enfance et l'adolescence un élément important dans la sélection des athlètes. Parmi les golfeurs entraînés par Mc Cormick, on trouve l'ex-numéro 1 mondial Jordan Spieth qui a eu une pratique multisport tardive. Greg Norman, joueur des années 80' et 90' et ancien numéro 1 mondial, a débuté le golf à 16 ans, après avoir pratiqué la natation, le cricket ou le football australien. On retrouve des exemples dans d'autres sports (Roger Federer au tennis, LeBron James au basketball).

Définition

Afin de standardiser le terme de spécialisation sportive, répondant à la définition relativement floue de « entraînement intensif tout au long de l'année dans un seul sport à l'exclusion d'autres sports »,

⁴⁵ Entraîneur de golf

Jayanthi et *al.* ont proposé un score permettant de classer le niveau de spécialisation en faible, modéré ou élevé (120). Pour cela, 3 questions sont posées au sportif :

- ***Pouvez-vous définir un sport principal ?***
- ***Avez-vous abandonné d'autres sports pour vous concentrer sur un sport principal ?***
- ***Vous entraînez-vous 8 mois par an ?***

La réponse positive à une question comptant pour un point. Le score de spécialisation allant de 0 à 3.

0	1	2	3
Faible		Modérée	Elevée

Ce score est depuis plus largement utilisé dans la littérature afin de préciser le degré de spécialisation des sportifs. La spécialisation est considérée comme précoce (SP) lorsque celle-ci intervient avant l'âge de 13 ans (117,121).

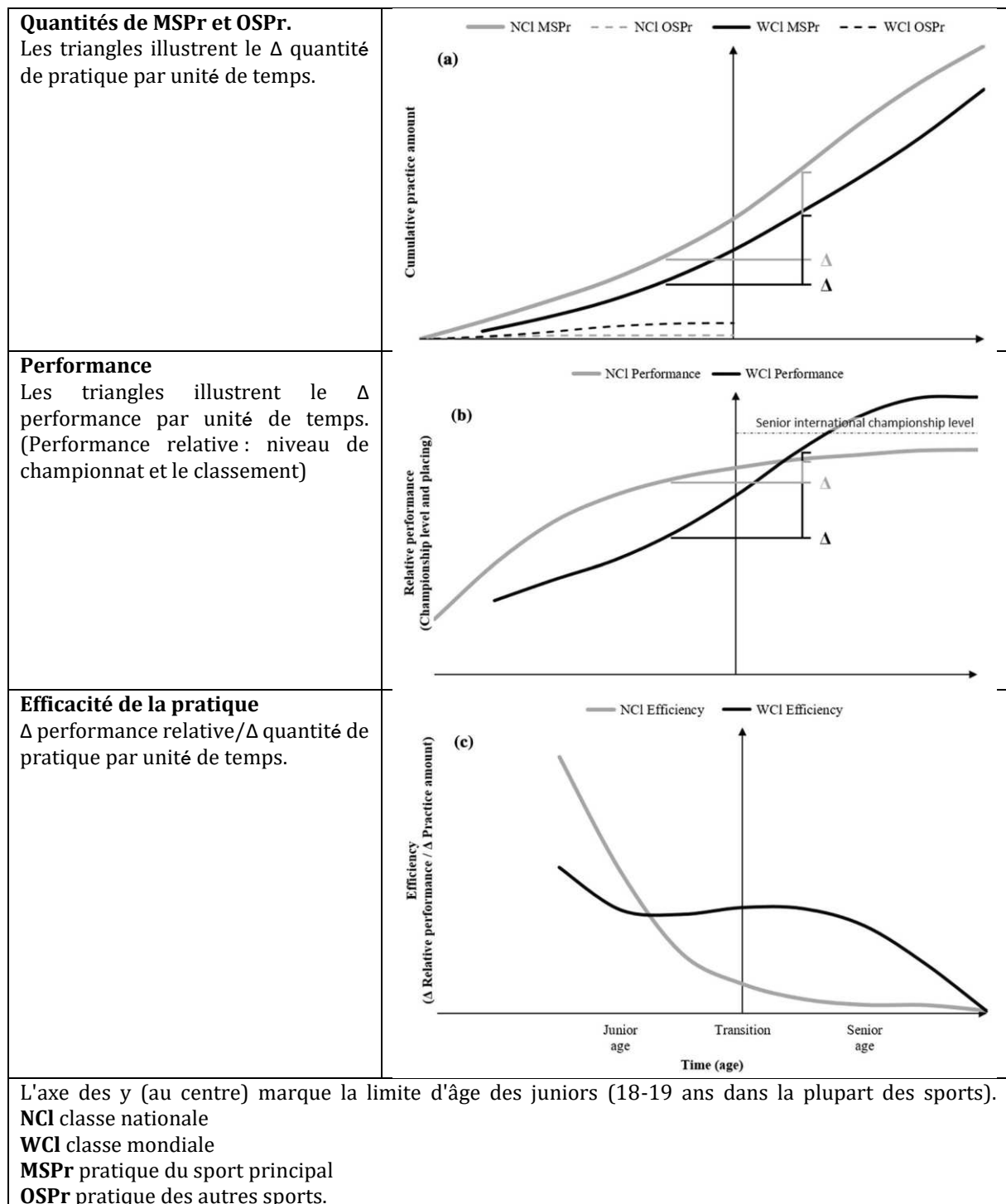
Performance

La méta-analyse de Barth *et al.* s'est intéressée au lien entre SP et performance, en analysant 71 études (122). Parmi les conclusions de cette étude, on notait que :

- Les modalités de pratique sportive des enfants et des adolescents (multisport, spécialisation, temps passé dans la pratique) permettaient de prédire les performances à long terme des adultes.
- Les sportifs de niveau international avaient pratiqué plus de sports différents que leurs homologues de niveau national ou régional, avec une spécialisation tardive dans leur sport de prédilection.
- Une performance plus élevée à l'âge junior était associée à un début plus précoce de la pratique du sport principal.

Les données synthétiques sont modélisées dans le **Tableau 9**. Au regard de cette étude, une spécialisation précoce ne semble donc pas être celle qui conduit aux plus hauts niveaux de performance à l'âge adulte.

Tableau 9 - Quantités de pratique, performances et efficacité de la pratique en fonction de l'âge des athlètes seniors WCI et NCI - illustration schématique. (d'après Barth *et al.*, 2022)



Prévalence de la spécialisation

En 2016, Bell *et al.* ont mené une étude prospective sur la prévalence de la spécialisation des étudiants de 2 établissements scolaires (*high school*) de tailles distinctes (2141 élèves dans l'un, et 603 élèves dans l'autre) pratiquant 4 sports : football, tennis, basketball, et volleyball (féminin uniquement). Le choix de ces sports reposait sur le fait qu'ils étaient générateurs d'un grand nombre de blessures aux membres inférieurs. Les participants étaient âgés de 13 à 18 ans et étaient membres d'une équipe de niveau universitaire ou pré-universitaire. Le questionnaire de Jayanthi *et al.* était réalisé chez tous les élèves.

Parmi les 302 sujets ayant répondu au questionnaire, la répartition était homogène dans les 3 groupes de spécialisation élevée, modérée, faible (36,4%, 28,8% et 34,8%) sans différence liée au sexe ou à l'année de scolarité (1^{ère} année, 2^{ème} année, junior, sénior). Le degré de spécialisation était cependant lié à la taille de l'établissement (**Figure 48**). L'établissement avec un plus grand nombre d'élèves présentait une proportion de spécialisation plus élevée, le plus petit une proportion de spécialisation faible plus importante. Les sujets avec un antécédent de lésion de surmenage du genou étaient plus à risque d'être dans le groupe avec spécialisation élevée. Les athlètes avec une pratique du sport de plus de 8 mois par an rapportaient également plus de blessures des membres inférieurs, et en particulier de lésions de surmenage du genou (OR 2,93).

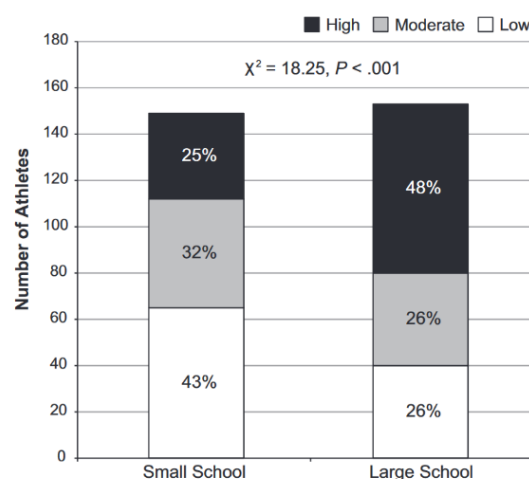


Figure 48 - Fréquence de la spécialisation sportive selon la taille de l'école en utilisant l'échelle de spécialisation à 3 points. (Bell *et al.*, 2016)

Blessures

Depuis le milieu des années 2010, le nombre de publications sur la problématique des blessures liée à la SP (en particulier de surmenage, ou *overuse injuries*) s'est développé. Avant cette date, il existe principalement des études portant sur de petits effectifs avec un niveau de preuve faible. La société médicale américaine de médecine du sport (AMSSM) publie en 2013 une prise de position sur les *overuse injuries* (OI) et le burnout des jeunes sportifs (123). Dans cette publication étaient listés les facteurs de risques des OI, dont fait partie la spécialisation précoce. La spécialisation précoce était

susceptible d'augmenter le risque de blessures, et la diversification des activités physiques devrait être la règle chez le jeune enfant.

En 2015, le score de Jayanthi *et al.* a permis la standardisation de la définition, parallèlement au développement des études, avec le soutien des sociétés savantes (120). Les études ont pu ainsi mettre en évidence un taux plus élevé d'OI chez les sujets jeunes avec spécialisation précoce, en particulier les apophysoses de croissance (comme les « maladies » d'*Osgood-Schlätter* ou *Sinding-Larsen-Johansson* au genou), mais également des blessures plus graves comme les ostéochondrites disséquantes, les spondylolyses, ou les fractures de stress (124–126). Le type de sport est également un facteur favorisant, avec l'occurrence d'OI significativement plus fréquente chez les sportifs pratiquant un sport individuel (comme le tennis, la gymnastique ou la danse) plutôt que collectif (44% vs 32%, OR=1.67) (127). Dans cette même étude, les auteurs rapportaient un âge de spécialisation également plus précoce chez ces sportifs (11 vs 12 ans), ainsi qu'un volume d'entraînement plus important (12 vs 10 heures/semaine). Ces résultats étaient confirmés par l'étude de Post *et al.* qui rapportait également des taux de blessures plus importants chez les sportifs spécialisés, en particulier lorsque le volume hebdomadaire d'entraînement (en heures) dépassait l'âge (en années) (128). Hall *et al.* trouvaient des résultats similaires, avec une plus grande fréquence de douleurs fémoro-patellaires chez les jeunes joueuses « spécialisées » de football, basket ou de volley (RR=1,5), de même que des apophysoses de croissance des membres inférieurs quatre fois plus fréquentes (129).

En 2018, Bell *et al.* publient une méta-analyse basée sur 4 études portant sur des adolescents sportifs (âge moyen entre 13,7±1,6 et 16,1±1,1 ans) (120,128,130,131). A noter que 3 de ces 4 études ont été rédigées par les auteurs de la méta-analyse. Les sports concernés étaient des sports :

- de balle : football⁴⁶, football américain⁴⁷, basketball, volleyball féminin ;
- de lancer : baseball, softball ;
- de raquette : tennis, crosse au champ⁴⁸ ;
- individuels : gymnastique, cheerleading, danse, course sur piste, crosscountry, lutte.

⁴⁶ En anglais: *Soccer*

⁴⁷ En anglais: *Football*

⁴⁸ En anglais: *Lacrosse*

Le risque relatif de blessures était plus élevé chez les sportifs avec spécialisation élevée que ceux avec une spécialisation modérée (RR : 1,18 [IC 95 % : 1,05 – 1,33]). De même pour ceux avec une spécialisation modérée versus spécialisation faible (RR : 1,39 [IC 95% : 1,04 – 1,87]) (**Figure 49**). Enfin, le risque relatif était presque doublé chez les sportifs avec spécialisation élevée par rapport à ceux avec spécialisation faible (RR : 1,81 [IC 95% : 1,26 – 2,60]). Certaines fédérations ont ainsi mis en place des recommandations pour limiter les risques de gestes stéréotypés et répétitifs. C'est le cas de la *Major League Baseball* qui a proposé un nombre de jours de repos par catégorie d'âge, en fonction du nombre de lancers réalisés par le *pitcher*⁴⁹ au cours de l'entraînement (**Tableau 10**), ainsi que des recommandations plus générales sur la pratique sportive par âge (**Figure 50**) (132).

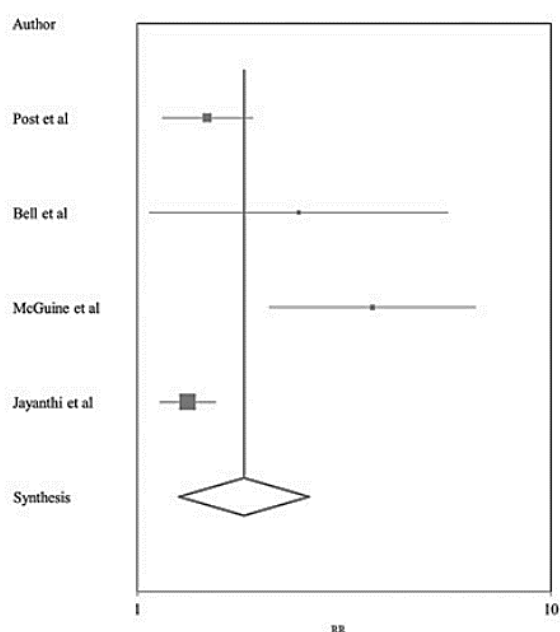


Figure 49 - RR groupé de la spécialisation élevée par rapport à la spécialisation faible (Bell et al., 2018).

En losange : le risque relatif poolé (RR = 1,81) des données des 4 études.

Tableau 10 - Limites du nombre de lancers et recommandations concernant le repos obligatoire (Major League Baseball)

Age	Maximum/j de match	Nombre de jour de repos					
		0	1	2	3	4	5
7-8	50	1-20	21-35	36-50	N/A	N/A	N/A
9-10	75	1-20	21-35	36-50	51-65	66+	N/A
11-12	85	1-20	21-35	36-50	51-65	66+	N/A
13-14	95	1-20	21-35	36-50	51-65	66+	N/A
15-16	95	1-20	31-45	46-60	61-75	76+	N/A
17-18	105	1-20	31-45	46-60	61-80	81+	N/A
19-22	120	1-20	31-45	46-60	61-80	81- 105	106+

⁴⁹ Lanceur

Figure 50 - Recommandations pour les lanceurs de 8 ans et moins (Major League Baseball)

(distance de lancer de 46 pieds en général)

L'accent est mis sur l'athlétisme, la forme physique et le plaisir.

L'accent est mis sur l'apprentissage des règles du baseball, des techniques générales et du travail d'équipe.

Ne pas dépasser 60 manches combinées lancées sur une période de 12 mois.

Prendre au moins 4 mois de repos par an, dont au moins 2 ou 3 mois continus.

S'assurer de s'échauffer correctement avant de lancer

Fixer et respecter les limites du nombre de lancers et les périodes de repos requises.

Évitez de lancer d'autres types de balles que les balles rapides et les changements de direction.

Éviter de jouer pour plusieurs équipes en même temps

Évitez de jouer le rôle de receveur lorsque vous ne lancez pas.

Les joueurs ne doivent pas lancer dans plusieurs matchs le même jour.

Pratiquer d'autres sports au cours de l'année

Surveiller les autres signes de fatigue

Les lanceurs qui ont été retirés du banc de touche ne peuvent pas revenir en tant que lanceurs.

Aucun lanceur ne doit participer à un match en tant que lanceur pendant trois jours consécutifs, quel que soit le nombre de lancers.

Burnout sportif

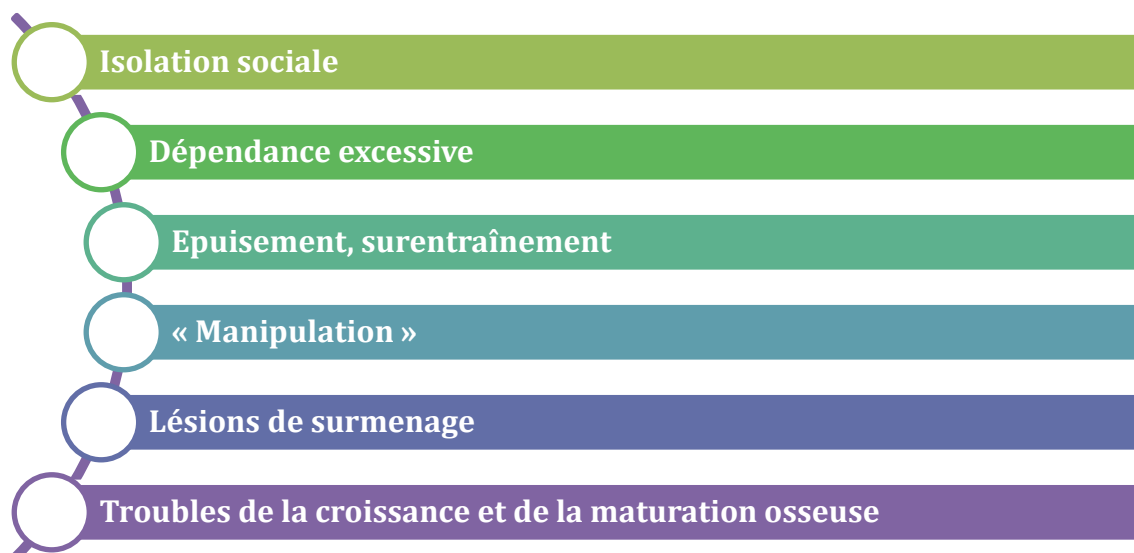
Les conséquences psychologiques de la SP chez les adolescents ont fait l'objet d'une méta-analyse en 2020 (133). Huit études ont été incluses, permettant d'étudier chez 1429 sujets les résultats du « *Athlete Burnout Questionnaire* » (ABQ) (**Tableau 11**), qui possède une version validée en français (134). Les valeurs d'accomplissement réduit, d'épuisement physique et mental, et de dévalorisation du sport étaient toutes significativement plus élevées chez les sportifs spécialisés que les sportifs multisports. Il convient cependant de noter la nette différence d'effectifs entre les 2 groupes, avec seulement 58 sportifs multisports.

Tableau 11 - Questionnaire ABQ (d'après Isoard-Gauthier et al., 2010)

	Presque jamais	Rarement	Quelquefois	Fréquemment	Très souvent
	1	2	3	4	5
Dimension « Épuisement »					
Je suis tellement fatigué(e) à la sortie de mon entraînement/mon cours d'EPS que j'ai du mal à trouver l'énergie de faire autre chose après					
Je me sens très fatigué(e) par l'entraînement/les cours d'EPS					
Je me sens crevé(e) lorsque je sors de l'entraînement/du cours d'EPS					
Je suis physiquement épuisé(e) par l'entraînement/les cours d'EPS					
Dimension « Dévalorisation »					
Les efforts que je fournis à l'entraînement /mon cours d'EPS seraient mieux utilisés à faire autre chose					
Je ne suis plus autant impliqué(e) dans le handball/dans mon travail en EPS qu'auparavant					
C'est moins important pour moi de réussir dans le handball qu'avant/Le fait de réussir en EPS ne m'intéresse pas plus que ça, pourtant je devrais y faire attention					
Je me soucie moins de ma performance à l'entraînement qu'auparavant/le travail en EPS ne m'intéresse pas trop, pourtant je devrais faire plus d'efforts pour m'y intéresser					
Dimension « Accomplissement »					
Je n'ai pas l'impression de réussir à l'entraînement/en cours d'EPS					
Compte tenu de ce que je suis capable de faire à l'entraînement/en EPS, je n'obtiens pas les résultats que je devrais obtenir					
Il me semble que quoi que je fasse, je n'obtiens pas les résultats que je devrais obtenir à l'entraînement/en EPS					
Je me sens en réussite à l'entraînement/J'ai beau faire beaucoup d'efforts en EPS, je n'arrive pas à avoir les résultats que je voudrais avoir					

Risques liés à la spécialisation

Les risques de la spécialisation ont été synthétisés par Malina dans une revue de littérature en 2010 (135).












Recommandations

Au regard des risques, différentes sociétés savantes et associations d'entraîneurs (136) ont établi des recommandations sur la spécialisation des jeunes sportifs. C'est le cas de la société orthopédique américaine pour la médecine du sport (AOSSM) (137), la société médicale américaine de médecine du sport (AMSSM) (123), ou encore le comité international olympique (IOC) (138). Ainsi, l'AMSSM recommande :

- d'éviter la surcharge des plannings de saison et les emplois du temps trop chargés
- d'envisager l'utilisation d'un outil valide et fiable pour surveiller l'épuisement des sportifs
- de mettre l'accent sur le développement des compétences et le plaisir
- de mettre l'accent sur les compétences en matière d'activité physique tout au long de la vie
- d'être particulièrement vigilant au moment du pic de croissance, le risque lésionnel étant plus élevé à cette période.

Les recommandations de l'Association Américaine de pédiatrie (AAP) sont synthétisées dans le **Tableau 12** (139).

Tableau 12 - Recommandations de l'Association Américaine de Pédiatrie (AAP) chez le jeune sportif

	Minimum 1 à 2 jours de repos complet par semaine
	Maximum +10 % de charge par semaine
	Diminution du sport spécifique 2 à 3 mois/an
	Axer la pratique sur le plaisir , l' acquisition de compétences , la sécurité et l' esprit sportif
	Une seule équipe au cours d'une saison
	Si problèmes musculaires ou articulaires non spécifiques, fatigue ou mauvais résultats scolaires, envisager un burnout sportif
	Mise en place d'un conseil consultatif médical pour les tournois sportifs de fin de semaine (maladies dues à la chaleur ou au froid, à la sur-participation, aux blessures associées à la surutilisation et/ou au burnout sportif).
	Informations sur la nutrition et l' hydratation , la sécurité dans le sport et la prévention du surentraînement
	Mise en garde particulière aux parents ayant de jeunes athlètes qui participent à des tournois sur de courtes périodes.

Le Modèle de développement à la participation sportive

Au début des années 2000, Côté *et al.* ont conceptualisé le *Developmental Model of Sport Participation* (Modèle de développement à la participation sportive (MDSP)) afin de décrire le cheminement de l'enfant et de l'adolescent sportif dans sa pratique (140–142) (**Tableau 13**).

Tableau 13 - Définitions du jeu volontaire et de la pratique volontaire (d'après Côté *et al.*, 2009)

Jeu volontaire	Pratique volontaire
Dans son propre intérêt	Faite pour atteindre un but précis
Amusant	Pas la plus amusante
Chercher la qualité du geste	Effectuée avec sérieux
Intérêts sur le comportement	Intérêt sur les résultats du comportement
Flexibilité	Règles précises
Implication des adultes non nécessaire	Implication des adultes souvent nécessaire
Dans des structures diverses	Dans des structures spécialisées

Ce modèle insiste sur les différentes composantes physiques, psychologiques et sociales de la pratique sportive. Trois stades de développements sont décrits (**Figure 51**) :

- **Phase de découverte (*Sampling phase*)** : de 6 à 12 ans. Durant cette phase, les enfants participent à de multiples activités physiques et sportives dans le but de développer des qualités neuromotrices fondamentales (force, proprioception, équilibre) sous forme ludique. L'objectif est la maximisation de la participation aux activités par le jeu.
- **Phase de spécialisation (*Specialisation phase*)** : de 13 à 15 ans. Durant cette deuxième phase, les adolescents commencent à diminuer le nombre de sports pratiqués afin de pouvoir consacrer un temps dédié à chacun à mesure de l'augmentation des exigences sportives.
- **Phase d'investissement (*Investment phase*)** : à partir de 16 ans. A cette période, les adolescents « prometteurs » se spécialisent dans une discipline principale avec un objectif de performance élite.

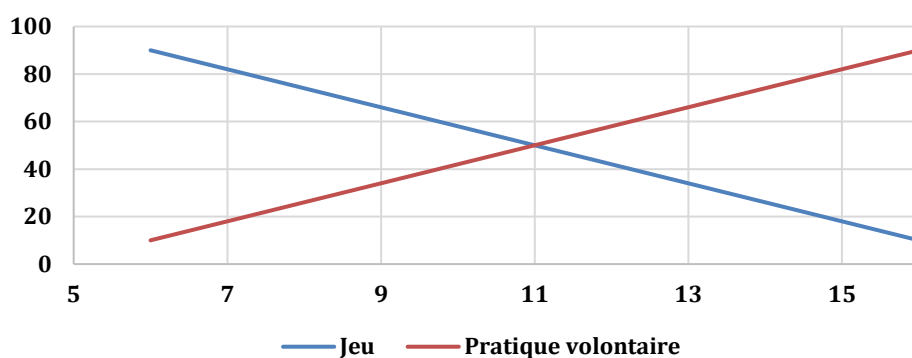


Figure 51 - Progression théorique du volume de jeu et de pratique volontaire dans les phases de spécialisation

Les auteurs insistent sur la nécessité d'une multiplicité de pratiques sportives et activités physiques diverses durant la phase de *sampling* avant d'envisager une pratique plus orientée vers le sport de prédilection durant les phases de spécialisation et d'investissement.

Spécialisation précoce et golf

En 2011, Hayman *et al.* ont analysé les modalités d'apprentissage et de progression en volume des adolescents golfeurs élités masculins (143). Huit joueurs de niveau international, âgé de $18,8 \pm 2,1$ ans ont été inclus (**Tableau 14**). Ils étaient compétiteurs depuis 6 à 12 ans. Ces joueurs n'avaient pas débuté une spécialisation avant l'âge de 16 ans. Ils avaient tous pratiqué plusieurs sports individuels et/ou d'équipe durant leur enfance et adolescence (4,8 sports en moyenne durant les années de *sampling*, 4,5 durant les années de *specialising* et 1,8 pendant la phase d'*investment*). De manière générale, ces joueurs ne présentaient pas de qualités « exceptionnelles » lors de leur pratique du golf durant leur enfance et début d'adolescence, et le temps dédié à cette pratique était limité. L'âge du début de

Golfer	Years competing in golf	Total hours golf participation	Mean hours golf per year	Mean hours golf per week
1	8 (11–18)	5,032	629	12.1
2	11 (10–20)	12,016	1,092.4	21.0
3	10 (12–21)	10,588	1,058.8	20.4
4	11 (11–21)	6,224	565.9	10.9
5	12 (7–18)	4,460	371.7	7.1
6	8 (9–16)	8,466	1,058.3	20.4
7	13 (9–21)	10,572	813.2	15.6
8	8 (9–16)	5,004	625.5	12.1
Mean	10.125	7,795	776.9	14.95

Tableau 14 - Heures consacrées à la pratique du golf au cours de la carrière (Hayman *et al.*, 2011)

pratique était de 9,5 ans, et celui du début des compétitions de 11,1 ans. Le début d'une pratique plus centrée sur le golf avait lieu vers 12,8 ans, et coïncidait avec le souhait de devenir élite (13 ans). Cependant, la pratique du golf n'est devenue quasi exclusive qu'à 14,9 ans. Dans le cadre de la pratique du golf, la moyenne d'âge des joueurs élites internationaux est de 25 à 28 ans. En considérant une pratique volontaire exclusive à partir de 16 ans, ces joueurs mettent donc environ 10 années avant d'atteindre leur meilleur niveau (143). La spécialisation précoce ne semble là encore pas pertinente dans un objectif de performance élite à long terme.

Dans un cadre réglementaire, la FFGolf propose la découverte de la pratique du golf dès l'âge de 4 ans (144). La pratique de 4 à 6/7 ans, alors nommée baby golf, est orientée vers le jeu. L'objectif est le développement des « qualités motrices, physiques et mentales des tout petits ». A partir de 7 ans, les enfants rejoignent le groupe découverte où ils intègrent les apprentissages des aspects techniques. Vers 10/11 ans, ils entrent dans le groupe « compétition » (parfois dès 9 ans) dans lequel ils poursuivent les apprentissages, et débutent les compétitions sur un parcours avec une distance adaptée à l'âge, avec 3 à 5 compétitions annuelles locales, voire départementales. Enfin, le groupe « élite » comprend les enfants et adolescents, sans limite d'âge, pour les former aux compétitions nationales et performer. Il est à noter que certains enfants de 10 ans peuvent être amenés à intégrer le groupe élite.

Conclusion

La spécialisation sportive est donc un élément de vigilance particulière dans la pratique sportive de l'enfant et l'adolescent. Brenner *et al.* en proposent une synthèse iconographique (**Tableau 15**) (139).

Tableau 15 – Synthèse, d'après Brenner *et al.* (2016)

Spécialisation sportive et entraînement intensif du jeune athlète	
Bénéfice du sport chez l'enfant	
Leadership Amusement Estime de soi Travail d'équipe Aptitudes physiques Sociabilité	
En chiffres	
<p>≥ 70 % cessent de pratiquer un sport organisé à l'âge de 13 ans</p> <p>≥ 50 % de blessures athlétiques liées à la surcharge</p> <p>1 % d'athlètes du secondaire reçoivent une bourse d'études</p> <p>3 à 11 % des athlètes du secondaire participent à des compétitions au niveau universitaire</p> <p>0,03 à 0,5 % des athlètes de l'école secondaire parviennent au sport de niveau professionnel</p>	
Recommandations	
Récupération	prendre un mois de congé d'un sport ≥ 3 fois par an
Prevention des blessures	≥ 1 à 2 jours de repos de sport par semaine permet de diminuer le risque de blessure.
Objectif principal	acquérir des compétences en matière d'activité physique tout au long de la vie et s'amuser .
Pratiquer une variété de sports	la pratique de plusieurs sports réduit les risques de blessures, de stress et d'épuisement.
Spécialisation	retarder la spécialisation dans un seul sport jusqu' à la fin de l'adolescence
Diversification précoce et spécialisation tardive	<ul style="list-style-type: none"> permet d'augmenter les chances de pratiquer un sport toute sa vie, d'être en bonne forme physique toute sa vie et éventuellement de devenir un sportif de haut niveau.

POINTS CLES

Le concept de **spécialisation précoce** repose sur l'hypothèse que, pour performer à haut niveau, le sportif a besoin très tôt de s'investir pleinement dans son sport de prédilection.

En réalité, ceci conduit certes à un niveau élevé plus précoce, mais au **détriment de la santé de l'enfant** (augmentation du risque de blessure, de burnout, ...), avec un **effet défavorable sur les performances ultérieures à très haut niveau**.

A l'exception de quelques expériences isolées (Woods, Phelps, Williams par exemple), toute **la littérature et l'ensemble des fédérations s'accordent** sur l'intérêt de **multiplier les stimulus différents**, par la pratique d'activités physiques/sports différents, dans le but d'optimiser et harmoniser le développement physique et psychique de l'enfant.

La phase de **spécialisation** sportive ne devrait idéalement être débutée, progressivement, qu'à **partir de 13 ans**, avant d'éventuellement l'intensifier vers **16 ans**.

Il convient d'être particulièrement **vigilant lors du pic de croissance**, période à risque sur le plan lésionnel.

Lésions de surmenage

Principe de la charge cumulative

La charge cumulative est un principe, largement utilisé et appliqué dans les pathologies professionnelles, selon lequel l'application répétée de contraintes mécaniques sur une structure musculosquelettique est responsable de lésions de surmenage. C'est le cas des contraintes appliquées au rachis lombal qui, lorsqu'elles s'accumulent, sont génératrices de lésions. Ces lésions pourront éventuellement être responsables de lombalgies (145). Dans le cadre de la pratique sportive, on retrouve ces mêmes effets, en fonction des structures sollicitées. Ainsi lors de la pratique intense et « cumulative » du swing au golf, à la fois sur le *practice* et sur les parcours d'entraînement ou de compétition, les golfeurs professionnels présentent fréquemment (de l'ordre de 22%) des lombalgies (103).

Quantification du stress mécanique

Développé et popularisé par Blaise Dubois (kinésithérapeute québécois, fondateur de « La Clinique Du Coureur » ©), le concept de Quantification du Stress Mécanique (QSM) se base sur les contraintes appliquées à une structure musculosquelettique. Le constat fait par cette équipe est que la grande majorité des blessures apparaissant en course à pied sont le fait d'un stress mécanique, quelle qu'en soit l'activité d'origine, trop important. C'est l'accumulation des contraintes liées à l'activité physique ou au sport pratiqué, aux activités de vie quotidienne, voire professionnelle, qui est responsable de la lésion. Quantifier ces contraintes, pour mieux les gérer, c'est permettre au sportif de limiter le risque de lésions microtraumatiques et laisser au corps la capacité d'absorber les contraintes.

Le concept de QSM pourrait se résumer au principe suivant : un récipient (structure musculosquelettique du sujet) se remplit (contraintes mécaniques). Un système d'évacuation est présent en bas du récipient (capacité des structures à encaisser les contraintes). Si le récipient se remplit plus que sa capacité d'évacuation, la blessure de surcharge apparaît.

Il existe donc 2 moyens de limiter cette blessure :

- Adapter le volume aux capacités d'encaissement de contraintes des structures,

- Augmenter les capacités d'encaissement de ces contraintes (= augmenter le débit d'évacuation).

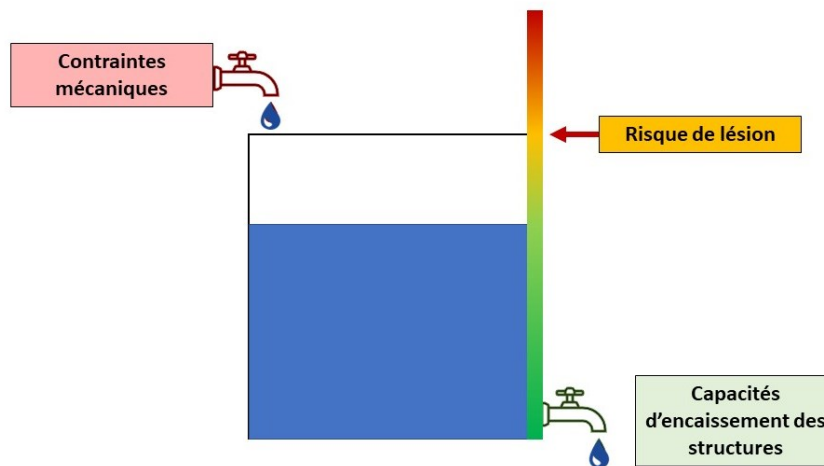


Figure 52 - Modèle de Quantification du Stress Mécanique, adapté de Clinique du Coureur®

Il est cependant difficile de quantifier précisément le stress mécanique de manière objective. Celui-ci dépendra de l'activité pratiquée, mais également de l'intensité, du type de sollicitation (isométrique⁵⁰, concentrique⁵¹, excentrique⁵²). Plusieurs éléments seront donc à considérer par le sportif et l'entraîneur, selon le sport considéré :

- volume (temps, distance parcourue, nombre de coups, nombre de sauts, ...)
- intensité (vitesse, le % de 1RM⁵³, distance du lancer, temps passé à % de VMA⁵⁴/PMA⁵⁵, TSS^{®56}).

Overuse injuries de l'enfant et de l'adolescent

Ces notions de charge cumulative et de stress mécanique apparaissent quel que soit l'âge. Ainsi, les lésions de surmenage⁵⁷ ont été identifiées comme étant favorisées par la spécialisation sportive (146).

⁵⁰ Contraction sans mouvement articulaire associée.

⁵¹ Contraction avec raccourcissement du muscle.

⁵² Contraction avec étirement associée du muscle. Permet de freiner un mouvement.

⁵³ 1RM : poids maximal pour réaliser une seule répétition. Quantification de la force.

⁵⁴ VMA : vitesse maximale aérobie, en course à pied principalement

⁵⁵ PMA : puissance maximale aérobie, en vélo, aviron, ...

⁵⁶ TSS : *Training Stress Score*[®], propose par Joe Friel, entraîneur de triathlon. Basé sur le temps passé, en fonction de l'intensité relative au seuil aérobie de la discipline, il permet d'approximer le temps de récupération nécessaire à l'entraînement réalisé.

⁵⁷ **Overuse injuries** en anglais

L'augmentation de la participation des enfants et adolescents aux activités sportives (147), combinée à la spécialisation précoce, pourrait expliquer en partie l'augmentation de la fréquence des *overuse injuries* (OI) constatée dans cette population (139). Ceci est d'autant plus vrais chez les filles que chez les garçons (130).

Certains sports sont susceptibles, par leurs particularités techniques, d'être plus générateurs d'OI. C'est le cas du volleyball (148), du football (149), ou encore du tennis (150). Les sports de lancer, par la localisation préférentielle du stress sur le membre supérieur dominant, en particulier le coude et l'épaule, sont également pourvoyeurs d'OI chez les jeunes sportifs. Ainsi, on décrit 35% de lésions de l'épaule et du coude chez les adolescents au baseball (151) et 74% de joueurs rapportant une douleur d'épaule (152). Parmi les adolescents joueurs de softball, la proportion de lésions de l'épaule monte à 60% (153), contre 23% au handball (154). Dans le cadre du golf, la majorité des lésions sont de type OI, et plus rarement de type macro-traumatique (106).

POINTS CLES

Les **lésions de surmenage** sont **fréquentes**. Elles sont **favorisées par la spécialisation sportive**.

Cette **spécialisation sportive** plus précoce tend à **augmenter leur incidence**.

La charge cumulative d'un geste stéréotypé est **génératrice de lésions de surmenage et doit être quantifiée**.

Dans la pratique du **golf**, la **majorité** des lésions sont des **lésions de surmenage**.

Synthèse

Problématique identifiée

Le golf est un sport largement pratiqué à travers le monde. Parmi les joueurs, on note une population jeune. Il présente de nombreux bénéfices sur la santé, par l'association d'un travail cardio-respiratoire de faible intensité à une sollicitation musculaire. Parmi les blessures les plus fréquentes, en particulier chez les joueurs professionnels, les lombalgies par surcharge mécanique sont au premier plan et la 1^{ère} cause d'arrêt de carrière. La spécialisation précoce majore le risque lésionnel des jeunes sportifs.

La combinaison d'un apprentissage et d'une pratique précoces du golf avec des charges d'entraînement élevées pourrait conduire à une augmentation de l'occurrence des blessures musculosquelettiques (4,155). Les structures ostéoarticulaires des membres inférieurs, du pelvis et de la colonne vertébrale pourraient être exposées à des pathologies futures, qui pourraient entraîner des troubles fonctionnels ou des douleurs. De même, le mouvement asymétrique du swing pourrait être responsable d'une modification de la statique de l'équilibre spino-pelvien, ainsi que d'une modification des amplitudes articulaires des structures sollicitées (épaules, rachis et articulations coxo-fémorales), en particulier dans les phases extrêmes du swing (fin de *backswing* et fin de *follow-through*). Enfin, la sollicitation répétée du complexe spino-pelvi-fémoral pourrait avoir un impact sur ses paramètres fonctionnels, avec une majoration de la rotation axiale, ce qui pourrait générer des lombalgies.

Le système EOS a révolutionné l'évaluation et la prise en charge des problématiques rachidiennes, en particulier chez l'enfant. Il permet une évaluation morphologique et statique du complexe spino-pelvi-fémoral en charge. Il est peu irradiant et pourrait être inclus dans le suivi systématique des sportifs. Il pourrait en outre permettre une évaluation des propriétés fonctionnelles, en particulier la rotation axiale, du rachis *in vivo*.

Objectifs de ce travail

L'objectif principal de ce travail est l'étude de l'impact de la pratique précoce du golf sur les paramètres **morphologiques** et **statiques** spinaux, pelviens et des membres inférieurs, ainsi que sur les paramètres **fonctionnels** liés à la pratique.

Les objectifs secondaires sont :

- Le développement d'une méthode de mesure de l'amplitude de rotation axiale intervertébrale du rachis lombal par système EOS,
- L'étude de la rotation axiale intervertébrale du rachis lombal d'une population de golfeurs,
- L'étude des corrélations des paramètres anatomiques à ceux de l'examen physique,
- L'étude des corrélations des paramètres fonctionnels spécifiques de la pratique du golf à l'historique de la pratique et aux paramètres anatomiques morphologiques des joueurs.
- Les différences anatomiques des golfeurs ayant présenté un épisode de lombalgie en lien avec la pratique, ainsi que celles des joueurs professionnels.

Matériel et Méthodes



Plan général de l'étude

L'étude s'est basée sur l'analyse des données d'une population de joueurs de golf masculins, réalisée avec l'aide de la Fédération Française de Golf (FFGolf), sur la base de la participation volontaire de joueurs récréatifs et professionnels, d'août 2015 à mai 2018. Les données ont été obtenues selon un accord du comité d'éthique (CPP Ile de France X, France, N°2015-A01760-49) et tous les volontaires ont donné leur consentement éclairé écrit avant la réalisation de cette expérimentation et après avoir reçu une lettre d'information détaillant le protocole (cf. *Annexes*). Les critères d'inclusion étaient un âge supérieur à 18 ans, être capable de pratiquer le golf sans douleur au moment des acquisitions, être licencié à la FFGolf, et avoir un handicap/indice inférieur à 30. Les critères d'exclusion étaient un antécédent d'arthroplastie ou d'arthrodèse, et la présence de douleurs le jour des expérimentations. Deux groupes ont été différenciés, en fonction de leur âge de début de pratique : avant (Early Golf Players (**EGP**)) ou après le pic de croissance (Late Golf Players (**LGP**)), estimé entre 13 et 13,4 ans pour les garçons (9). Un seuil à l'âge de 13 ans avait été choisi en fonction de ces données. Une cohorte de sujets sains, appariés en sexe, âge, et taille a été constituée, se basant sur les données de l'étude « NORMEOS », (CPP 06036). Les groupes étaient nommés « Contrôles EGP » (**C_EGP**) et « Contrôles LGP » (**C_LGP**).

Une étude des principaux paramètres a également été réalisée dans les sous-groupes suivants :

- Joueurs Professionnels (**PP Professional Players**) vs Récréatifs (**RP Recreative players**), afin d'évaluer l'impact de la professionnalisation dans les modifications éventuellement constatées.
- Joueurs ayant présenté une lombalgie liée à la pratique du golf (**gLBP golf Low Back Pain**) ou non (**HP Healthy Players**), compte tenu de la prévalence de cette blessure dans la population de joueurs de golf, récréatifs et professionnels.

Données cliniques

Questionnaire

Avant les acquisitions radiographiques, les volontaires ont rempli un questionnaire pour recueillir les données anthropométriques ainsi que leur latéralité au swing, l'historique de la pratique du golf (nombre d'heures de pratique hebdomadaire, implication dans les compétitions, la date de début (avant ou après le pic de croissance moyen), le handicap au golf, la pratique du golf à un niveau professionnel ou non, les autres pratiques sportives associées) (cf. *Annexes*).

Examen clinique

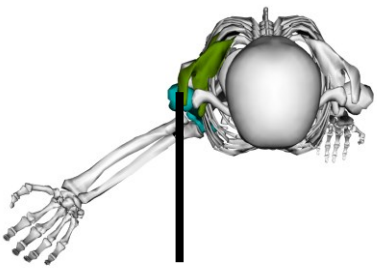

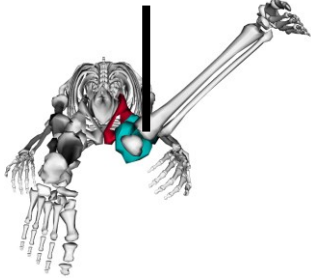
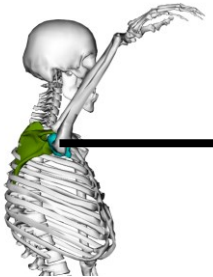
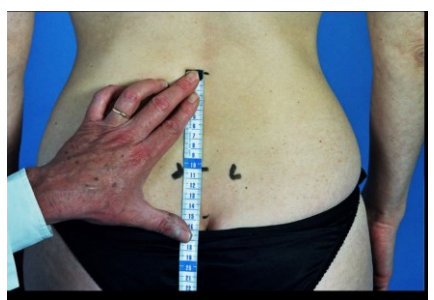
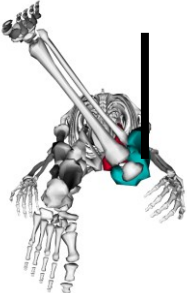
Un examen clinique du complexe spino-pelvi-fémoral était ensuite réalisé par un médecin de médecine physique et réadaptation. Il comportait une mesure par goniomètre manuel des amplitudes articulaires d'épaule en rotation latérale position 1 et 2 (mesurées en position assise), une mesure de l'extensibilité du rachis lombal et lombo-sacral en flexion par mètre ruban (indice de Schöber et Schöber modifié⁵⁸), ainsi qu'une mesure des amplitudes de rotations médiale et latérale des articulations coxo-fémorales en position neutre (mesurées en décubitus ventral).

Tableau 16 - Mesures réalisées lors de l'examen clinique

	TS	LS
RE1		
RE2		
Schöber		
Schöber modifié		
RLH		
RMH		

RE1 : Rotation latérale scapulo-humérale 1 (RE1)(en °); **RE2** : Rotation latérale scapulo-humérale 2 (RE2)(en °); **Schöber** : Indice de Schöber (10 +)(en cm); **Schöber modifié** : Indice de Schöber modifié (15 +)(en cm); **RLH** : Rotation latérale de hanche (en °); **RMH** : Rotation médiale de hanche (en °). **TS** : Trail side (*i.e.* côté backswing); **LS** : Lead side (*i.e.* côté cible)

⁵⁸ Ou indice de Schöber Mac Rae

Epaules	Colonne vertébrale (vue postérieure)	Articulations coxo-fémorales (vue inférieure)
 <p data-bbox="240 584 560 645">Rotation latérale 1 (RE1) (vue supérieure)</p>	 <p data-bbox="778 611 879 645">Schöber</p>	 <p data-bbox="1082 611 1374 645">Rotation latérale (RLH)</p>
 <p data-bbox="240 954 560 1010">Rotation latérale 2 (RE2) (vue latérale)</p>	 <p data-bbox="724 976 935 1010">Schöber modifié</p>	 <p data-bbox="1082 954 1374 987">Rotation médiale (RMH)</p>

Acquisitions radiographiques biplanaires EOS

Modalités

Chaque sujet a été soumis à une radiographie biplanaire à faible dose (système EOS®, EOS imaging, France) dans une position debout neutre standardisée. Les reconstructions 3D de la colonne, du pelvis et des membres inférieurs ont été réalisées par deux opérateurs qualifiés ayant suivi une formation aux outils et pratiquant régulièrement la lecture radiographique (**Figure 53**). Les paramètres anatomiques ont été extraits par le logiciel IdefX®. Pour les deux joueurs gauchers, les données liées à la latéralité ont été inversées, afin de comparer le côté *Trail* et le côté *Lead* avec les autres joueurs pour les paramètres concernés. Une seconde acquisition était réalisée en position dite de *backswing*.

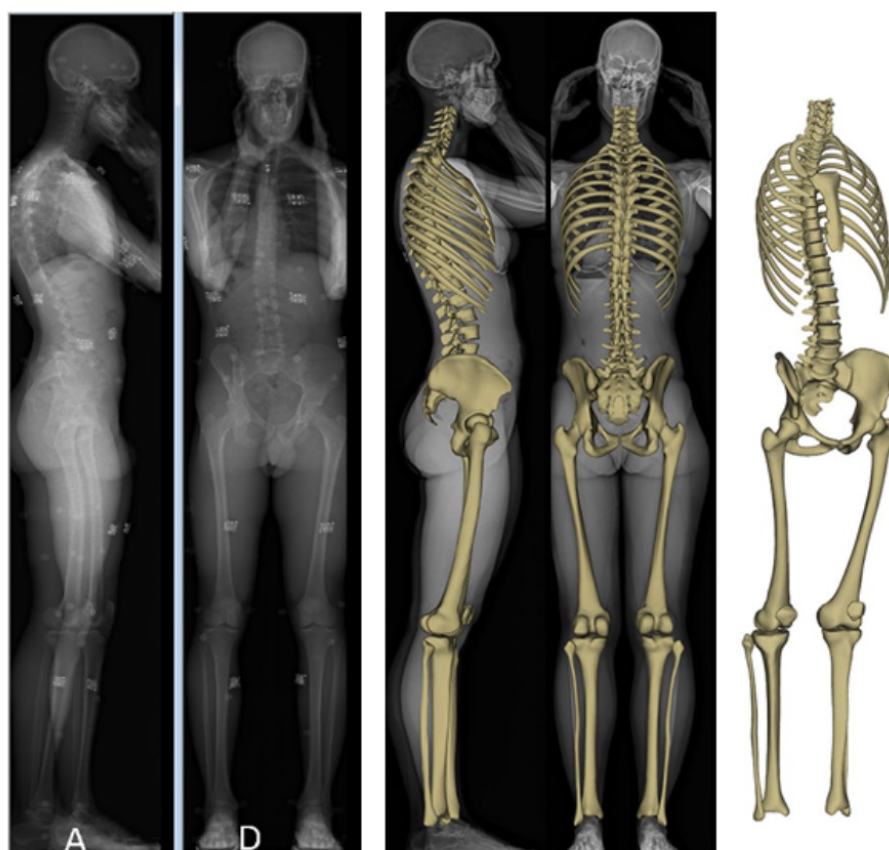


Figure 53 - Acquisition radiographique biplanaire EOS® et reconstruction tridimensionnelle

Paramètres radiologiques

Les paramètres suivants étaient mesurés par le dispositif EOS pour chaque sujet (*cf pages 22 et 35*) :

	MORPHOLOGIQUE	STATIQUE
COLONNE VERTEBRALE	Corps vertébraux : - Profondeur - Largeur - Hauteur - Angulation Angulation des disques intervertébraux Longueur totale de la colonne Th1 à L5 (LT) Longueur de la colonne Th5 à L3 (LT5L3)	Lordose cervicale (CL) Cyphose thoracique (TK) Cyphose Th4/Th12 (T4T12) Lordose lombale (LL) Lordose lombo-sacrale (L1S1) Gîte en Th9 (T9) Axe sagittal vertical (SVA) Translation du centre géométrique vertébral selon Y (TY) Translation du centre géométrique vertébral selon X (TX) Orientation axiale de la vertèbre (OA)
PELVIS	Incidence pelvienne (PI)	Pente sacrale (SS) Version pelvienne (PT) Rotation pelvienne (PR) Obliquité pelvienne (PO)
ARTICULATIONS COXO-FEMORALES	Bascule Inclinaison Abduction Couverture antérieure Couverture postérieure Antéversion	Taux de recouvrement (TRA)
MEMBRES INFÉRIEURS	Index de cumul des torsions (ICT) Angle fémoral mécanique (AFM) Angle cervico-diaphysaire (CC'D) Angle HKS	Angle de rotation fémoro-tibiale (RFT)

Equilibre global

Les appuis au sol de chaque membre inférieur étaient mesurés par les plateformes de force comme la résultante de la réaction au sol selon l'axe vertical. La répartition de ces appuis entre les côtés *Lead* et *Trail* correspondait au **ratio**, tel que :

$$\text{ratio} = \frac{\text{Lead side}}{\text{Trail side}}$$

Un ratio supérieur à 1 correspondait donc à un appui préférentiel côté *Lead* ; inférieur à 1 un appui préférentiel côté *Trail*.

Paramètres fonctionnels

Rotation intervertébrale lombale

Les sujets ont subi deux radiographies biplanaires à faible dose (système EOS®, EOS imaging, France) permettant la reconstruction 3D du bassin et de toutes les vertèbres (52). La première acquisition a été réalisée dans une position neutre et standard permettant à la fois de personnaliser les positions et les morphologies des os. La seconde acquisition a été réalisée avec une rotation axiale du sujet d'environ 45° entre la ceinture scapulaire et le bassin, à l'aide d'un bâton de bois repéré tenu derrière la colonne thoracique supérieure, et en stabilisant le bassin à l'aide d'un bloc de mousse (**Figure 54**).



Figure 54 - Acquisitions EOS en backswing

La durée de l'acquisition EOS était d'environ 20 secondes pendant lesquelles le participant devait rester aussi statique que possible. Les radiographies biplanaires ont ensuite permis les reconstructions 3D des os pelviens, des vertèbres et des membres inférieurs (61,63–65). Nous avons déterminé 5 points permettant de caractériser la rotation vertébrale : les bords supérieurs et inférieurs des insertions des pédicules sur le corps vertébral, et le bord inférieur du processus épineux (**Figure 55**).

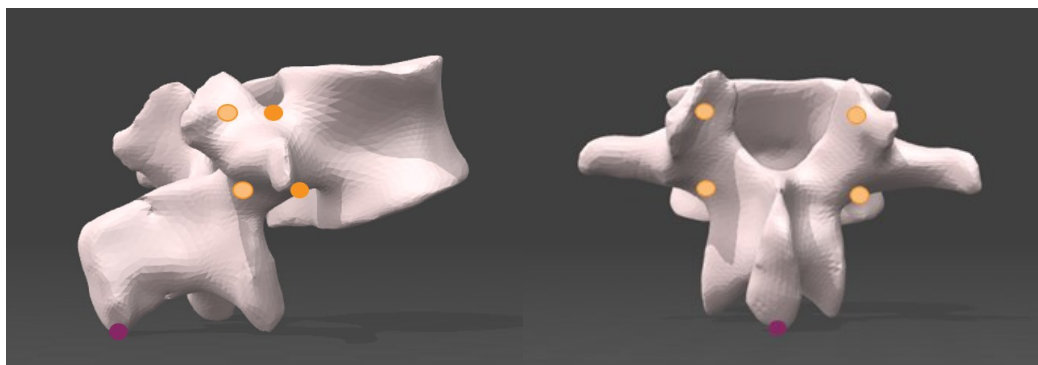


Figure 55 - Points anatomiques : bords supérieurs et inférieurs d'insertion des pédicules sur le corps vertébral, bord inférieur du processus épineux.

Intégration au logiciel IdefX®

La combinaison des 5 points précédemment décrits a été intégrée au logiciel IdefX®, en utilisant un système dit de « tripodes », et permettant de localiser dans l'espace chacun de ces points sur les 2 vues (**Figure 56**). Ce tripode était ensuite lié au modèle 3D de la vertèbre concernée.

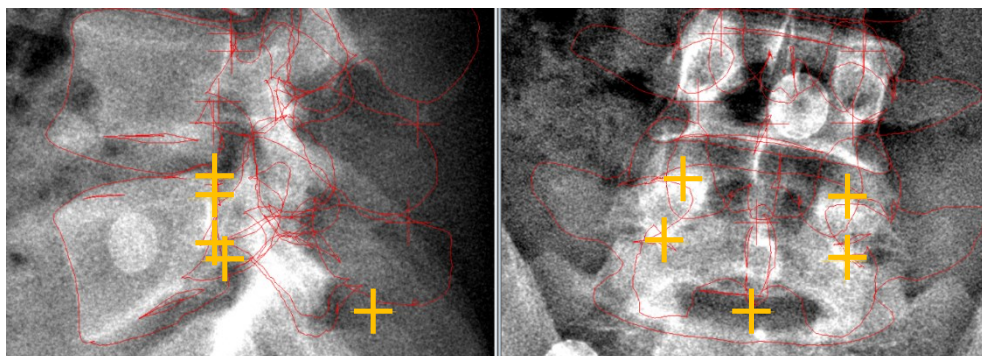


Figure 56 - Tripode lié au modèle 3D de la vertèbre concernée

Afin d'évaluer la transformation vertébrale, le modèle 3D de la vertèbre et son tripode étaient réintégrés à l'acquisition du rachis en rotation. Le modèle était ensuite replacé grossièrement, en utilisant les techniques existantes de translation et rotation, puis de manière plus fine, grâce aux 5 points sélectionnés.

Ainsi, chaque point pouvait être déplacé indépendamment sur l'acquisition en rotation sur les 2 vues. Le logiciel fournissait une estimation, « au moindre carré » des distances, de la position supposée de chaque point en fonction des autres, au moyen d'une cible (**Figure 57**).

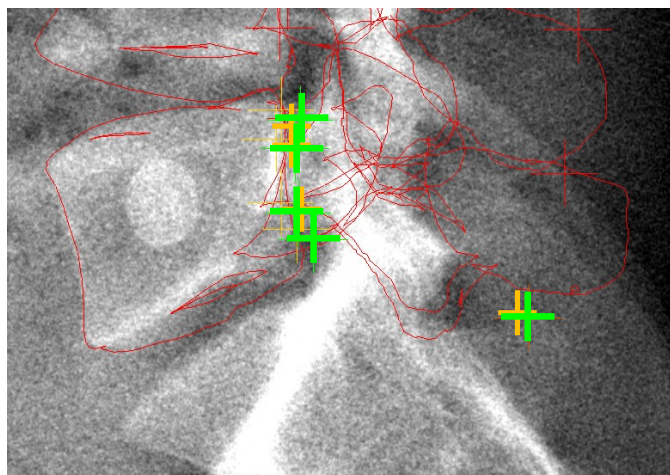


Figure 57 - Estimation au moindre carré du positionnement des points anatomiques d'intérêt

L'affinement successif des 5 points permettait de recalibrer le plus précisément possible le modèle vertébral. L'objet 3D servait de guide pour le recalage vertébral.

Afin d'évaluer la transformation entre la cinquième vertèbre lombale (L5) et le bassin (base sacrale utilisée comme référence (S1)), le modèle du bassin était replacé. Trois éléments anatomiques principaux, déterminés lors de la modélisation du bassin, ont été utilisés : les centres des deux articulations de la hanche et la base du sacrum. Le modèle du bassin, modélisé en vue standard, était visible après ce processus pour confirmer le bon placement.

Modalités de calcul

Les modèles 3D des vertèbres et du bassin ont été régionalisés afin d'identifier les points nécessaires à la définition des repères conformément aux recommandations de l'ISB. La transformation de chaque modèle (vertèbre et bassin) a été évaluée à partir du repère de la cabine EOS. Les rotations axiales intervertébrales de la colonne lombale ont été calculées, en utilisant la transformation entre la vertèbre supérieure et la vertèbre inférieure, selon l'axe Y de chaque vertèbre. Pour la dernière (L5-S1), la rotation axiale a été déterminée par la transformation entre le repère L5 et le repère sacrum, en fonction de celui du bassin. La rotation de l'ensemble de la colonne lombale a été calculée à partir des repères L1 et S1. Tous les angles ont été identifiés sur les matrices de transformation avec une séquence ZXY.

Étude de répétabilité et de reproductibilité

Le processus nécessitait des interventions manuelles. Afin d'évaluer la reproductibilité et la répétabilité du processus, le recalage a été effectué 3 fois pour 7 sujets, par 3 opérateurs, afin d'estimer la précision de la méthode, comme décrit dans la norme ISO 5725-4:1994 (156). L'un des opérateurs était familier avec la méthode, les deux autres n'avaient aucune expérience dans la lecture des radiographies. Une randomisation des sujets avait été faite au préalable, pour permettre une évaluation en aveugle.

Analyse statistique

La méthodologie *Gage R&R* a été utilisée, permettant le calcul de la répétabilité (ou EV, variation liée à l'équipement) et la reproductibilité (ou AV – variation liée à l'opérateur), ainsi que la valeur RR.

$$EV = \bar{R} * k_1$$

Avec \bar{R} la moyenne totale des étendues de mesure, k_1 un facteur lié à la taille de l'échantillon, au nombre de mesures par opérateur, et au nombre d'opérateurs.

$$AV = \sqrt{(\bar{X}_{Diff} * k_2)^2 - \frac{(EV)^2}{n * r}}$$

Avec \bar{X}_{Diff} l'étendue des moyennes, k_2 un facteur lié à la taille de l'échantillon, et au nombre d'opérateurs, n la taille de l'échantillon, r le nombre de mesure par opérateur. Si la valeur AV était négative, la valeur 0 était prise dans le calcul de RR.

$$RR = \sqrt{(EV)^2 + (AV)^2}$$

Une valeur RR inférieure à 0,10 était considérée comme acceptable ; entre 0,10 et 0,30 elle pourrait être acceptable selon le type d'utilisation ; au-delà de 0,30 le système de mesure n'est pas considéré comme acceptable.

Analyse cinématique

Système de mesure VICON®

Les joueurs étaient tous équipés de marqueurs permettant l'analyse du mouvement *via* le système VICON® (caméras T1, T2 et T2S ; software : Nexus 1® ; 12 caméras, 200 Hz) dans une salle munie d'un filet d'entraînement et d'un gazon synthétique. La cinématique articulaire a été calculée à l'aide d'un modèle ostéoarticulaire corps complet (157) et d'une optimisation multicorps avec le logiciel OpenSim (158). Cette analyse corps complet se basait sur la définition de 19 segments corporels (pieds, jambes, cuisses, bassin/pelvis, abdomen, tronc, cou, tête, épaules, bras, avant-bras, main), à laquelle un segment a été ajouté pour le club (**Figure 58**). Pour constituer ces segments, 46 marqueurs anatomiques étaient placés en regards des structures osseuses classiquement décrites, ainsi que 35 marqueurs techniques et 2 marqueurs sur la tête de club, 2 sur le *shaft*. Les joueurs réalisaient leur routine personnelle d'échauffement ou celle fournie par le laboratoire. Une acquisition statique de référence était réalisée. Le protocole débutait par plusieurs swings d'échauffement. Puis 10 acquisitions au driver étaient réalisées. L'acquisition du coup ayant permis la plus grande vitesse de tête de club à l'impact était utilisée pour l'analyse des données. Cette vitesse était mesurée par la mise en place d'un système radar Trackman® (159).

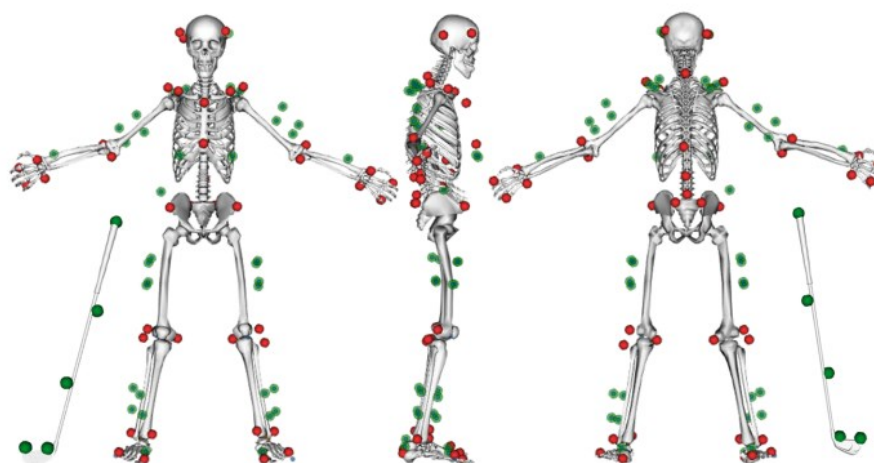


Figure 58 - Set de marqueurs utilisés (en rouge : marqueurs anatomiques, en vert : marqueurs techniques)

X-factor

Pour tenir compte de la part d'utilisation des épaules dans les définitions variables du X-factor, 3 mesures étaient réalisées, en utilisant le logiciel OpenSim® (158,87,95) (**Figure 59**) :

- **X-factor Thorax/Pelvis** correspondant à l'angle de rotation axiale maximal au cours du swing entre le segment **thorax** et le segment **pelvis** (extrait à partir d'OpenSim), projeté dans le plan horizontal.
- **X-factor Epaules/Pelvis** correspondant à la rotation maximale au cours du swing entre la ceinture pectorale « **ligne des épaules** » et le segment **pelvis** (extrait à partir d'OpenSim), projeté dans le plan horizontal.
- **Rotation des ceintures pectorales** correspondant, dans le plan horizontal, à l'angle de rotation maximale formé entre les ceintures pectorales « **ligne des épaules** » et le segment **thorax**.



Figure 59 - Repères osseux des paramètres X-factor

Inclinaison latérale

La mesure de l'inclinaison latérale du tronc était mesurée comme étant la valeur maximale au cours du swing de l'inclinaison latérale du segment **thorax** par rapport au **pelvis** côté *Lead* et côté *Trail* (via OpenSim) (**Figure 60**).



Figure 60 - Repères osseux de l'inclinaison latérale (côté Trail)

Amplitudes coxo-fémorales

De même, les amplitudes maximales en mouvement des articulations coxo-fémorales étaient évaluées via OpenSim, en mesurant les rotations selon les axes X, Y et Z du segment **cuisse** par rapport au segment **pelvis**, permettant la détermination des flexion/extension, abduction/adduction et rotations latérale/médiale maximales lors du swing.

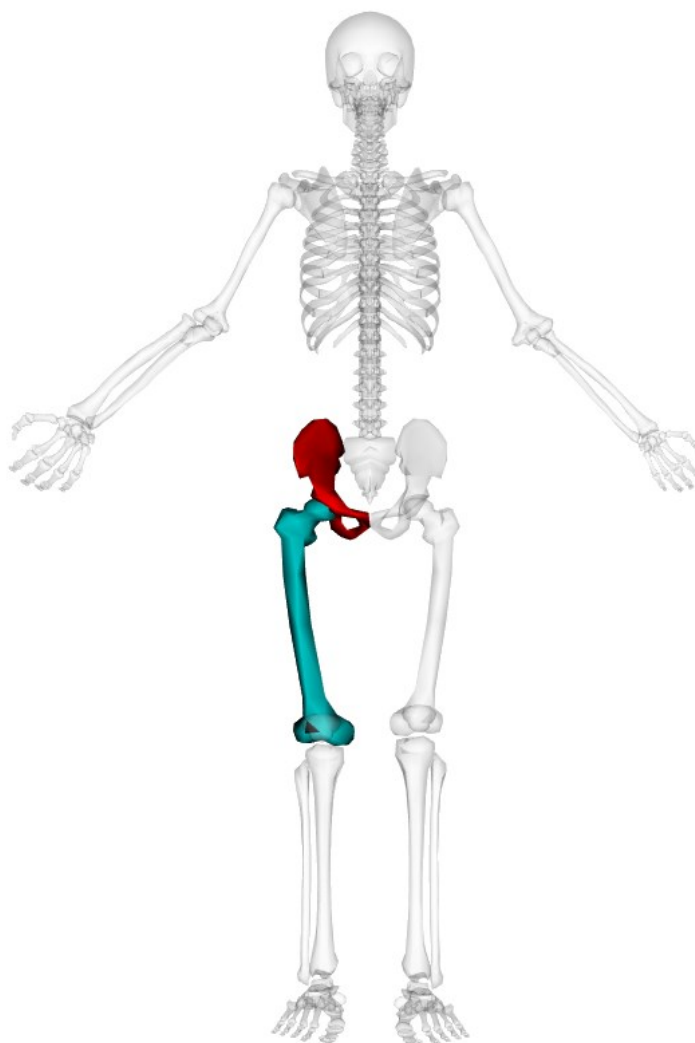


Figure 61 - Repères osseux de la cinématique coxo-fémorale (Côté Trail)

Analyse statistique

Les comparaisons des données quantitatives entre les groupes ont été effectuées à l'aide d'un test exact de rangs signés de Wilcoxon. Le même test de Wilcoxon était utilisé pour l'analyse des données appariées dans chaque groupe (comparaison *lead side/trail side*). Les comparaisons de données qualitatives entre les groupes étaient faites avec un test exact de Fisher. Les tests de corrélations utilisaient la méthodologie de Spearman. L'analyse statistique a été réalisée à l'aide du logiciel R. La valeur $p < 0,05$ a été considérée comme significative.

Résultats



Description de la population

Paramètres généraux

Trente-cinq joueurs de golf masculins ont été étudiés (**Tableau 17**). L'âge moyen du début de la pratique du golf était de 25,1 ans. Treize joueurs, constituant le groupe des *Early Golf Players* (**EGP**), avaient commencé à jouer au golf avant l'âge de 13 ans (moyenne 6 ans, extrêmes : 3 à 10 ans). Les 22 autres joueurs formaient le groupe *Late Golf Players* (**LGP**), dont la moyenne d'âge de début était de 36 ans (de 16 à 61 ans) (**Figure 62**). Il n'y avait pas de différence de durée de pratique entre les groupes. Parmi l'ensemble des joueurs, 9 étaient professionnels (**PP**) (8 dans le groupe EGP et 1 dans le groupe LGP) et 26 étaient des joueurs récréatifs (**RP**) (5 dans le groupe EGP et 21 dans le groupe LGP). Deux golfeurs étaient gauchers (tous les 2 dans le groupe EGP). Les joueurs EGP étaient plus jeunes que les LGP au moment des acquisitions ($p < 0,001$). Pour chaque joueur des groupes EGP et LGP, un sujet contrôle issu d'une cohorte de volontaires asymptomatiques était apparié en âge, sexe et taille (longueur du rachis). Ces sujets constituaient les groupes **C_EGP** et **C_LGP**. Il n'y avait pas de différence significative d'âge et de taille de rachis (LT) entre les groupes et leurs contrôles.

Tableau 17 - Données anthropométriques de la population des joueurs de golf

	EGP	C_EGP	p	LGP	C_LGP	p	p†
Nombre	13	13		22	22		
Age (ans)	26,9 ± 4,0	26,8 ± 3,8	0,96	56,1 ± 12,2	56,0 ± 12,1	0,89	<0,001
Age de début (ans)	6,2 ± 2,5			36,3 ± 14,8			<0,0001
Durée de pratique (ans)	20,8 ± 5,9			19,6 ± 11,0			0,8

EGP : Early golf players ; C_EGP : sujets contrôles des EGP ; LGP : Late golf players ; C_LGP : sujets contrôles des LGP ; p : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes et leur contrôles ; p† : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes EGP et LGP ; Moyenne ± écart-type.

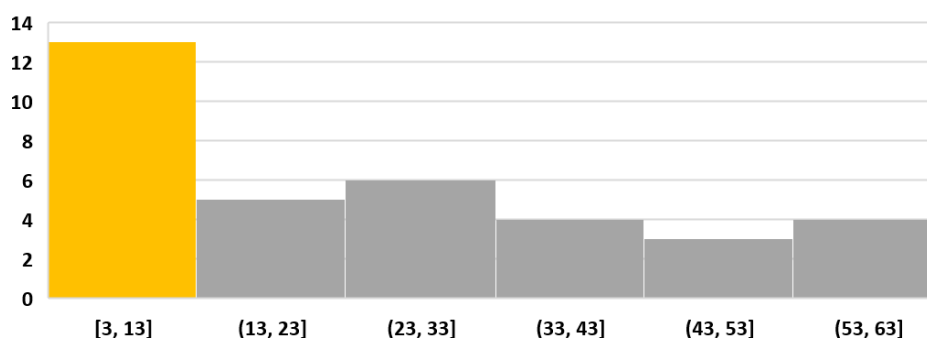


Figure 62 - Age de début de pratique des participants

Effectifs, par tranche d'âges. En jaune: Joueurs EGP; en gris: joueurs LGP.

Epidémiologie des blessures

Les résultats du questionnaire sur l'historique des blessures, qu'elles soient en rapport ou non avec la pratique golfique, sont présentés dans le **Tableau 18**. On retrouvait une fréquence plus importante de blessures du coude et de l'épaule dans le groupe LGP. Cependant, il n'y avait pas de différence significative pour le rachis lombal et les hanches.

Tableau 18 – Recensement des blessures des joueurs de Golf toutes étiologies confondues

	EGP (N=13)	LGP (N=22)	p†
Rachis lombal	9 (39%)	12 (23%)	0,49
Hanche	1 (4%)	2 (4%)	1
Poignet	5 (21%)	6 (12%)	0,71
Coude	1 (4%)	10 (19%)	0,03
Épaule	1 (4%)	12 (23%)	0,01
Autre	6 (26%)	10 (19%)	1

EGP : Early golf players ; LGP : Late golf players ; p† : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes EGP et LGP; Les valeurs en % correspondent à la proportion pour chaque localisation par rapport au nombre total de blessures dans le groupe concerné.

Sur la base des déclarations des participants, les blessures liées à la pratique du golf étaient recensées.

Les résultats sont présentés dans le **Tableau 19**. On retrouvait la différence observée pour la région du coude, avec une proportion plus importante de joueurs LGP blessés au coude lors de la pratique. Enfin, le groupe EGP présentait une plus grande proportion de joueurs ayant été victimes de blessures de la région lombale en rapport avec la pratique du golf que le groupe LGP. Parmi les 13 joueurs avec lombalgies liées à la pratique (gLBP), 6 étaient des joueurs professionnels (sur 9 PP), contre 7 récréatifs (sur 26 RP) ($p=0,05$).

Tableau 19 - Recensement des blessures imputables à la pratique du Golf

	EGP (N=13)	LGP (N=22)	p†
Rachis lombal	8 (73%)	5 (29%)	0,03
Hanche	0	1 (6%)	1
Poignet	1 (9%)	1 (6%)	1
Coude	0	7 (41%)	0,03
Épaule	0	1 (6%)	1
Autre	2 (18%)	2 (12%)	0,6

EGP: Early golf players ; LGP : Late golf players ; p† : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes EGP et LGP; Les valeurs en % correspondent à la proportion pour chaque localisation par rapport au nombre total de blessures dans le groupe concerné.

Ces blessures étaient génératrices de douleurs occasionnelles dans 1/4 des cas dans les deux groupes (**Tableau 20**). De même, il n'y avait pas de différence significative sur la proportion de joueurs utilisant systématiquement une routine d'échauffement avant la pratique, 20% des joueurs EGP et LGP n'en pratiquant pas.

Tableau 20 - Limitation douloureuse et routine d'échauffement des joueurs de Golf

	EGP (N=13)	LGP (N=22)	p†
Douleur limitant certains mouvements	3 (23%)	6 (27%)	1
Routine d'échauffement	10 (77%)	18 (82%)	1

EGP : Early golf players ; LGP : Late golf players ; p† : valeur p du test exact de Fisher entre les groupes EGP et LGP;

Examen physique

L'ensemble des joueurs n'ont pas pu bénéficier d'un examen physique avec mesure des amplitudes articulaires. Les données sont basées sur les 15 joueurs examinés. L'examen physique objectivait chez les joueurs EGP des amplitudes articulaires des épaules en RE2 plus importantes du côté *Trail* que du côté *Lead* (p=0,04) (**Tableau 21**). La RE1 était également plus importante côté *Lead* chez les EGP que chez les LGP (p=0,04). Il n'y avait pas de différence sur les paramètres rachidiens (Indice de Schöber et Indice de Schöber modifié), ni sur les amplitudes de rotations de hanche en position neutre.

Tableau 21 - Examen physique des participants (N=15)

	EGP (N=8)			LGP (N=7)			p†	
	TS	LS	p	TS	LS	p	TS	LS
RE1	80,6 ± 9,0	78,8 ± 10,9	0,5	73,6 ± 9,4	66,4 ± 9,0	0,1	0,2	0,04
RE2	110,0 ± 16,3	101,9 ± 11,6	0,04	98,6 ± 9,4	97,9 ± 9,9	0,06	0,1	0,5
S	5,0 ± 0,4			4,6 ± 1,1			0,4	
SM	6,4 ± 0,6			6,1 ± 1,3			0,6	
RLH	35,0 ± 8,9	35,0 ± 6,0	1	42,1 ± 8,1	40,7 ± 7,3	1	0,1	0,2
RMH	45,6 ± 6,8	43,1 ± 8,0	0,6	35,0 ± 11,2	35,0 ± 11,2	1	0,06	0,16

RE1 : Rotation latérale scapulo-humérale 1(en °); RE2 : Rotation latérale scapulo-humérale 2(en °); S : Indice de Schöber (10 +)(en cm); SM : Indice de Schöber modifié (15 +)(en cm); RLH : Rotation latérale de hanche (en °); RMH : Rotation médiale de hanche (en °); TS : Trail side (i.e. côté *backswing*); LS : Lead side (i.e. côté cible); p : valeur p du test de Wilcoxon pour données appariées entre les côté *Lead* et *Trail*; p† : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes EGP et LGP;

Anatomie morphologique

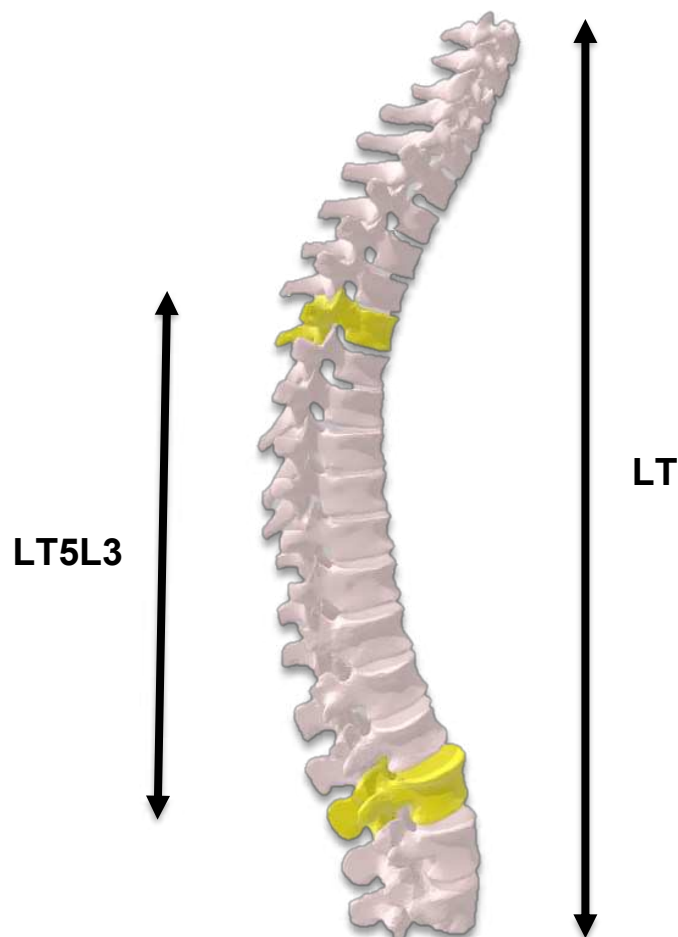
Colonne vertébrale

La longueur totale du rachis thoraco-lombal (LT), ainsi que la longueur entre Th5 et L3 (LT5L3), n'étaient pas différentes entre les groupes et leurs sujets contrôles (**Tableau 22**). Parmi les 22 sujets du groupe LGP, 3 présentaient 6 vertèbres lombales (d'où une formule vertébrale 7/12/6/4, au lieu de 7/12/5/4 pour les parties cervicale, thoracique, lombale et sacrale du rachis). Pour ces sujets, la vertèbre L3 n'était pas reconstruite. Les paramètres des vertèbres L4 et L5 de ces sujets correspondent à ceux de leur vertèbres L5 et L6.

Tableau 22 - Longueurs de la colonne vertébrale

	EGP	C_EGP	p	LGP	C_LGP	p	p†
LT	480,4 ± 18,8	473,4 ± 19,8	0,4	476,8 ± 23,5	466,3 ± 17,1	0,06	0,6
LT5L3	315,1 ± 12,6	311,7 ± 13,6	0,6	309,2 ± 14,1	306,5 ± 11,2	0,2	0,5

EGP: Early golf players ; C_EGP : sujets contrôles des EGP ; LGP : Late golf players ; C_LGP : sujets contrôles des LGP ; p : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes et leurs contrôles ; p† : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes EGP et LGP ; LT : longueur totale du rachis ; LT5L3 : longueur du rachis entre Th5 et L3; Moyenne ± écart-type.



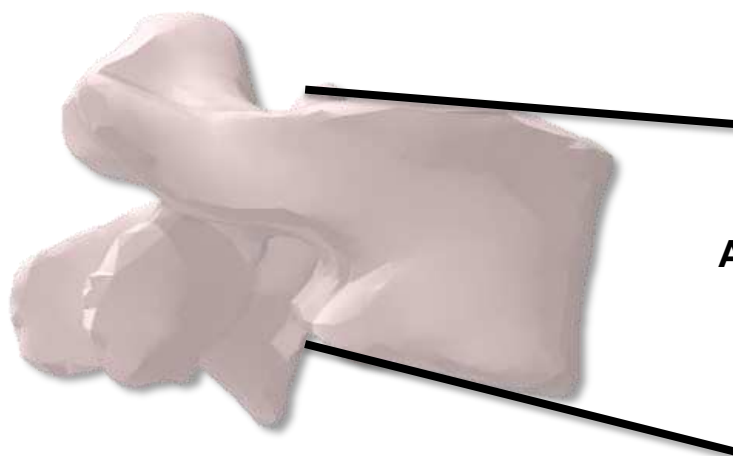
Paramètres morphologiques des corps vertébraux

Les angulations des corps vertébraux n'étaient pas différentes entre les groupes et leurs contrôles à l'exception ponctuelle de la vertèbre Th4 dans les groupes EGP et C_EGP (**Tableau 23**). Il n'y avait pas de différence entre les groupes EGP et LGP.

Tableau 23 - Angulations des corps vertébraux (en °)

	EGP	C_EGP	p	LGP	C_LGP	p	p†
Th1	8,1 ± 4,7	5,3 ± 4,0	0,1	5,6 ± 2,9	6,4 ± 4,0	0,7	0,1
Th2	4,9 ± 3,1	4,2 ± 3,4	0,5	4,4 ± 3,3	5,1 ± 2,8	0,3	0,8
Th3	4,4 ± 2,8	4,0 ± 3,1	0,6	5,1 ± 3,5	3,7 ± 2,0	0,5	0,8
Th4	4,3 ± 1,6	3,0 ± 3,0	0,02	3,8 ± 2,2	3,9 ± 2,2	0,9	0,3
Th5	4,2 ± 2,3	3,3 ± 2,8	0,2	3,3 ± 2,0	3,8 ± 2,1	0,5	0,3
Th6	4,4 ± 2,1	4,3 ± 2,2	1	4,7 ± 2,7	5,0 ± 1,7	0,3	0,8
Th7	5,2 ± 2,1	3,8 ± 1,8	0,06	4,6 ± 1,6	4,6 ± 1,9	1	0,4
Th8	4,9 ± 2,3	5,4 ± 2,0	0,6	5,7 ± 2,8	5,2 ± 2,8	0,4	0,4
Th9	4,8 ± 1,7	4,2 ± 2,7	0,2	4,9 ± 2,4	3,8 ± 2,1	0,1	0,8
Th10	2,9 ± 1,4	4,1 ± 2,3	0,2	3,9 ± 2,1	3,4 ± 2,0	0,5	0,2
Th11	6,5 ± 3,7	6,5 ± 2,8	0,9	6,3 ± 2,8	6,1 ± 3,1	1	1
Th12	4,8 ± 3,2	4,9 ± 1,4	1	5,4 ± 2,5	5,7 ± 3,0	0,9	0,6
L1	6,3 ± 2,9	4,4 ± 1,9	0,06	5,9 ± 2,9	6,3 ± 3,1	0,6	0,6
L2	4,7 ± 2,7	2,8 ± 1,6	0,08	4,5 ± 2,8	5,0 ± 2,9	0,6	0,8
L3	2,8 ± 1,3	2,4 ± 1,2	0,3	3,4 ± 2,1	2,6 ± 1,5	0,3	0,7
L4	3,5 ± 2,3	3,5 ± 2,5	1	3,7 ± 2,1	4,7 ± 3,1	0,3	0,6
L5	11,6 ± 3,3	11,7 ± 2,6	1	9,7 ± 3,7	11,4 ± 2,7	0,1	0,1

EGP : Early golf players ; C_EGP : sujets contrôles des EGP ; LGP : Late golf players ; C_LGP : sujets contrôles des LGP ; p : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes et leurs contrôles ; p† : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes EGP et LGP ; Thx : vertèbre thoracique x ; Lx : vertèbre lombale x ; Moyenne ± écart-type.



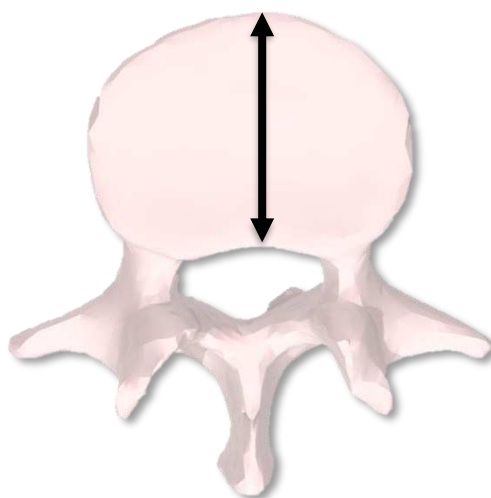
**Angulation du
corps
vertébral**

Les corps vertébraux présentaient des différences significatives de profondeur entre les groupes EGP et LGP pour les niveaux thoraciques bas (Th11 et Th12) et lombaux (L1, L2, L3 et L4) (**Tableau 24**). Des différences étaient retrouvées également entre les groupes et leurs contrôles, en particulier pour le rachis lombal bas (L3 et L4) du groupe LGP.

Tableau 24 - Profondeurs des corps vertébraux (en mm)

	EGP	C_EGP	p	LGP	C_LGP	p	p†
Th1	19,9 ± 1,4	19,1 ± 1,3	0,5	19,8 ± 1,4	19,4 ± 1,5	0,3	0,04
Th2	22,0 ± 1,3	21,9 ± 0,9	0,9	22,6 ± 1,7	22,0 ± 1,5	0,4	0,3
Th3	24,0 ± 1,2	23,5 ± 1,5	0,6	24,6 ± 2,3	23,8 ± 2,0	0,4	0,5
Th4	26,0 ± 1,6	25,0 ± 1,5	0,1	26,0 ± 1,7	25,1 ± 2,1	0,2	0,7
Th5	27,4 ± 2,1	26,7 ± 1,0	1	27,5 ± 1,7	26,5 ± 2,3	0,2	0,7
Th6	28,9 ± 1,7	27,7 ± 1,0	0,1	29,0 ± 1,6	28,1 ± 2,5	0,1	0,6
Th7	29,8 ± 2,1	29,3 ± 1,5	0,5	30,8 ± 2,0	30,1 ± 2,8	0,2	0,2
Th8	30,9 ± 1,9	30,4 ± 1,2	0,6	31,9 ± 1,9	31,1 ± 2,7	0,2	0,2
Th9	31,8 ± 2,1	30,9 ± 1,7	0,3	32,6 ± 1,9	31,9 ± 2,6	0,3	0,3
Th10	31,5 ± 2,7	31,3 ± 1,5	1	33,0 ± 2,1	32,0 ± 2,9	0,1	0,08
Th11	32,8 ± 2,1	32,4 ± 1,6	1	34,4 ± 2,0	33,1 ± 2,6	0,02	0,02
Th12	33,9 ± 2,3	33,6 ± 1,6	0,8	36,4 ± 2,6	34,9 ± 3,2	0,06	0,01
L1	34,6 ± 2,0	34,6 ± 1,6	0,9	36,7 ± 2,8	35,7 ± 3,3	0,3	0,03
L2	34,8 ± 1,6	34,7 ± 1,8	1	36,8 ± 2,6	36,8 ± 2,6	0,1	0,02
L3	34,2 ± 2,0	34,2 ± 1,7	0,9	36,6 ± 2,2	35,3 ± 2,3	0,04	0,01
L4	34,4 ± 1,9	33,9 ± 1,5	0,8	36,6 ± 2,8	34,8 ± 2,9	0,02	0,01
L5	34,6 ± 2,1	32,9 ± 1,8	0,04	35,2 ± 3,0	33,6 ± 2,8	0,06	0,44

EGP: Early golf players ; C_EGP : sujets contrôles des EGP ; LGP : Late golf players ; C_LGP : sujets contrôles des LGP ; p : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes et leurs contrôles ; p† : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes EGP et LGP ; Thx : vertèbre thoracique x ; Lx : vertèbre lombale x ; Moyenne ± écart-type.



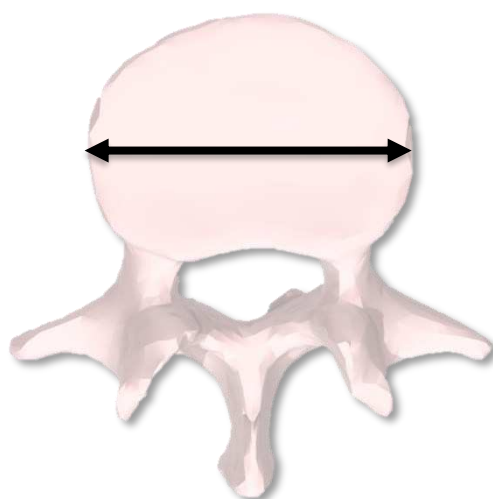
**Profondeur du
corps
vertébral**

Il n'y avait pas de différence sur la largeur des corps vertébraux entre les groupes EGP et LGP (**Tableau 25**). On notait cependant des différences ponctuelles avec leurs contrôles respectifs.

Tableau 25 - Largeurs des corps vertébraux (en mm)

	EGP	C_EGP	p	LGP	C_LGP	p	p†
Th1	32,5 ± 2,7	32,2 ± 3,7	1	31,0 ± 2,4	31,1 ± 4,1	0,9	0,1
Th2	30,3 ± 2,4	30,6 ± 2,1	0,7	29,9 ± 2,5	30,0 ± 2,9	0,8	0,5
Th3	30,1 ± 2,1	30,1 ± 1,9	1	30,5 ± 2,5	29,3 ± 2,7	0,2	0,7
Th4	30,1 ± 2,1	29,2 ± 1,6	0,2	30,0 ± 1,9	29,0 ± 2,6	0,1	1
Th5	29,4 ± 1,9	28,9 ± 2,1	0,9	30,1 ± 1,8	28,8 ± 2,2	0,07	0,2
Th6	30,0 ± 2,3	28,9 ± 1,7	0,2	30,2 ± 2,5	29,5 ± 3,0	0,2	0,6
Th7	31,2 ± 2,6	31,0 ± 2,4	0,9	32,3 ± 2,5	31,0 ± 2,7	0,2	0,4
Th8	32,4 ± 2,3	31,8 ± 1,8	0,4	33,6 ± 2,3	32,0 ± 2,4	0,04	0,2
Th9	34,2 ± 1,9	33,6 ± 1,5	0,6	35,1 ± 2,2	34,4 ± 2,9	0,3	0,3
Th10	37,2 ± 2,3	35,8 ± 1,3	0,1	37,9 ± 2,1	36,9 ± 3,3	0,09	0,3
Th11	40,0 ± 2,6	38,2 ± 1,4	0,054	41,0 ± 3,2	39,8 ± 2,8	0,08	0,1
Th12	42,2 ± 3,2	40,4 ± 1,4	0,1	43,5 ± 3,1	42,1 ± 3,6	0,04	0,2
L1	46,4 ± 3,4	44,8 ± 2,3	0,3	47,5 ± 3,6	45,8 ± 3,6	0,05	0,3
L2	48,2 ± 3,8	47,5 ± 2,2	0,9	49,8 ± 3,4	48,1 ± 3,9	0,1	0,2
L3	50,8 ± 3,8	49,7 ± 2,7	0,9	52,1 ± 3,8	50,3 ± 3,8	0,08	0,3
L4	52,0 ± 3,2	50,6 ± 2,0	0,4	54,0 ± 3,5	51,6 ± 4,0	0,04	0,1
L5	57,0 ± 3,4	53,1 ± 2,6	0,004	55,2 ± 3,7	55,2 ± 3,7	0,1	0,2

EGP: Early golf players ; C_EGP : sujets contrôles des EGP ; LGP : Late golf players ; C_LGP : sujets contrôles des LGP ; p : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes et leurs contrôles ; p† : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes EGP et LGP ; Thx : vertèbre thoracique x; Lx : vertèbre lombale x; Moyenne ± écart-type.



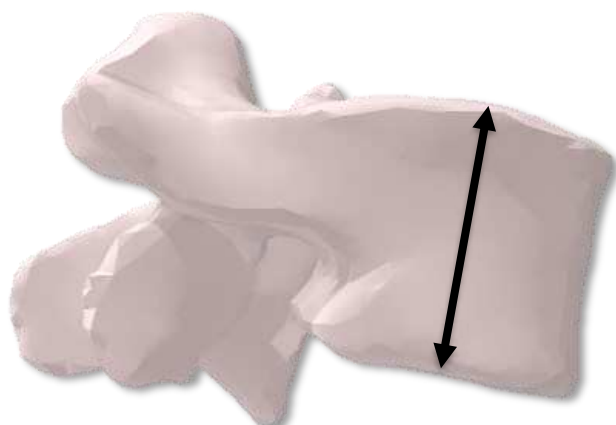
**Largeur du
corps
vertébral**

Le groupe LGP présentait des différences de hauteur des vertèbres thoraciques basses (Th11 et Th12) et lombales hautes (L2 et L3). Une différence ponctuelle était observée dans le groupe EGP.

Tableau 26 - Hauteur des corps vertébraux (en mm)

	EGP	C_EGP	p	LGP	C_LGP	p	p†
Th1	15,3 ± 1,6	15,2 ± 1,4	0,8	16,4 ± 1,6	15,8 ± 1,5	0,3	0,1
Th2	17,1 ± 1,6	17,1 ± 1,0	0,9	17,8 ± 1,5	17,0 ± 1,3	0,06	0,1
Th3	17,5 ± 1,5	17,5 ± 1,4	1	17,9 ± 1,3	17,2 ± 1,2	0,1	0,5
Th4	18,2 ± 1,7	17,6 ± 1,5	0,3	18,3 ± 1,1	17,8 ± 1,2	0,09	0,8
Th5	19,4 ± 1,3	18,8 ± 1,3	0,2	19,0 ± 1,6	18,9 ± 1,1	0,9	0,6
Th6	19,8 ± 1,1	18,6 ± 1,0	0,008	19,9 ± 1,4	18,9 ± 1,6	0,06	0,8
Th7	20,0 ± 1,0	19,6 ± 1,6	0,4	20,2 ± 1,2	19,5 ± 1,2	0,07	0,8
Th8	20,3 ± 1,0	19,9 ± 1,6	0,4	20,0 ± 1,1	19,7 ± 1,1	0,4	0,6
Th9	20,6 ± 1,7	20,3 ± 1,1	0,6	20,5 ± 1,0	20,1 ± 1,2	0,2	0,8
Th10	22,3 ± 1,3	22,0 ± 1,1	0,8	21,8 ± 1,0	21,2 ± 1,1	0,09	0,5
Th11	23,7 ± 1,7	23,7 ± 1,2	0,8	23,5 ± 1,1	22,4 ± 1,5	0,045	0,5
Th12	25,1 ± 1,8	24,5 ± 1,3	0,5	24,9 ± 1,3	23,8 ± 1,3	0,03	1
L1	27,0 ± 1,6	26,9 ± 1,0	0,8	26,6 ± 1,9	25,6 ± 1,1	0,053	0,6
L2	27,0 ± 1,7	27,2 ± 1,4	0,6	26,6 ± 1,7	25,6 ± 0,9	0,02	0,8
L3	27,3 ± 1,7	27,3 ± 1,2	0,9	27,4 ± 1,7	26,1 ± 1,5	0,008	0,8
L4	27,6 ± 1,8	27,2 ± 1,4	0,6	27,1 ± 1,3	26,3 ± 1,2	0,06	0,4
L5	26,9 ± 2,2	27,0 ± 1,5	0,8	26,7 ± 2,2	26,0 ± 1,5	0,5	0,7

EGP: Early golf players ; C_EGP : sujets contrôles des EGP ; LGP : Late golf players ; C_LGP : sujets contrôles des LGP ; p : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes et leurs contrôles ; p† : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes EGP et LGP ; Thx : vertèbre thoracique x; Lx : vertèbre lombale x; Moyenne ± écart-type.



**Hauteur du
corps
vertébral**

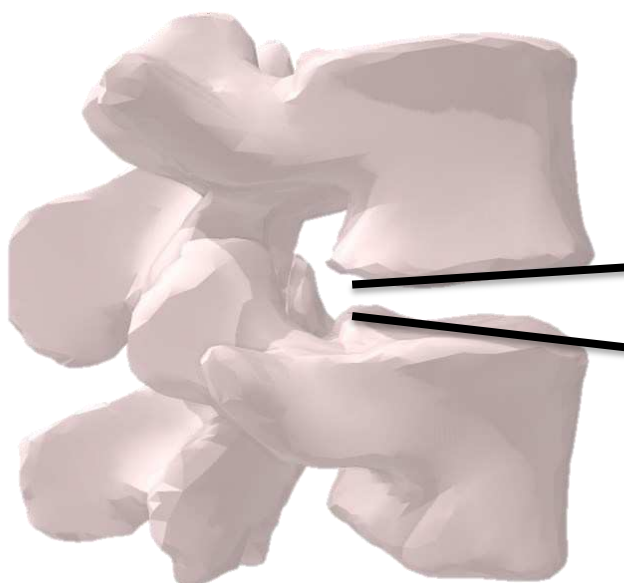
Paramètres morphologiques des disques intervertébraux

On ne retrouvait pas de différence majeure d'angulation des disques intervertébraux entre les groupes et leurs contrôles (Tableau 27).

Tableau 27 - Angulations des disques intervertébraux (en °)

	EGP	C_EGP	p	LGP	C_LGP	p	p†
Th1 – Th2	1,4 ± 6,4	0,9 ± 5,9	1	1,4 ± 4,8	0,1 ± 4,6	0,3	0,7
Th2 – Th3	3,3 ± 4,2	2,1 ± 3,8	0,2	4,1 ± 4,1	2,3 ± 3,0	0,04	0,9
Th3 – Th4	7,2 ± 3,6	4,7 ± 2,2	0,09	3,8 ± 5,1	4,5 ± 2,4	0,6	0,07
Th4 – Th5	4,6 ± 3,6	4,5 ± 3,5	0,5	4,0 ± 4,4	4,2 ± 2,8	0,8	0,5
Th5 – Th6	2,9 ± 3,0	2,7 ± 2,2	0,4	3,3 ± 2,5	3,0 ± 2,5	0,8	0,9
Th6 – Th7	1,6 ± 2,1	1,6 ± 2,4	0,6	3,6 ± 2,0	3,0 ± 3,3	0,3	0,002
Th7 – Th8	0,5 ± 2,7	1,5 ± 2,7	0,5	0,9 ± 2,3	1,2 ± 2,1	0,9	0,9
Th8 – Th9	-1,1 ± 3,1	-0,9 ± 2,5	0,9	-1,2 ± 3,5	-0,8 ± 2,2	0,7	0,9
Th9 – Th10	-1,6 ± 4,0	-0,5 ± 2,1	0,3	-1,6 ± 4,3	-0,3 ± 2,4	0,3	0,9
Th10 – Th11	-2,2 ± 2,6	-3,1 ± 3,2	0,7	-2,1 ± 3,6	-2,0 ± 2,6	0,7	0,9
Th11 – Th12	-1,9 ± 4,6	-1,4 ± 3,9	0,6	-2,6 ± 3,6	-0,8 ± 2,8	0,08	0,7
Th12 – L1	-2,9 ± 5,0	-3,2 ± 2,3	0,6	-3,4 ± 3,8	-3,6 ± 2,8	0,9	1
L1 – L2	-6,9 ± 5,0	-7,4 ± 2,4	1	-7,2 ± 5,2	-7,9 ± 2,2	0,6	1
L2 – L3	-10,3 ± 3,2	-9,5 ± 1,9	0,4	-9,8 ± 3,9	-9,1 ± 3,7	0,5	0,8
L3 – L4	-11,7 ± 2,7	-10,6 ± 2,6	0,2	-11,9 ± 3,7	-10,3 ± 3,7	0,2	0,8
L5 – S1	-12,4 ± 4,4	-10,4 ± 4,6	0,2	-12,3 ± 3,2	-10,0 ± 2,9	0,03	0,7

EGP : Early golf players ; C_EGP : sujets contrôles des EGP ; LGP : Late golf players ; C_LGP : sujets contrôles des LGP ; p : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes et leurs contrôles ; p† : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes EGP et LGP ; Thx : vertèbre thoracique x ; Lx : vertèbre lombale x ; S1 : base du sacrum ; Moyenne ± écart-type.



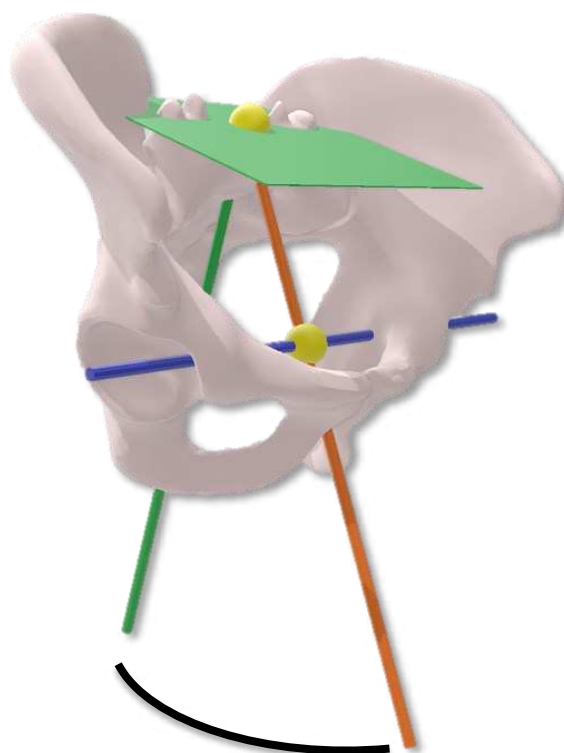
**Angulation du
disque
intervertébral**

Pelvis

La mesure de l'incidence pelvienne, seul marqueur morphologique caractérisant le pelvis, n'objectivait pas de différence significative, avec des valeurs comprises entre $49,7^\circ \pm 9,1$ et $53,0^\circ \pm 9,1$.

	EGP	C_EGP	p	LGP	C_LGP	p	p†
PI	$53,0 \pm 9,1$	$50,1 \pm 12,5$	0,36	$50,5 \pm 10,9$	$49,7 \pm 9,1$	0,78	0,22

EGP : Early golf players ; **C_EGP** : sujets contrôles des EGP ; **LGP** : Late golf players ; **C_LGP** : sujets contrôles des LGP ; **PI** : incidence pelvienne (en °); p : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes et leurs contrôles ; **p†** : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes EGP et LGP; Moyenne \pm écart-type.



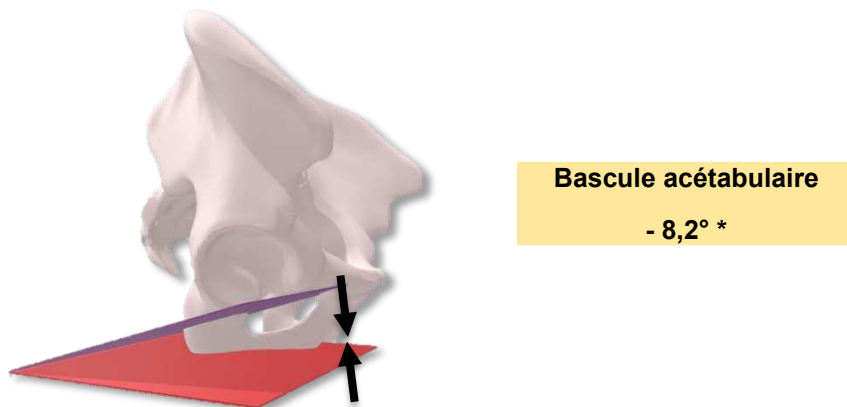
**Incidence
pelvienne**

Paramètres acétabulaires

EGP

La comparaison des paramètres acétabulaires du groupe EGP et de leurs contrôles C_EGP objectivait des différences significatives, toutes localisées du côté *Trail* (**Tableau 28**). Ainsi, le groupe EGP présentait de ce côté :

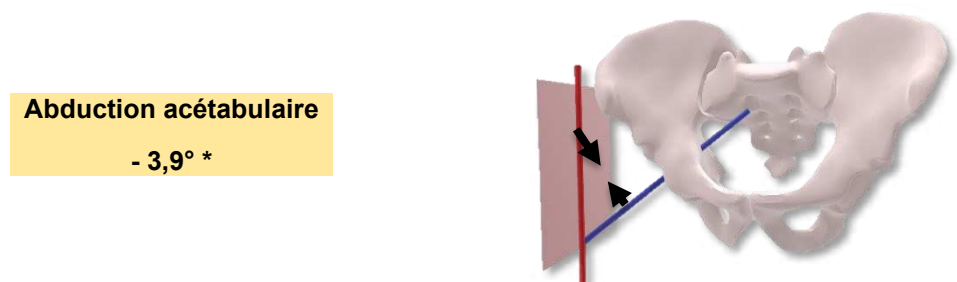
- Une **basculé acétabulaire**⁵⁹ plus faible de 8,2° (p=0,02)



- Une **inclinaison acétabulaire** plus élevée de 2,5° (p=0,02)



- Une **abduction acétabulaire** plus faible de 3,9° (p=0,01)



⁵⁹ *Acetabular tilt*

- Une **couverture acétabulaire postérieure** plus faible de $3,8^\circ$ ($p=0,01$).

Couverture acétabulaire postérieure

- $3,8^\circ$ *

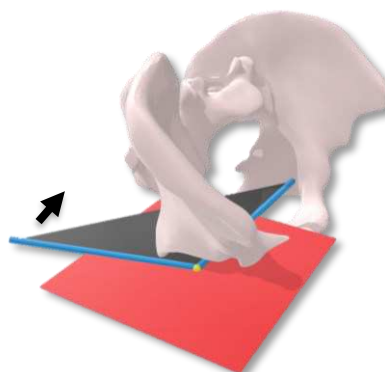


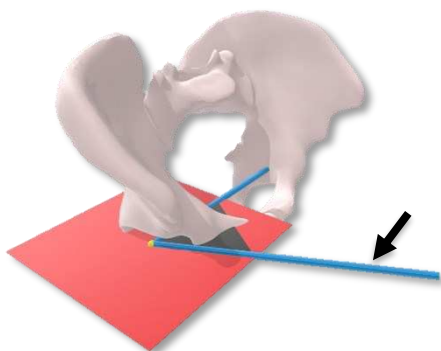
Tableau 28 – Paramètres acétabulaires - Trail side/Lead side – EGP vs C_EGP

	EGP			C_EGP			p†	
	TS	LS	p	TS	LS	p	TS	LS
Bascule acétabulaire (°)	17,2 ± 8,3	22,6 ± 8,5	0,3	25,4 ± 9,4	21,0 ± 6,2	0,2	0,02	0,9
Inclinaison acétabulaire (°)	35,6 ± 2,8	35,6 ± 3,9	0,7	33,1 ± 2,3	33,0 ± 3,1	0,9	0,02	0,2
Abduction acétabulaire (°)	53,9 ± 3,4	57,0 ± 5,5	0,07	57,8 ± 3,6	58,3 ± 4,3	0,8	0,01	0,9
Couverture acétabulaire antérieure (°)	64,8 ± 2,5	64,2 ± 5,1	0,8	64,6 ± 2,5	64,6 ± 2,3	0,8	0,9	0,5
Couverture acétabulaire postérieure (°)	92,4 ± 3,9	94,1 ± 3,6	0,1	96,2 ± 2,7	96,0 ± 3,4	1	0,01	0,4
Antéversion acétabulaire (°)	14,2 ± 3,3	14,5 ± 2,5	1	15,6 ± 3,3	15,5 ± 2,6	0,7	0,4	0,8

EGP: Early golf players ; C_EGP : sujets contrôles des EGP ; TS : *Trail side*; LS : *Lead side*; p† : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes EGP et C_EGP; p : valeur p du test de Wilcoxon pour données appariées entre les côtés *Trail* et *Lead*; Moyenne ± écart-type.

LGP

Seule la couverture acétabulaire antérieure côté *Trail* était différente des sujets contrôles dans le groupe LGP (+ $2,5^\circ$, $p=0,04$) (Tableau 29).



Couverture acétabulaire antérieure

+ $2,5^\circ$ *

Tableau 29 - Paramètres acétabulaires - Trail side/Lead side – LGP vs C LGP

	LGP			C_LGP			p†	
	TS	LS	p	TS	LS	p	TS	LS
Bascule acétabulaire (°)	26,6 ± 7,4	26,6 ± 7,4	0,7	26,8 ± 8,3	25,5 ± 7,0	0,5	0,8	0,9
Inclinaison acétabulaire (°)	34,0 ± 3,4	34,0 ± 3,4	0,6	34,9 ± 4,8	36,0 ± 5,1	0,1	0,6	0,1
Abduction acétabulaire (°)	56,8 ± 4,0	56,8 ± 4,0	0,6	57,0 ± 4,8	55,4 ± 5,8	0,1	0,9	0,1
Couverture acétabulaire antérieure (°)	63,3 ± 3,4	63,3 ± 3,4	0,9	60,9 ± 5,4	60,8 ± 4,6	0,9	0,2	0,04
Couverture acétabulaire postérieure (°)	97,0 ± 5,6	97,0 ± 5,6	0,7	97,1 ± 6,1	96,0 ± 6,2	0,4	1	0,4
Antéversion acétabulaire (°)	18,0 ± 4,3	18,0 ± 4,3	0,6	19,4 ± 4,4	19,0 ± 4,4	0,6	0,3	0,4

LGP : Late golf players ; **C_LGP** : sujets contrôles des LGP ; **TS** : *Trail side*; **LS** : *Lead side*; **p†** : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes LGP et C_LGP; **p** : valeur p du test de Wilcoxon pour données appariées entre les côtés *Trail* et *Lead*; Moyenne ± écart-type.

Comparaison EGP/LGP

La comparaison des paramètres acétabulaires des groupes **EGP** et **LGP** retrouvait des différences significatives sur la bascule, l'abduction, la couverture postérieure et l'antéversion acétabulaires côté *Trail*, ainsi que la couverture postérieure et l'antéversion acétabulaire.

Tableau 30 – Comparaison des paramètres acétabulaires - Trail side/Lead side – EGP vs LGP

	p†	
	TS	LS
Bascule acétabulaire (°)	0,002	0,3
Inclinaison acétabulaire (°)	0,19	0,4
Abduction acétabulaire (°)	0,01	0,9
Couverture acétabulaire antérieure (°)	0,2	0,6
Couverture acétabulaire postérieure (°)	0,005	0,01
Antéversion acétabulaire (°)	0,02	0,003

EGP: Early golf players ; **LGP** : Late golf players ; **TS** : *Trail side*; **LS** : *Lead side*; **p†** : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes EGP et LGP; Moyenne ± écart-type.

Paramètres des membres inférieurs

Fémur

L'angle fémoral mécanique des joueurs EGP n'était pas différent de celui de leurs contrôles, de même que l'angle cervico-diaphysaire (**Tableau 31**). L'angle HKS était plus élevé côté *Trail* dans le groupe LGP.

Tableau 31 - Paramètres fémoraux morphologiques. Analyses pas groupes.

	EGP			C_EGP			p†	
	TS	LS	p	TS	LS	p	TS	LS
AFM (°)	92,3 ± 2,6	92,2 ± 1,8	0,6	92,8 ± 1,5	93,0 ± 1,5	1	0,8	0,2
HKS (°)	5,5 ± 1,5	5,1 ± 1,4	0,2	6,1 ± 0,9	5,5 ± 0,8	0,05	0,2	0,4
CC'D (°)	126,8 ± 5,4	127,7 ± 2,3	0,4	125,8 ± 3,3	126,3 ± 4,0	0,6	0,9	0,3

	LGP			C_LGP			p†	
	TS	LS	p	TS	LS	p	TS	LS
AFM (°)	92,3 ± 1,3	91,9 ± 2,0	0,3	92,9 ± 1,6	91,8 ± 1,8	0,02	0,2	0,8
HKS (°)	6,5 ± 1,3	5,9 ± 1,6	0,005	5,8 ± 1,2	5,4 ± 1,2	0,08	0,1	0,2
CC'D (°)	125,8 ± 4,0	124,7 ± 4,2	0,06	128,5 ± 4,8	128,5 ± 6,3	0,7	0,07	0,02

	p†	
	TS	LS
AFM (°)	1	0,9
HKS (°)	0,04	0,2
CC'D (°)	0,8	0,005

EGP : Early golf players ; **C_EGP** : sujets contrôles des EGP ; **LGP** : Late golf players ; **C_LGP** : sujets contrôles des LGP ; **AFM** : angle fémoral mécanique ; **HKS** : angle *Hip-Knee-Shaft* ; **RFT** : rotation fémoro-tibiale ; **CC'D** : angle cervico-diaphysaire ; **TS** : *Trail side* ; **LS** : *Lead side* ; **p** : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes et leur contrôles ; **p†** : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes EGP et LGP ; Moyenne ± écart-

Index de cumul des torsions

L'index de cumul des torsions (ICT) était plus faible côté *Lead* dans le groupe EGP par rapport au groupes C_EGP (p=0,03), au groupe LGP (p=0,001), ainsi que par rapport au côté *Trail* pour chaque sujet (p=0,002) (**Figure 63** et **Tableau 32**). Aucune différence n'était observée pour le groupe LGP entre les côtés *Lead* et *Trail* ou avec le groupe C_LGP. Enfin, les groupes C_EGP et C_LGP n'avaient pas de différence significative entre les 2 côtés.

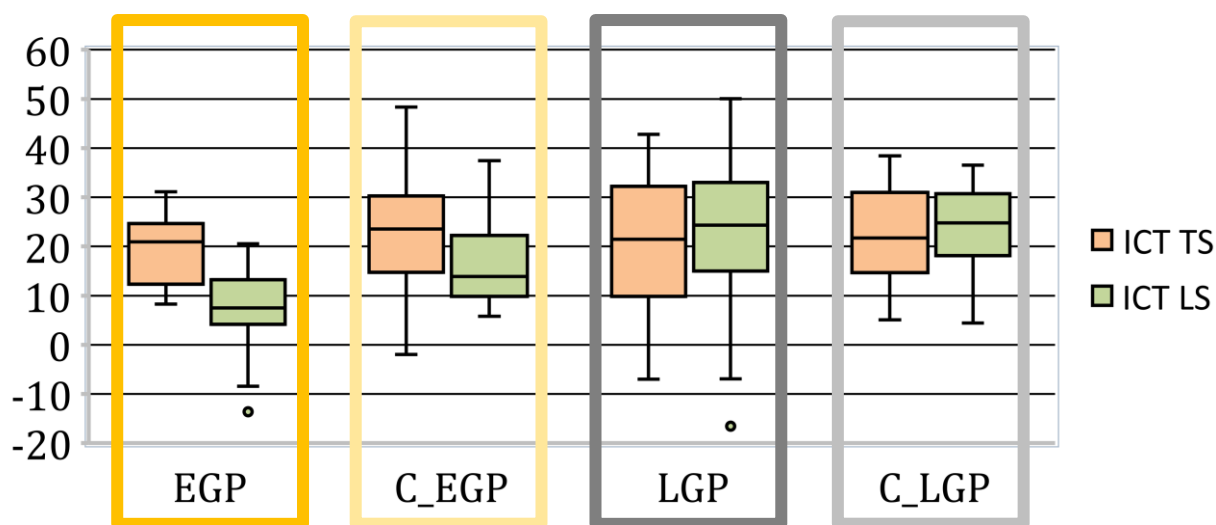


Figure 63 - Index de Cumul des Torsions (en °)

EGP : Early golf players ; C_EGP : sujets contrôles des EGP ; LGP : Late golf players ; C_LGP : sujets contrôles des LGP ; TS : *Trail side*; LS : *Lead side*;

Tableau 32 - Index de Cumul des Torsions. Analyses par groupes.

	EGP			C_EGP			p	
	TS	LS	p	TS	LS	p	TS	LS
	ICT	19,2 ± 7,1	7,30 ± 9,98	0,002	22,8 ± 13,6	16,8 ± 9,2	0,2	0,3

	LGP			C_LGP			p	
	TS	LS	p	TS	LS	p	TS	LS
	ICT	20,7 ± 14,1	20,7 ± 14,1	0,7	22,2 ± 9,8	23,6 ± 8,6	0,3	0,8

	p†	
	TS	LS
	ICT	0,5

EGP : Early golf players ; C_EGP : sujets contrôles des EGP ; LGP : Late golf players ; C_LGP : sujets contrôles des LGP ; TS : *Trail side*; LS : *Lead side*; p : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes et leur contrôles ; p† : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes EGP et LGP; Moyenne ± écart-type.

L'étude de la corrélation des modifications observées pour le paramètre ICT côté *Lead* des joueurs EGP avec les données d'historique de pratique et de cinématique coxofémorale (voir page 144) est présentée dans le **Tableau 33**. On retrouvait une corrélation significative entre l'âge de début, l'âge, l'adduction

côté *Lead*, ainsi que l'abduction et la rotation médiale côté *Trail*. La schématisation de la morphologie torsionnelle des membres inférieurs du groupe EGP est présentée sur la **Figure 64**.

Tableau 33 - Corrélation des données d'historique de pratique et de cinématique coxo-fémorale avec l'Index de Cumul de Torsions (°)

	ICT LS	
	R	p
Age de début de pratique	0,55	<0,001
Age	0,46	<0,001
Durée de pratique	0,23	0,2
Handicap*	0,15	0,51
Flexion LS	0,16	0,41
Extension LS	0,09	0,6
Abduction LS	-0,07	0,7
Adduction LS	-0,38	0,04
Rotation latérale LS	0,09	0,7
Rotation médiale LS	0,03	0,9
Flexion TS	0,23	0,2
Extension TS	0,12	0,5
Abduction TS	0,45	0,02
Adduction TS	0,11	0,6
Rotation latérale TS	-0,19	0,3
Rotation médiale TS	-0,44	0,02

R : valeur Rho du test de corrélation de Spearman ; p : valeur p du test de corrélation de Spearman; TS : *Trail side*; LS : *Lead side*; * *uniquement pour le groupe RP (joueurs récréatifs)*. Les données de cinématique de hanche sont développées dans le chapitre Anatomie fonctionnelle.

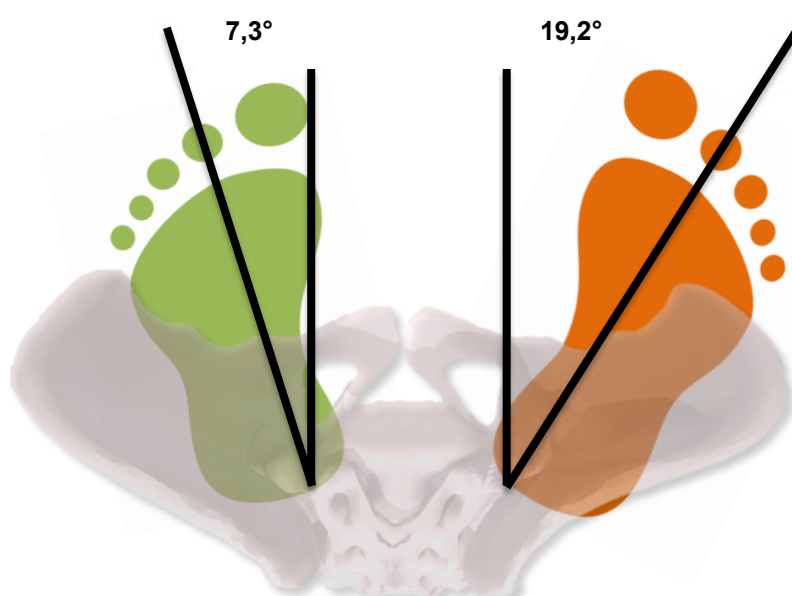


Figure 64 - Représentation schématique de l'Index de Cumul des Torsions du groupe EGP

En vert: membre inférieur côté *Lead*; en orange: membre inférieur côté *Trail*. Les angles ont été majorés pour faciliter la compréhension des résultats.

Joueurs professionnels

Les comparaisons des paramètres morphologiques pelviens, acétabulaires, et des membres inférieurs entre les joueurs professionnels (**PP**) et leur sujets contrôles respectifs (**C_PP**) sont présentées dans le

Tableau 34. Il y avait des différences significatives sur les paramètres côté *Trail* :

- La couverture acétabulaire antérieure était plus faible de 1,4° (p=0,003),
- La couverture acétabulaire postérieure également plus faible de 2,0° (p=0,004),
- L'antéversion acétabulaire était plus importante de 1° (p=0,004).

De même, l'index de cumul de torsions était diminué côté *Lead* de manière significative entre les groupes PP et C_PP (p=0,003), mais également entre les côtés *Lead* et *Trail* du groupe PP (p=0,004).

Tableau 34 - Comparaison des paramètres morphologiques pelviens, acétabulaires et des membres inférieurs des joueurs professionnels et de leurs sujets contrôles

	PP (N=9)			C_PP (N=9)			p†	
	TS	LS	p	TS	LS	p	TS	LS
Incidence pelvienne (°)	53,3 ± 5,4			51,9 ± 13,4			0,6	
Bascule acétabulaire (°)	20,2 ± 8,9	25,0 ± 7,3	0,4	25,9 ± 9,9	20,2 ± 5,2	0,1	0,2	0,2
Inclinaison acétabulaire (°)	34,3 ± 3,4	33,9 ± 3,9	0,9	32,8 ± 2,6	32,9 ± 3,4	0,9	0,5	1
Abduction acétabulaire (°)	54,1 ± 4,5	59,8 ± 3,7	0,01	57,7 ± 3,8	58,6 ± 4,8	0,7	0,09	0,5
Couverture acétabulaire antérieure (°)	63,9 ± 2,1	65,2 ± 2,0	0,07	65,3 ± 2,4	64,7 ± 2,6	0,8	0,2	0,6
Couverture acétabulaire postérieure (°)	94,0 ± 3,9	94,9 ± 3,5	0,7	96,0 ± 2,7	95,8 ± 3,4	1	0,2	1
Antéversion acétabulaire (°)	16,0 ± 3,7	15,4 ± 3,6	0,3	15,0 ± 3,5	15,4 ± 2,9	0,8	0,7	0,7
AFM (°)	91,5 ± 2,5	91,6 ± 2,1	0,9	92,6 ± 1,7	93,2 ± 1,5	0,4	0,4	0,08
HKS (°)	5,5 ± 1,6	5,4 ± 1,3	0,5	5,9 ± 1,1	5,2 ± 1,2	0,07	0,7	1
CC'D (°)	127,8 ± 5,3	127,3 ± 2,3	0,7	126,1 ± 2,6	126,6 ± 3,7	0,8	0,3	0,9
Index de Cumul des Torsions (°)	15,4 ± 7,8	6,1 ± 12,9	0,004	23,6 ± 15,6	15,1 ± 9,4	0,1	0,09	0,3

PP : Professional players ; C_PP : sujets contrôles des PP; TS : *Trail side*; LS : *Lead side*; p : valeur p du test de Wilcoxon entre les côtés ; p† : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes PP et C_PP; Moyenne ± écart-type.

Lombalgies liées à la pratique

Les données morphologiques pelviennes, acétabulaires et des membres inférieurs des joueurs ayant présenté un épisode de lombalgies liées à la pratique (**gLBP**, N=13) ont été comparées à celles des joueurs n'en ayant pas présenté (**HP**, N=22) (**Tableau 35**). Aucune différence significative n'était constatée entre les groupes, et entre les côtés *Trail* et *Lead*, à l'exception de l'asymétrie de l'angle HKS dans le groupe HP (p=0,008).

Tableau 35 - Comparaison des paramètres morphologiques pelviens, acétabulaires et des membres inférieurs des joueurs avec lombalgies liée à la pratique (gLBP) vs ceux sans (HP)

	gLBP (N=13)			HP (N=22)			p†	
	TS	LS	p	TS	LS	p	TS	LS
Incidence pelvienne (°)	53,4 ± 7,6			50,5 ± 11,5			0,1	
Bascule acétabulaire (°)	21,0 ± 8,9	25,0 ± 8,1	0,2	24,4 ± 8,8	24,0 ± 9,5	0,8	0,4	0,8
Inclinaison acétabulaire (°)	34,5 ± 3,3	34,6 ± 3,7	1	34,6 ± 3,3	34,7 ± 3,8	0,8	0,8	0,7
Abduction acétabulaire (°)	55,2 ± 4,1	58,0 ± 5,3	0,06	56,6 ± 3,3	56,7 ± 5,1	0,6	0,7	0,4
Couverture acétabulaire antérieure (°)	63,2 ± 3,4	64,7 ± 5,5	0,2	64,3 ± 3,0	63,3 ± 3,8	0,3	0,4	0,07
Couverture acétabulaire postérieure (°)	94,5 ± 6,2	96,2 ± 4,7	0,1	95,8 ± 5,1	96,9 ± 5,2	1	0,3	0,7
Antéversion acétabulaire (°)	16,3 ± 5,0	15,9 ± 3,1	0,9	16,8 ± 4,0	17,4 ± 4,2	0,5	0,8	0,3
AFM (°)	92,1 ± 2,3	91,9 ± 2,0	0,7	92,4 ± 1,6	92,1 ± 1,9	0,3	0,7	0,7
HKS (°)	5,8 ± 1,7	5,6 ± 1,6	0,1	6,3 ± 1,3	5,6 ± 1,5	0,008	0,3	0,9
CC'D (°)	125,5 ± 3,7	126,1 ± 2,9	0,6	126,5 ± 4,9	125,7 ± 4,3	0,3	0,6	0,6
Index de Cumul des Torsions (°)	19,0 ± 11,7	13,7 ± 16,2	0,1	20,8 ± 12,2	19,0 ± 14,6	0,8	0,9	0,3

gLBP : joueurs ayant déclaré une lombalgie liée au golf ; **HP** : joueurs n'ayant jamais présenté de lombalgie liée au golf ; **TS** : *Trail side*; **LS** : *Lead side*; **p** : valeur p du test de Wilcoxon entre les côtés ; **p†** : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes gLBP et HP; Moyenne ± écart-type.

Synthèse

L'analyse des paramètres morphologiques des joueurs EGP révélait donc des modifications de l'orientation et de la couverture acétabulaire côté *Trail*, ainsi qu'une diminution de l'Index des cumuls des torsions côté *Lead* (Tableau 36).

Tableau 36 - Synthèse des résultats d'anatomie statique des groupes EGP vs C EGP et LGP vs C LGP

	EGP		LGP	
COLONNE VERTEBRALE				
Angulation des corps vertébraux				
Profondeur des corps vertébraux			Augmentée en thoracique bas et lombal	
Largeur des corps vertébraux			± Augmentée en thoracique bas et lombal	
Hauteur des corps vertébraux			Augmentée en thoracique bas et lombal	
Angulation des disques intervertébraux				
PELVIS				
Incidence pelvienne				
PARAMETRES ACETABULAIRES	TS	LS	TS	LS
Bascule acétabulaire	-8,2°			
Inclinaison acétabulaire	+2,5°			
Abduction acétabulaire	-3,9°			
Couverture acétabulaire antérieure			+2,5°	
Couverture acétabulaire postérieure	-3,8°			
Antéversion acétabulaire				
MEMBRES INFÉRIEURS	TS	LS	TS	LS
Angle fémoral mécanique				
Angle <i>Hip-Knee-Shaft</i>				
Angle cervico-diaphysaire				-3,8°
Index de cumul des torsions		-11,9°		

En gris : absence de différence significative

Anatomie statique

Colonne vertébrale

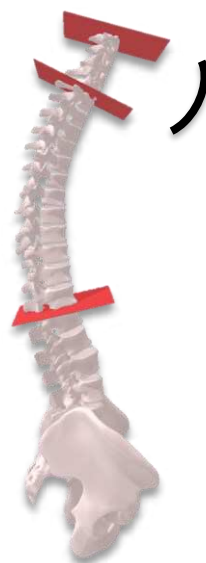
Équilibre sagittal

Les courbures spinales des joueurs sont présentées dans le **Tableau 37**. Le groupe EGP ne présentait pas de différence significative avec le groupe C_EGP. Dans le groupe LGP, la lordose cervicale était plus importante ($-8,2^\circ$, $p=0,02$) que le groupe C_LGP. Il n'y avait pas de différence sur les courbures du rachis lombal.

Tableau 37 - Courbures spinales et équilibre sagittal (en °)

	EGP	C_EGP	p	LGP	C_LGP	p	p†
CL	1,6 ± 8,7	3,2 ± 11,1	1	-8,1 ± 10,2	0,1 ± 10,4	0,02	0,01
TK	45,7 ± 15,3	47,8 ± 11,7	0,4	54,3 ± 7,9	52,8 ± 13,9	0,5	0,03
T4T12	32,7 ± 10,0	35,5 ± 11,0	0,5	38,0 ± 7,4	40,9 ± 12,2	0,5	0,09
T9	10,9 ± 2,8	10,2 ± 3,2	0,7	12,5 ± 2,6	12,8 ± 2,9	0,9	0,051
LL	-44,8 ± 10,8	-45,8 ± 9,8	0,7	-38,7 ± 9,0	-40,6 ± 8,9	0,5	0,1
L1S1	-59,3 ± 11,6	-58,3 ± 9,5	1	-50,7 ± 11,4	-52,3 ± 9,4	0,7	0,1
SVA	-21,1 ± 21,9	-15,1 ± 15,3	0,4	-5,8 ± 26,1	-8,0 ± 29,2	0,4	0,08

EGP : Early golf players ; C_EGP : sujets contrôles des EGP ; LGP : Late golf players ; C_LGP : sujets contrôles des LGP ; CL : lordose cervicale; TK : cyphose thoracique; T4T12 : cyphose thoracique Th4-Th12; T9 : gîte en Th9; LL : lordose lombale L1-L5; L1-S1 : lordose lombale L1-S1; SVA : équilibre sagittal vertical; p : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes et leurs contrôles ; p† : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes EGP et LGP; Moyenne ± écart-type.



Lordose cervicale

- 8,2° *

Translation selon X (HA)

La translation des centres géométriques des corps vertébraux dans le plan sagittal du pelvis passant par l'axe bi-coxofémoral (TX) des différents groupes est présentée dans le **Tableau 38**. Les groupes EGP et LGP présentaient des différences significatives au niveau du rachis thoracique bas (Th11 et Th12) et lombal (L1 à L5). Il n'y avait pas de différence avec les groupes contrôles respectifs. Les valeurs moyennes des groupes EGP et LGP sont présentées sur la **Figure 65**.

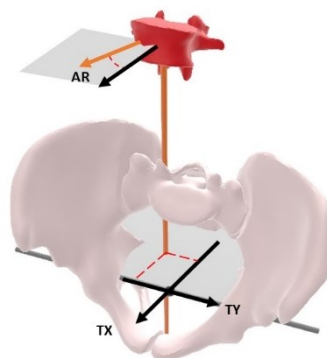


Tableau 38 - Translation sagittale des vertèbres - TX (en mm)

	EGP	C_EGP	p	LGP	C_LGP	p	p†
C3	-41,3 ± 23,0	-28,2 ± 23,4	0,2	-26,8 ± 30,0	-26,8 ± 30,0	1	0,2
C4	-42,3 ± 22,1	-30,7 ± 21,8	0,2	-28,9 ± 28,8	-28,6 ± 33,0	1	0,3
C5	-44,7 ± 21,5	-34,2 ± 20,1	0,3	-33,4 ± 27,6	-33,6 ± 31,8	1	0,4
C6	-46,4 ± 21,3	-37,7 ± 19,2	0,4	-37,4 ± 26,8	-38,7 ± 30,2	0,7	0,5
C7	-51,4 ± 21,4	-44,9 ± 18,4	0,3	-45,8 ± 25,6	-47,4 ± 29,0	0,8	0,6
Th1	-46,5 ± 20,5	-41,8 ± 18,7	0,4	-46,3 ± 25,1	-46,0 ± 27,2	1	1
Th2	-53,7 ± 19,7	-50,0 ± 19,1	0,6	-57,0 ± 23,8	-55,7 ± 25,7	0,8	0,5
Th3	-63,5 ± 18,8	-58,8 ± 19,7	0,6	-67,9 ± 21,9	-66,2 ± 24,6	0,7	0,4
Th4	-71,0 ± 18,5	-64,8 ± 20,3	0,5	-76,6 ± 20,5	-74,3 ± 22,9	0,6	0,3
Th5	-76,3 ± 18,6	-69,8 ± 20,8	0,5	-82,4 ± 19,7	-81,0 ± 21,1	0,8	0,2
Th6	-79,0 ± 18,9	-72,3 ± 21,2	0,5	-86,0 ± 19,0	-85,2 ± 19,6	0,8	0,2
Th7	-79,3 ± 18,9	-72,7 ± 21,6	0,5	-87,1 ± 18,8	-86,7 ± 19,0	0,8	0,2
Th8	-77,1 ± 18,5	-71,0 ± 22,3	0,5	-86,2 ± 18,8	-85,9 ± 19,0	0,8	0,1
Th9	-72,4 ± 18,6	-66,6 ± 22,7	0,5	-82,9 ± 19,1	-83,0 ± 19,3	0,9	0,07
Th10	-66,0 ± 19,0	-60,7 ± 23,2	0,7	-77,9 ± 19,3	-77,9 ± 19,3	1	0,06
Th11	-58,4 ± 19,1	-52,9 ± 23,1	0,7	-71,5 ± 18,9	-72,8 ± 20,0	0,9	0,04
Th12	-48,3 ± 19,6	-43,1 ± 22,2	0,7	-62,4 ± 19,0	-63,9 ± 19,0	0,9	0,04
L1	-36,4 ± 19,2	-31,1 ± 20,8	0,7	-51,2 ± 18,8	-52,2 ± 17,1	0,8	0,03
L2	-22,9 ± 17,3	-17,7 ± 18,2	0,8	-38,4 ± 18,5	-38,7 ± 14,8	0,9	0,03
L3	-11,2 ± 14,1	-7,5 ± 15,8	0,9	-27,4 ± 16,5	-26,6 ± 13,0	1	0,007
L4	-4,8 ± 10,7	-2,3 ± 12,7	0,8	-18,5 ± 13,3	-19,6 ± 12,0	0,7	0,005
L5	-10,6 ± 8,4	-8,5 ± 9,7	0,9	-22,1 ± 11,9	-22,4 ± 12,4	0,8	0,005

EGP: Early golf players ; C_EGP : sujets contrôles des EGP ; LGP : Late golf players ; C_LGP : sujets contrôles des LGP ; Cx : vertèbre cervicale x ; Th : vertèbre thoracique x ; p : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes et leurs contrôles ; p† : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes EGP et LGP ; Moyenne ± écart-type.

Translation selon Y (HA)

La translation des centres géométriques des corps vertébraux dans le plan frontal du plan pelvien passant par l'axe bi-coxofémoral (TX) des différents groupes est présentée dans le **Tableau 39**. Le groupes EGP présentait des différences significatives avec la valeur de référence 0, correspondant à la ligne médiane, dans le rachis lombal (L1 à L4). Les valeurs moyennes des groupes EGP et LGP sont présentées sur la **Figure 65**. Les coordonnées géométriques des vertèbres des groupes EGP et LGP dans le plan horizontal bassin sont présentées sous forme de diagramme de densité sur la **Figure 66**.

Tableau 39 - Translation frontale des vertèbres - TY (en mm)

	EGP	p‡	C_EGP	p‡	p	LGP	P‡	C_LGP	p‡	p	p†
C3	-7,3 ± 14,4	0,1	-5,4 ± 14,3	0,2	0,8	0,1 ± 10,8	1	-0,4 ± 19,9	0,6	0,7	0,1
C4	-7,9 ± 14,2	0,047	-5,6 ± 13,9	0,2	0,8	-0,1 ± 10,6	0,9	-0,5 ± 19,7	0,7	0,7	0,06
C5	-7,3 ± 14,5	0,6	-5,3 ± 14,0	0,2	0,8	0,4 ± 10,5	0,9	0,3 ± 19,1	0,6	0,7	0,07
C6	-7,4 ± 14,1	0,05	0,8 ± 18,6	0,2	0,8	0,6 ± 10,6	0,8	0,8 ± 18,6	0,5	0,7	0,06
C7	-7,3 ± 13,8	0,05	-4,6 ± 14,1	0,3	0,8	0,8 ± 10,4	0,3	1,2 ± 18,3	0,5	0,7	0,04
Th1	-6,8 ± 12,6	0,1	-3,2 ± 13,8	0,5	0,6	2,2 ± 10,2	0,4	2,9 ± 17,5	0,2	0,6	0,03
Th2	-5,8 ± 12,1	0,2	-3,4 ± 13,8	0,4	0,9	2,2 ± 10,1	0,3	2,8 ± 16,7	0,2	0,7	0,09
Th3	-5,2 ± 11,6	0,2	-3,6 ± 13,8	0,4	1	2,1 ± 10,1	0,3	2,6 ± 15,7	0,2	0,6	0,1
Th4	-4,8 ± 11,7	0,3	-3,7 ± 13,9	0,5	1	1,8 ± 10,0	0,4	2,2 ± 14,8	0,2	0,6	0,2
Th5	-4,7 ± 11,4	0,3	-4,3 ± 13,9	0,3	0,9	0,8 ± 10,4	0,6	1,2 ± 13,6	0,4	0,6	0,2
Th6	-5,0 ± 10,4	0,1	-4,6 ± 13,8	0,2	0,8	0,1 ± 10,8	0,9	0,1 ± 12,8	0,6	0,8	0,2
Th7	-4,8 ± 10,7	0,1	-4,3 ± 13,7	0,3	0,8	-0,4 ± 11,0	1	-0,6 ± 12,6	0,8	0,9	0,3
Th8	-5,0 ± 11,0	0,1	-3,8 ± 13,6	0,4	1	-0,9 ± 11,2	0,8	-1,4 ± 12,3	0,8	0,9	0,4
Th9	-4,6 ± 11,5	0,2	-3,6 ± 13,2	0,4	0,9	-1,1 ± 10,9	0,7	-1,4 ± 12,1	0,7	1	0,4
Th10	-4,6 ± 12,0	0,3	-2,8 ± 12,7	0,3	0,9	-1,2 ± 10,6	0,6	-1,2 ± 12,3	0,7	1	0,4
Th11	-5,3 ± 12,2	0,1	-2,5 ± 12,3	0,4	0,8	-1,6 ± 12,3	0,6	-5,3 ± 12,2	0,7	0,9	0,4
Th12	-6,0 ± 12,8	0,09	-1,7 ± 11,5	0,4	0,5	-1,1 ± 11,3	0,8	0,3 ± 13,6	1	1	0,3
L1	-8,3 ± 13,5	0,04	-1,8 ± 10,7	0,3	0,2	-1,2 ± 11,7	0,8	0,5 ± 13,3	1	1	0,09
L2	-9,8 ± 13,5	0,03	-1,8 ± 9,7	0,5	0,1	-1,3 ± 10,8	0,9	0,2 ± 12,3	0,9	1	0,06
L3	-8,6 ± 12,0	0,03	-0,4 ± 9,2	0,7	0,8	-0,0 ± 8,4	0,7	1,5 ± 10,5	0,8	1	0,05
L4	-7,1 ± 9,8	0,03	-0,6 ± 8,6	0,8	0,09	0,3 ± 6,4	0,7	1,1 ± 8,8	0,6	0,8	0,02
L5	-4,1 ± 7,8	0,1	-0,4 ± 9,2	0,3	0,7	-0,6 ± 5,7	0,7	1,5 ± 10,5	0,7	1	0,3

EGP : Early golf players ; C_EGP : sujets contrôles des EGP ; LGP : Late golf players ; C_LGP : sujets contrôles des LGP ; Cx : vertèbre cervicale x ; Th : vertèbre thoracique x ; p : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes et leurs contrôles ; p‡ : valeur p du test de Wilcoxon entre le groupe et la valeur 0 (correspondant à la ligne médiane); p† : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes EGP et LGP; Moyenne ± écart-type.



Figure 65 - Translation des vertèbres dans le plan sagittal (TX) et frontal (TY) (en mm)

EGP : Early golf players ; **LGP** : Late golf players ; **TS** : *Trail side*; **LS** : *Lead side*; **TX** : translation (en mm) dans le plan sagittal, projetée sur le plan horizontal du pelvis passant par l'axe bicoxofémoral); **TY** : translation (en mm) dans le plan frontal, projetée sur le plan horizontal du pelvis passant par l'axe bicoxofémoral). Les valeurs TY négatives correspondent à une latéralisation côté *Trail*; **Cx** : vertèbre cervicale x; **Tx** : vertèbre thoracique; **Lx** : vertèbre lombale.

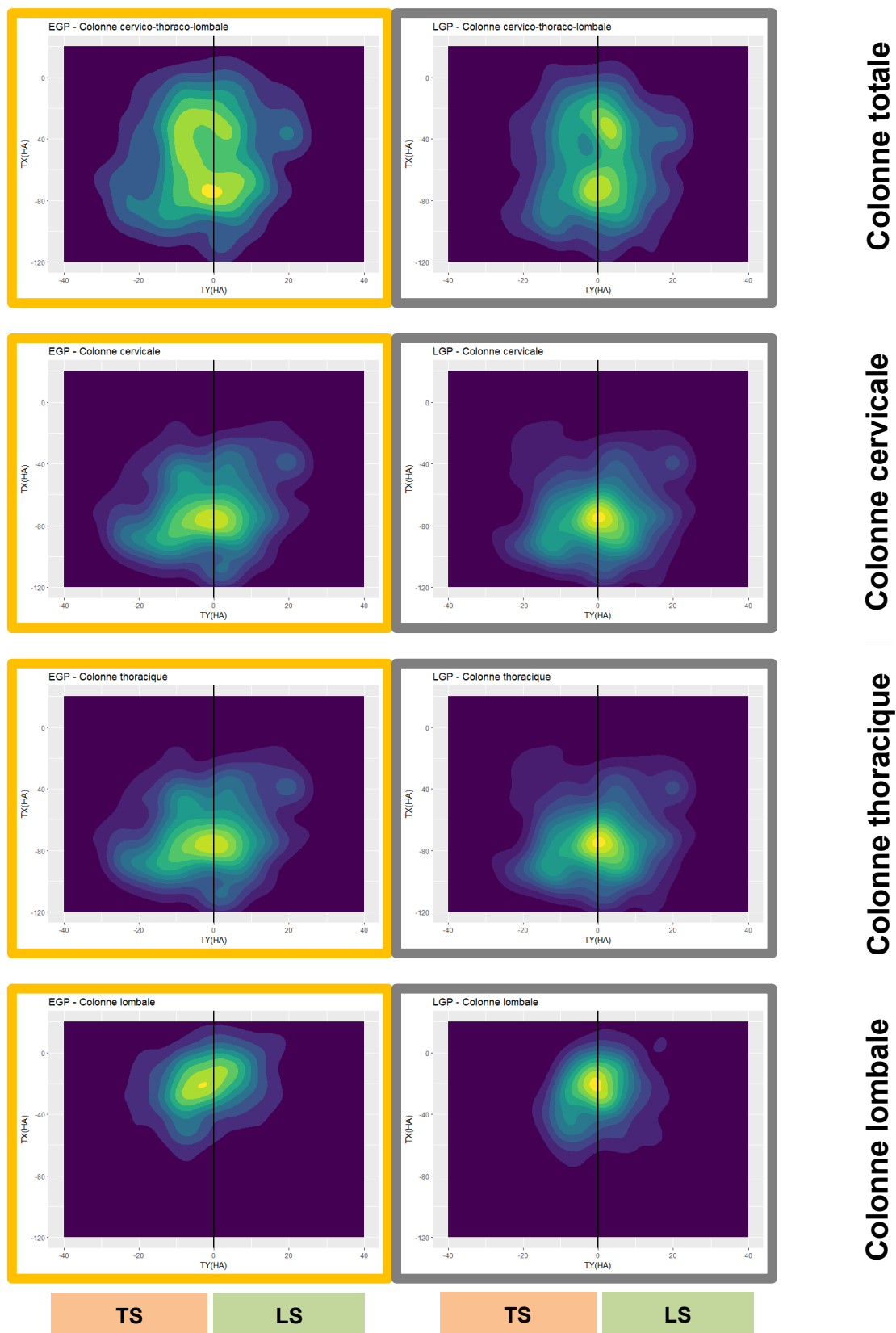


Figure 66 - Diagramme de densité des projections des centres géométriques des vertèbres des groupes EGP et LGP dans le plan horizontal du bassin (en mm)

EGP : Early golf players ; LGP : Late golf players ; TS : *Trail side* ; LS : *Lead side* ; TX : translation (en mm) dans le plan sagittal, projetée sur le plan horizontal du pelvis passant par l'axe bicoxofémoral) ; TY : translation (en mm) dans le plan frontal, projetée sur le plan horizontal du pelvis passant par l'axe bicoxofémoral).

Orientation axiale

Les paramètres statiques d'orientation axiale dans le plan horizontal du bassin sont présentés dans le **Tableau 40**. Il n'y avait pas de différence majeure d'orientation entre les groupes EGP et LGP dans le repère bassin. Le groupe LGP présentait des différences significatives avec la valeur de référence 0 dans le rachis thoracique bas (Th8 à Th10 et Th12). Les valeurs moyennes sont présentées dans la **Figure 67**. Les courbes de densité des orientations axiales des vertèbres sont présentées sur la **Figure 68**.

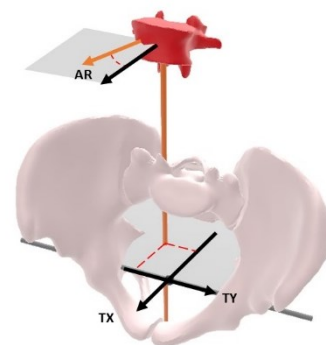


Tableau 40 - Orientation axiale des vertèbres - OA (en °)

	EGP	p‡	C_EGP	p‡	p	LGP	p‡	C_LGP	p‡	p	p†
C3	0,3 ± 6,9	0,5	-1,2 ± 5,4	0,5	0,3	-1,5 ± 5,4	0,2	-0,4 ± 3,9	1	0,4	0,2
C4	3,4 ± 6,4	0,1	0,3 ± 5,2	1	0,2	1,4 ± 4,7	0,2	2,2 ± 3,9	0,02	0,5	0,2
C5	2,9 ± 6,3	0,1	0,4 ± 5,2	0,9	0,2	0,6 ± 4,8	0,6	1,3 ± 4,2	0,1	0,4	0,2
C6	3,3 ± 6,4	0,1	0,5 ± 5,0	0,8	0,2	2,5 ± 5,2	0,07	2,8 ± 5,2	0,02	0,6	0,5
C7	2,9 ± 6,7	0,2	1,2 ± 5,2	0,4	0,4	1,7 ± 5,9	0,3	3,6 ± 5,0	0,004	0,1	0,5
Th1	0,0 ± 6,9	0,8	-3,0 ± 4,9	0,04	0,1	-0,9 ± 5,2	0,4	1,3 ± 5,5	0,1	0,1	0,5
Th2	-0,6 ± 6,5	1	-3,0 ± 4,9	0,06	0,2	-1,1 ± 4,8	0,5	1,1 ± 5,0	0,4	0,5	0,6
Th3	0,8 ± 5,5	0,6	-3,9 ± 4,6	0,01	0,03	0,2 ± 3,2	0,7	1,3 ± 3,7	0,09	0,3	0,6
Th4	0,7 ± 5,6	0,4	0,1 ± 3,4	0,09	0,08	0,1 ± 3,4	0,8	0,6 ± 4,2	0,5	0,7	0,3
Th5	-0,2 ± 4,5	0,9	-1,8 ± 4,9	0,2	0,3	-1,8 ± 4,9	0,8	-0,3 ± 3,8	1	0,8	0,7
Th6	-0,8 ± 6,1	1	-1,6 ± 4,8	0,2	0,5	-0,2 ± 3,5	0,9	-0,7 ± 3,5	0,3	0,6	1
Th7	-0,9 ± 4,7	1	-1,8 ± 5,0	0,2	0,5	-0,7 ± 4,2	0,5	-0,6 ± 3,9	0,5	0,9	1
Th8	-1,8 ± 7,3	0,5	-1,2 ± 4,5	0,4	1	-1,6 ± 3,6	0,04	-1,3 ± 4,6	0,06	0,9	0,8
Th9	-2,2 ± 5,6	0,4	-1,5 ± 4,2	0,2	0,9	-1,6 ± 3,5	0,04	-1,1 ± 4,4	0,2	0,9	0,7
Th10	-2,6 ± 6,5	0,4	-1,1 ± 4,8	0,5	0,9	-2,0 ± 3,5	0,02	-1,3 ± 4,0	0,04	0,9	0,5
Th11	-2,8 ± 7,2	0,3	-1,1 ± 4,7	0,1	1	-1,1 ± 4,1	0,3	-0,4 ± 4,4	0,5	0,8	0,7
Th12	-3,0 ± 7,0	0,2	-2,5 ± 5,2	0,07	0,9	-2,5 ± 4,1	0,007	-1,2 ± 4,1	0,1	0,5	0,9
L1	-3,3 ± 6,2	0,04	-1,3 ± 3,9	0,3	0,7	-1,3 ± 5,7	0,4	-0,3 ± 3,9	0,4	0,9	0,3
L2	-2,4 ± 6,6	0,2	-0,6 ± 2,8	0,4	0,4	0,3 ± 4,8	0,5	0,3 ± 2,9	0,8	0,8	0,08
L3	-1,2 ± 4,4	0,1	-0,7 ± 2,7	0,3	0,4	-0,4 ± 3,6	0,8	0,5 ± 3,5	0,6	0,7	0,2
L4	-1,4 ± 4,4	0,3	-0,9 ± 2,9	0,3	0,9	0,9 ± 3,2	0,2	1,1 ± 3,1	0,1	0,8	0,1
L5	2,3 ± 6,4	0,3	-1,8 ± 3,3	0,1	0,04	-0,5 ± 4,5	0,6	0,3 ± 4,9	0,8	0,5	0,07

EGP : Early golf players ; C_EGP : sujets contrôles des EGP ; LGP : Late golf players ; C_LGP : sujets contrôles des LGP ; OA : orientation axiale (en °) dans le plan horizontal du pelvis passant par l'axe bicoxofémoral); les valeurs négatives correspondent à une orientation côté *Trail*; Cx : vertèbre cervicale x; Tx : vertèbre thoracique; Lx : vertèbre lombale; p : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes et leurs contrôles ; p‡ : valeur p du test de Wilcoxon entre le groupe et la valeur 0 (correspondant à la ligne médiane); p† : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes EGP et LGP; Moyenne ± écart-type.

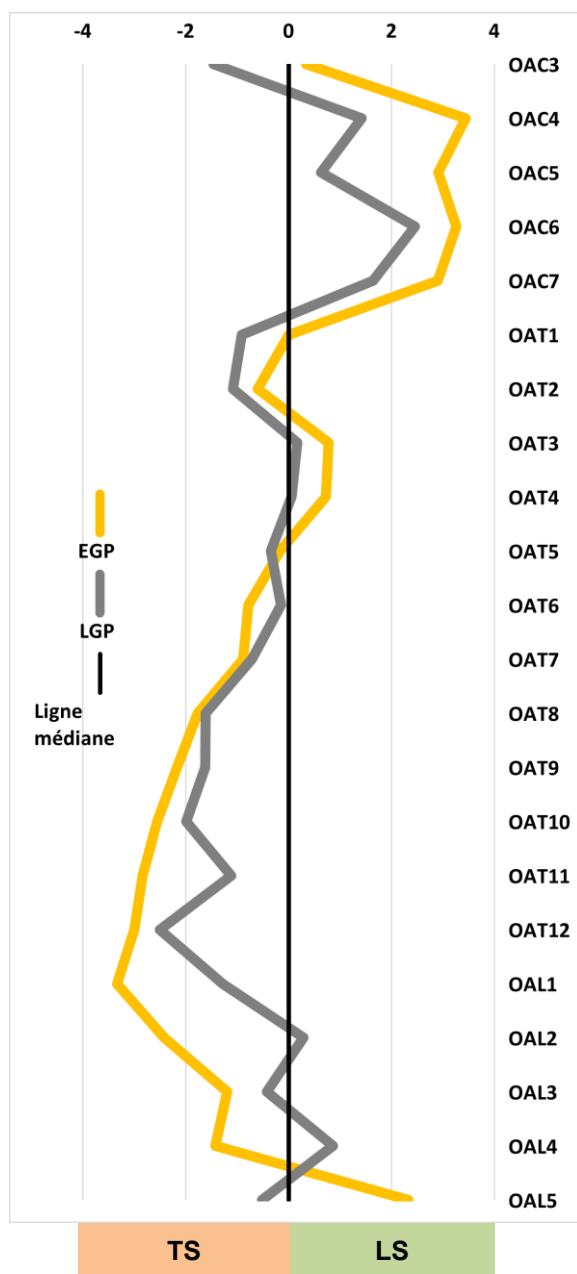


Figure 67 - Orientation des vertèbres dans le repères EOS des groupes EGP et LGP (en °)

EGP: Early golf players ; **LGP** : Late golf players ; **TS** : *Trail side*; **LS** : *Lead side*; **OA** : orientation axiale (en °) dans le plan horizontal du pelvis passant par l'axe bicoxofémoral); les valeurs negatives correspondent à une orientation côté *Trail*; **Cx** : vertèbre cervicale x; **Tx** : vertèbre thoracique; **Lx** : vertèbre lombale.

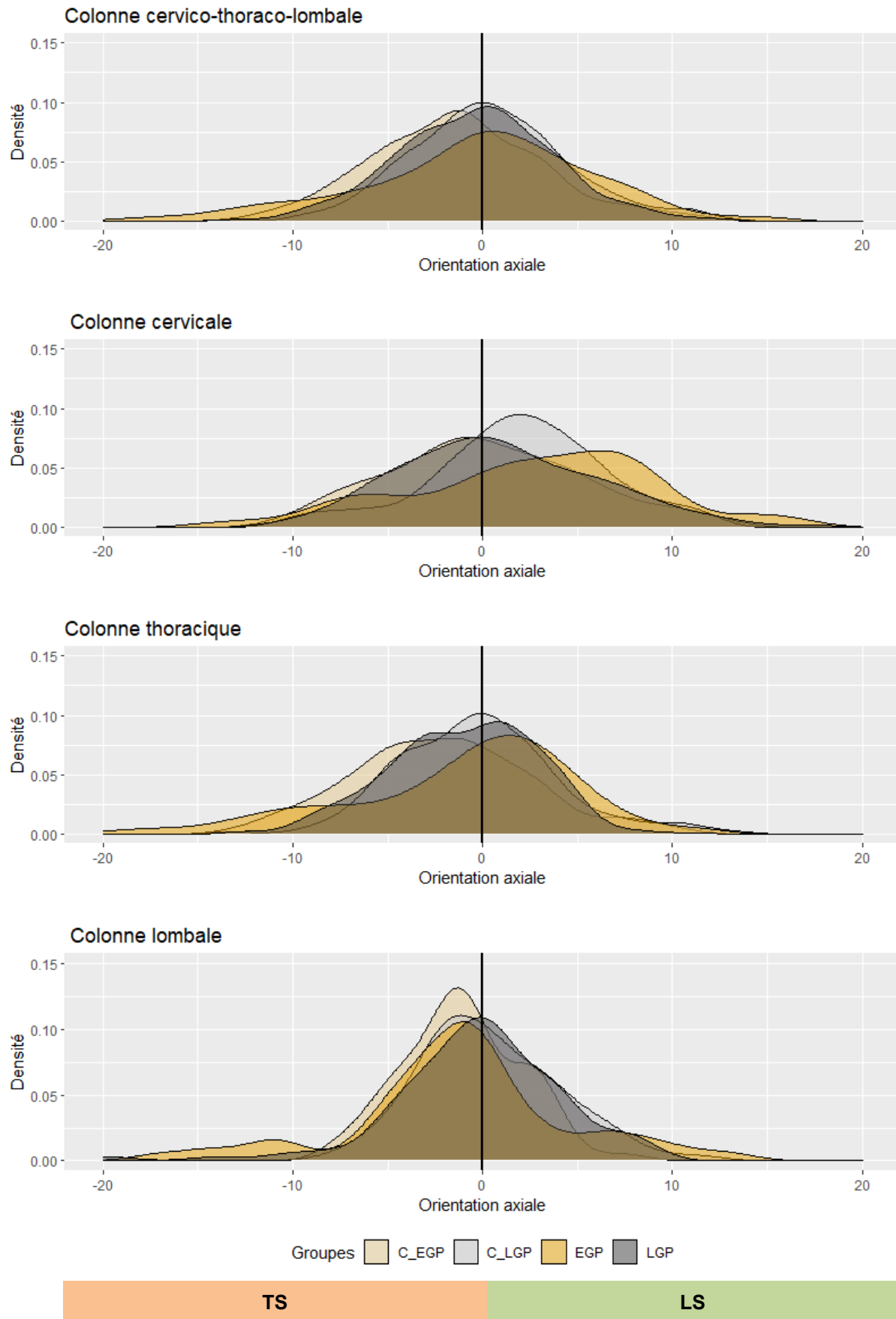


Figure 68 - Orientation axiale des vertèbres des groupes EGP, LGP, C EGP, C LGP (en °)

EGP : Early golf players ; C_EGP : sujets contrôles des EGP ; LGP : Late golf players ; C_LGP : sujets contrôles des LGP ; OA : orientation axiale (en °) dans le plan horizontal du pelvis passant par l'axe bi-coxofémoral); les valeurs négatives correspondent à une orientation côté *Trail*.

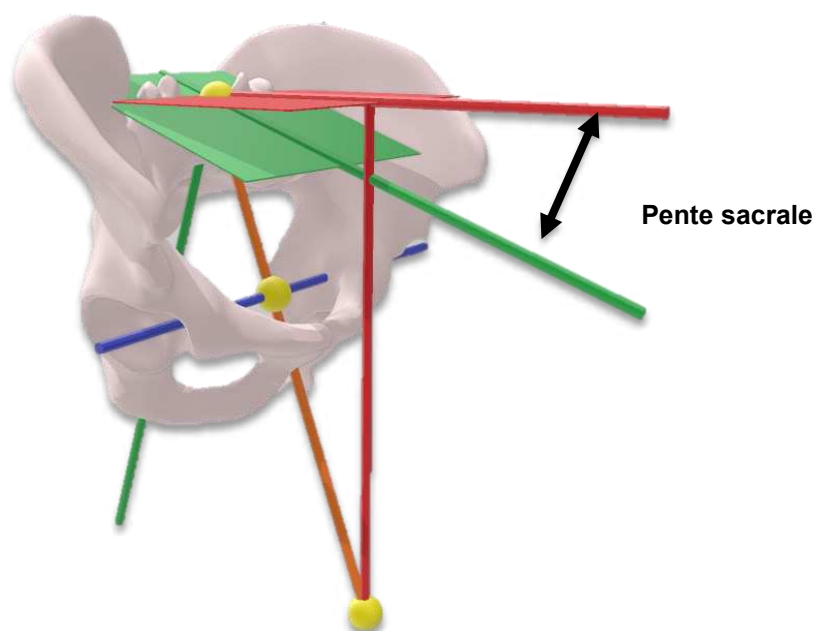
Pelvis

La pente sacrale était plus importante dans le groupe EGP que dans le groupe LGP ($p=0,03$) (**Tableau 41**). Il n'y avait pas de différence entre les groupes et leurs contrôles.

Tableau 41 - Paramètres pelviens statiques (en °)

	EGP	C_EGP	p	LGP	C_LGP	p	p†
SS	-43,0 ± 8,8	-40,1 ± 8,9	0,5	-35,9 ± 9,1	-34,5 ± 6,5	0,7	0,03
PT	10,6 ± 5,0	10,0 ± 7,1	0,7	15,1 ± 6,5	15,2 ± 6,8	0,9	0,06
PR	-1,0 ± 5,1	1,9 ± 4,5	0,2	0,7 ± 4,2	-1,0 ± 5,1	0,3	0,4
PO	2,0 ± 2,5	0,6 ± 2,2	0,2	0,2 ± 2,1	-0,0 ± 1,9	0,2	0,1

EGP: Early golf players ; **LGP** : Late golf players ; **SS** : pente sacrale (en °) ; **PT** : version pelvienne (en °) ; **PR** : rotation du pelvis (en °) ; **PO** : obliquité pelvienne (en °) **p** : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes et leurs contrôles ; **p†** : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes EGP et LGP; Moyenne ± écart-type.



Membres inférieurs

Le taux de recouvrement de la tête fémorale par l'acétabulum n'était pas différent entre les groupes et leurs contrôles. Enfin, on constatait des différences de rotation fémoro-tibiale entre les côtés *Lead* et *Trail* dans les groupe EGP et C_EGP ($p=0,01$ et $0,02$).

Tableau 42 - Paramètres statiques des membres inférieurs. Analyses par groupe.

	EGP			C_EGP			p†	
	TS	LS	p	TS	LS	p	TS	LS
TRA (%)	43,8 ± 2,5	44,4 ± 2,4	0,4	45,2 ± 1,7	45,0 ± 2,0	0,8	0,09	0,5
RFT (°)	2,9 ± 3,3	12,7 ± 11,5	0,01	4,1 ± 3,4	10,4 ± 9,5	0,02	0,3	0,9

	LGP			C_LGP			p†	
	TS	LS	p	TS	LS	p	TS	LS
TRA (%)	45,0 ± 3,1	45,7 ± 2,7	0,8	44,5 ± 3,4	43,8 ± 2,9	0,6	0,5	0,07
RFT (°)	6,8 ± 6,2	8,2 ± 8,3	0,6	5,5 ± 4,8	5,1 ± 3,4	1	0,6	0,2

	p†	
	TS	LS
TRA (%)	0,3	0,3
RFT (°)	0,04	0,3

EGP : Early golf players ; **C_EGP** : sujets contrôles des EGP ; **LGP** : Late golf players ; **C_LGP** : sujets contrôles des LGP ; **TRA** : taux de recouvrement acétabulaire ; **RFT** : rotation fémoro-tibiale ; **TS** : *Trail side* ; **LS** : *Lead side* ; **p** : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes et leur contrôles ; **p†** : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes EGP et LGP ; Moyenne ± écart-type.

Équilibre global

La mesure du ratio d'appui en statique est présentée dans le **Tableau 43** ; la présentation par sujets sur la **Figure 69**.

Tableau 43 - Valeurs du ratio de répartition d'appui en statique entre les côtés Lead et Trail

	EGP (N=11)	p	LGP (N=20)	p	p†
ratio	0,96 ± 0,1	0,3	0,99 ± 0,1	0,2	0,96

EGP: Early golf players ; LGP : Late golf players ; ratio > 1 : appui préférentiel côté *Lead* ; ratio < 1 : appui préférentiel côté *Trail* ; p : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes et la valeur de référence 1 ; p† : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes EGP et LGP ; Moyenne ± écart-type.

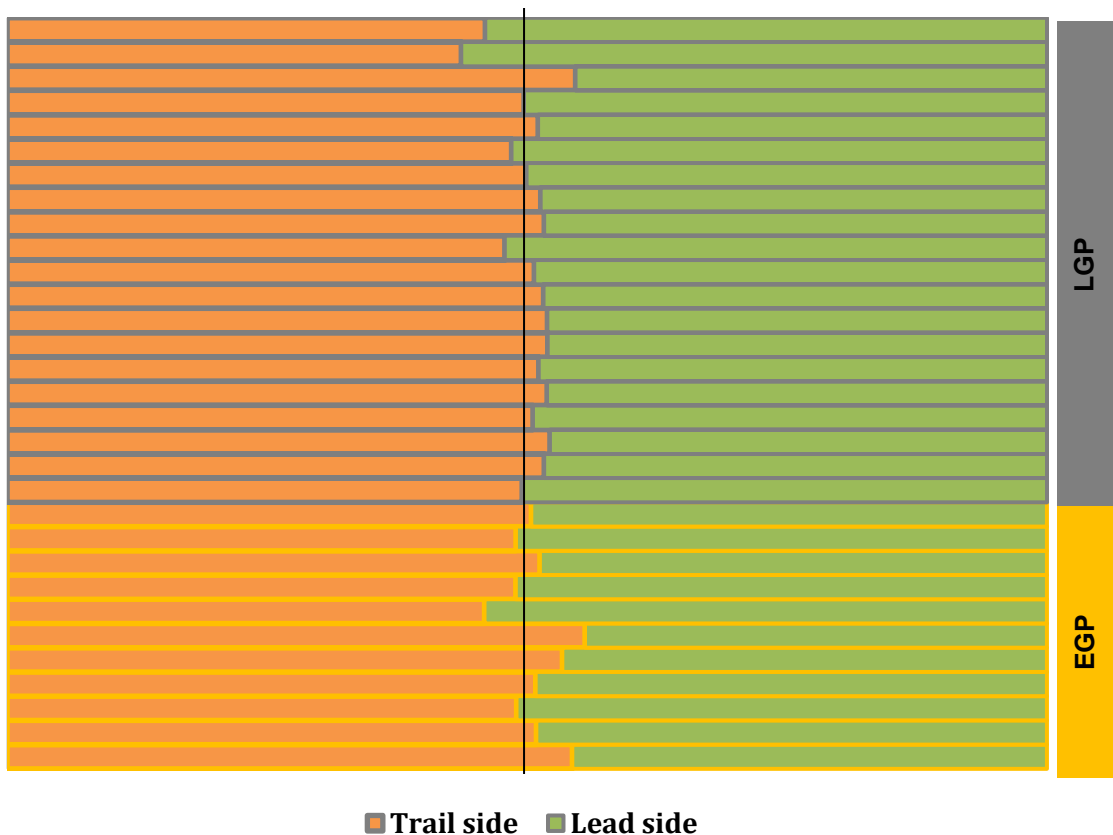


Figure 69 - Répartition des appuis statiques, par sujet

Synthèse

Le groupe EGP ne présentait donc pas de modification significative de l'anatomie statique. Seule la lordose cervicale du groupe LGP était différente des sujets contrôles (**Tableau 44**).

Tableau 44 - Synthèse des résultats d'anatomie statique des groupes EGP vs C EGP et LGP vs C LGP

	EGP	LGP
COLONNE VERTEBRALE		
Lordose cervicale		-8,2°
Cyphose thoracique		
Cyphose Th4-Th12		
Gîte en Th9		
Lordose lombale L1-L5		
Lordose lombale L1-S1		
Translation selon X (HA)		
Translation selon Y (HA)		
Orientation axiale		
PELVIS		
Pente sacrale		
Version pelvienne		
Rotation pelvienne		
Obliquité pelvienne		
MEMBRES INFÉRIEURS		
Taux de recouvrement acétabulaire		
Rotation fémoro-tibiale		

En gris : absence de différence significative

Anatomie fonctionnelle

Rotation axiale intervertébrale

Les résultats de l'étude de répétabilité et reproductibilité de mesure de la rotation axiale dans le repère EOS sont présentés dans le **Tableau 45**.

Tableau 45 - Répétabilité et Reproductibilité de la mesure de rotation axiale dans le repère EOS

	Répétabilité - EV	Reproductibilité - AV	RR
L1	1,55	0,42	1,61
L2	1,17	0,00	1,17
L3	1,13	0,18	1,14
L4	0,79	0,00	0,79
L5	1,71	0,17	1,72
S1	0,64	0,00	0,64

Les résultats de l'étude de répétabilité et reproductibilité de mesure de l'amplitude de rotation axiale sont présentés dans le **Tableau 46**.

Tableau 46 - Répétabilité et Reproductibilité de la mesure de rotation axiale intervertébrale, par niveau

	Répétabilité - EV	Reproductibilité - AV	RR
L1-L2	1,90	0,33	1,93
L2-L3	1,76	0,25	1,78
L3-L4	1,30	0,28	1,33
L4-L5	1,85	0,18	1,86
L5-S1	1,69	0,11	1,69
L1-S1	1,69	0,34	1,72

Articulations coxo-fémorales

Amplitudes maximales lors du swing

Les valeurs maximales de rotations, selon les 3 axes des articulations coxo-fémorales, lors du *swing* au *driver* avec la vitesse de club mesurée la plus élevée sont présentées dans le **Tableau 47**. Compte tenu de particularités liées aux différentes acquisitions et du manque de certaines datas, les données de 29 sujets ont été analysées (9 EGP sur les 13, et 20 LGP sur les 22).

Tableau 47 - Amplitudes maximales des mouvements des articulations coxo-fémorales des groupes EGP et LGP

	EGP (N=9)			LGP (N=20)			p†	
	TS	LS	p	TS	LS	p	TS	LS
Flexion (°)	44,8 ± 7,6	41,2 ± 6,9	0,09	57,0 ± 44,1	10,9 ± 6,6	<0.0001	0,6	0,5
Extension (°) *	-18,0 ± 10,6	1,1 ± 7,8	0,004	-3,7 ± 9,5	7,8 ± 8,7	<0.0001	0,002	0,049
Abduction (°)	-28,8 ± 6,0	-38,0 ± 5,8	0,02	-24,7 ± 6,2	-35,0 ± 6,9	0,001	0,2	0,4
Adduction (°)	16,9 ± 7,7	12,7 ± 5,8	0,3	14,5 ± 4,9	6,5 ± 6,1	0,0002	0,6	0,02
Rotation latérale (°)	-18,9 ± 16,3	-42,6 ± 7,2	0,004	-15,4 ± 11,7	-35,8 ± 8,8	<0.0001	0,5	0,08
Rotation médiale (°)	23,3 ± 7,2	6,7 ± 11,5	0,004	15,8 ± 6,8	4,2 ± 7,6	0,0002	0,02	0,7

* Les valeurs négatives correspondent à une extension coxofémorale, les valeurs positives à une articulation maintenue en flexion. **EGP** : Early golf players ; **LGP** : Late golf players ; **TS** : *Trail side* ; **LS** : *Lead side* ; **p** : valeur p du test de Wilcoxon entre les côtés *Trail* et *Side* ; **p†** : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes EGP et LGP ; Moyenne ± écart-type.

Aucune corrélation n'était retrouvée entre l'âge et les paramètres de cinématique de hanche. L'âge de début était cependant corrélé à l'extension côté *Trail* (R=0,46, p=0,01).

Utilisation du secteur angulaire de rotation

Les amplitudes de rotation maximale cinématiques, mesurées *via* système VICON, ont été comparées aux données statiques de l'examen physique. Le **Tableau 48** représente les pourcentages d'utilisation du secteur angulaire utilisé lors d'un swing maximal. Les données étaient disponibles pour 7 EGP et 6 LGP. La répartition par individu est présentée sur la **Figure 70**.

$$\%RL = \frac{RL_{Cinématique}}{RL_{Clinique}}$$

$$\%RM = \frac{RM_{Cinématique}}{RM_{Clinique}}$$

Tableau 48 - Pourcentages d'utilisation du secteur angulaire coxo-fémoral utilisé lors d'un swing maximal

	EGP (N=7)			LGP (N=6)			p†	
	TS	LS	p	TS	LS	p	TS	LS
%RL (°)	57,4 ± 45,7	121,4 ± 33,5	0,02	47,2 ± 40,3	96,3 ± 11,1	0,06	0,9	0,1
%RM (°)	52,7 ± 18,6	69,5 ± 18,7	0,02	33,2 ± 35,7	64,7 ± 14,1	0,3	0,2	0,6

EGP: Early golf players ; LGP : Late golf players ; RL : rotation latérale; RM : rotation médiale; %R : pourcentage d'utilisation en cinématique Vicon; TS : *Trail side*; LS : *Lead side*; p : valeur p du test de Wilcoxon entre les côtés *Trail* et *Side* ; p† : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes EGP et LGP; Moyenne ± écart-type.

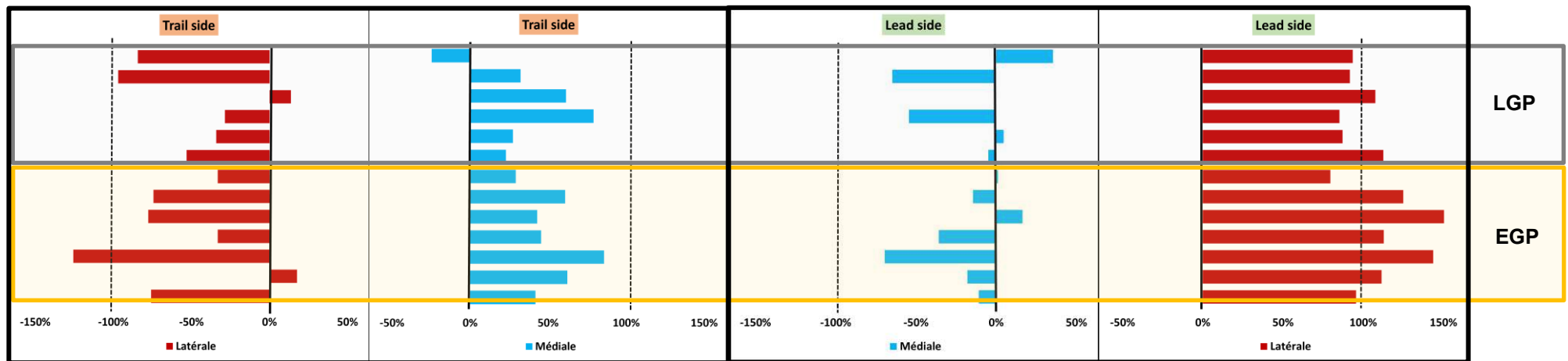


Figure 70 – Utilisation du secteur angulaire de rotation, par individus

EGP : Early golf players ; LGP : Late golf players ;

Corrélations

Les corrélations entre les amplitudes maximales lors du swing et les paramètres acétabulaires sont présentés par côté dans le **Tableau 49**. Les paramètres de rotation médiale maximale *Trail* étaient corrélés à la bascule, l'abduction, la couverture postérieure et l'antéversion acétabulaire. Côté *Lead*, la bascule acétabulaire présentait des corrélations avec les paramètres d'extension et d'adduction ; l'abduction acétabulaire était corrélée à l'abduction coxo-fémorale et à la flexion, alors que l'antéversion était corrélée à l'adduction et à l'extension.

Tableau 49 - Corrélations entre les paramètres morphologiques acétabulaires et fonctionnels de hanches, par côté.

	Trail side											
	Flexion		Extension		Abduction		Adduction		Rotation latérale		Rotation médiale	
	R	p	R	p	R	p	R	p	R	p	R	p
Bascule acétabulaire (°)	-0,07	0,7	0,05	0,8	0,33	0,1	-0,19	0,3	-0,36	0,05	-0,43	0,02
Inclinaison acétabulaire (°)	-0,21	0,3	0,11	0,6	-0,1	0,5	-0,17	0,4	0,26	0,2	0,29	0,1
Abduction acétabulaire (°)	-0,1	0,6	0,09	0,6	0,32	0,1	-0,06	0,8	-0,33	0,1	-0,47	0,01
Couverture acétabulaire antérieure (°)	-0,29	0,1	0,04	0,8	-0,25	0,2	0,006	1	0,22	0,3	0,23	0,2
Couverture acétabulaire postérieure (°)	-0,27	0,2	0,01	1	0,14	0,5	-0,23	0,2	-0,33	0,08	-0,45	0,01
Antéversion acétabulaire (°)	-0,07	0,7	-0,07	0,7	0,36	0,05	-0,13	0,5	-0,46	0,01	-0,49	0,008
	Lead side											
	Flexion		Extension		Abduction		Adduction		Rotation latérale		Rotation médiale	
	R	p	R	p	R	p	R	p	R	p	R	p
Bascule acétabulaire (°)	0,38	0,05	0,44	0,02	-34	0,05	-0,43	0,02	0,12	0,5	0,16	0,4
Inclinaison acétabulaire (°)	-0,32	0,09	-0,17	0,4	0,25	0,2	0,36	0,06	-0,6	0,8	-0,1	0,6
Abduction acétabulaire (°)	0,36	0,04	0,16	0,4	-0,46	0,01	-0,3	0,11	0,05	0,8	0,24	0,2
Couverture acétabulaire antérieure (°)	0,33	0,08	-0,09	0,6	-0,14	0,5	0,2	0,3	0,15	0,4	0,29	0,1
Couverture acétabulaire postérieure (°)	0,16	0,4	0,27	0,2	-0,18	0,4	-0,35	0,07	0,34	0,07	0,23	0,2
Antéversion acétabulaire (°)	-0,01	1	0,41	0,03	-0,05	0,8	-0,6	<0,0001	0,19	0,3	0,05	0,8

R : valeur Rho du test de corrélation de Spearman ; p : valeur p du test de corrélation de Spearman;

Aucune corrélation n'a été retrouvée entre les amplitudes articulaires maximales *Trail* et *Lead* et les données d'historique de pratique (âge de début, durée de pratique, handicap chez les joueurs récréatifs) ou l'âge, à l'exception de l'amplitude d'extension coxo-fémorale côté *Trail* et l'âge de début de pratique (R=0,46 et p=0,01).

X-factor

Valeurs

Les valeurs des paramètres *X-factor* mesurées lors des swings sont présentées dans le **Tableau 50**. Les données de 9 EGP et 18 LGP ont pu être analysées. Il n'y avait pas de différence significative de rotation axiale entre le thorax et le bassin (*X-factor* Thorax/Pelvis) entre le groupe EGP et le groupe LGP. La valeur de rotation entre la ligne des épaules et le bassin (*X-factor* Épaules/Pelvis) était cependant significativement plus importante dans le groupe EGP que dans le groupe LGP ($p=0,02$), de même que la part de rotation des ceintures pectorales ($p=0,0003$). La répartition par individus est présentée dans la **Figure 71**, par groupe dans la **Figure 72**.

Tableau 50 - Données X-factor

	EGP (N=9)	LGP (N=18)	p†
X-factor Thorax/Pelvis (°)	32,8 ± 7,0	30,6 ± 10,1	0,6
X-factor Épaules/Pelvis (°)	62,6 ± 11,3	49,6 ± 11,7	0,02
Rotation ceintures pectorales (°)	29,9 ± 6,7	19,0 ± 5,9	0,0003

EGP: Early golf players ; LGP : Late golf players ; † : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes EGP et LGP; Moyenne ± écart-type.

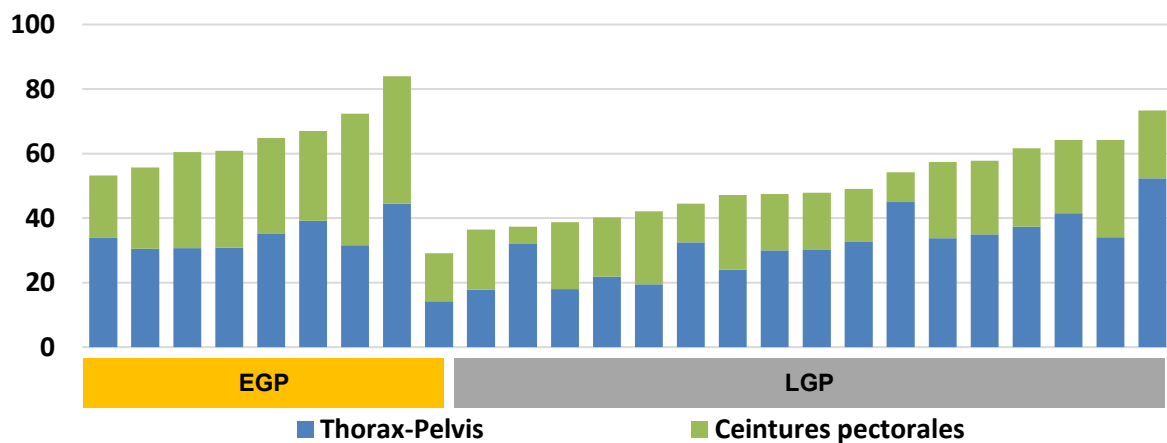


Figure 71 - Répartition des composantes du X-factor Épaules/Pelvis, par individu, en °

EGP : Early golf players ; LGP : Late golf players ;

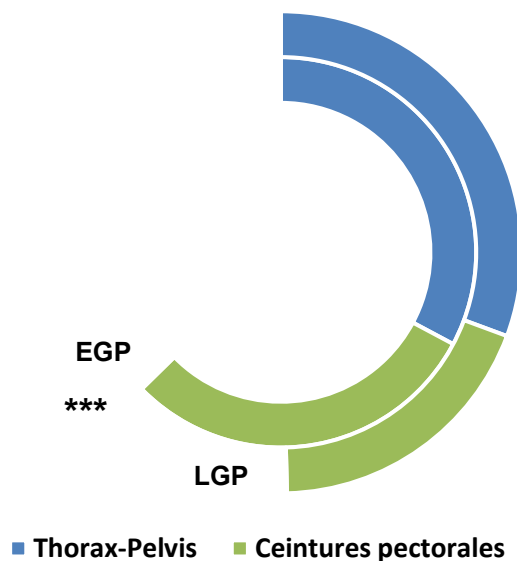


Figure 72 - Composantes du X-factor, par groupe

EGP : Early golf players ; LGP : Late golf players ;

Professionnels vs Récréatifs

Les données X-factor disponibles des groupes **PP** (*Professional players*) et **RP** (*Recreative players*) sont présentées dans le **Tableau 51**. Seule la rotation entre les ceintures pectorales et le thorax était différente entre les groupes ($p=0,002$).

Tableau 51 - Données X-factor des groupes PP et RP

	PP (N=6)	RP (N=21)	p†
X-factor Thorax/Pelvis (°)	31,7 ± 8,3	31,3 ± 9,5	0,97
X-factor Épaules/Pelvis (°)	61,9 ± 12,7	51,7 ± 12,4	0,14
Rotation ceintures pectorales (°)	30,1 ± 5,0	20,4 ± 7,4	0,002

PP : Professional players ; RP : joueurs récréatifs ; p† : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes PP et RP; Moyenne ± écart-type.

Lombalgies liées à la pratique

Les valeurs mesurées des paramètres X-factor des joueurs ayant présenté des lombalgies liées à la pratique du golf (gLBP) et ceux n'en ayant jamais expérimenté (HP) sont présentées dans le **Tableau 52**. Il n'y avait pas de différence observée, en particulier pas de différence sur l'amplitude de rotation Thorax/Pelvis.

Tableau 52 - Données X-factor des joueurs selon l'apparition de lombalgies liées à la pratique (gLBP) ou non (HP)

	gLBP (N=11)	HP (N=16)	p†
X-factor Thorax/Pelvis (°)	30,3 ± 9,4	32,1 ± 9,2	0,8
X-factor Epaule/Pelvis (°)	55,4 ± 14,8	52,9 ± 11,9	0,8
Rotation ceintures pectorales (°)	25,1 ± 8,5	20,9 ± 7,4	0,09

gLBP: joueurs ayant déclaré une lombalgie liée au golf ; HP : joueurs n'ayant jamais présenté de lombalgie liée au golf ; p† : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes gLBP et HP; Moyenne ± écart-type.

Corrélations

Les corrélations des valeurs X-factor aux données d'historique de pratique et de cinématique articulaire sont présentées dans le **Tableau 53** (les *scatter plots* sont présentés en *Annexes page 224*).

Tableau 53 - Corrélations des données X-factor aux données de cinématique coxo-fémorale et de l'historique de pratique

	X-factor Thorax/Pelvis		X-factor Épaules/Pelvis		Rotation ceintures pectorales	
	R	p	R	p	R	p
Age de début de pratique	-0,19	0,3	-0,45	0,02	-0,54	0,003
Age	-0,29	0,1	-0,56	0,002	-0,58	0,002
Durée de pratique	-0,1	0,6	-0,16	0,4	-0,07	0,7
Handicap*	-0,09	0,7	-0,19	0,5	-0,13	0,6
Flexion LS	-0,13	0,5	-0,21	0,3	-0,12	0,5
Extension LS	-0,25	0,2	-0,49	0,01	-0,48	0,01
Abduction LS	-0,23	0,25	-0,16	0,4	-0,04	0,9
Adduction LS	0,28	0,2	0,45	0,02	0,36	0,07
Rotation latérale LS	-0,35	0,08	-0,62	<0,001	-0,41	0,04
Rotation médiale LS	0,36	0,06	0,17	0,4	-0,07	0,75
Flexion TS	-0,05	0,8	-0,07	0,7	-0,04	0,8
Extension TS	-0,25	0,2	-0,55	0,004	-0,63	<0,001
Abduction TS	-0,16	0,4	-0,42	0,03	-0,4	0,04
Adduction TS	0,38	0,05	0,2	0,31	-0,05	0,8
Rotation latérale TS	0,04	0,9	-0,1	0,6	-0,1	0,5
Rotation médiale TS	0,19	0,3	0,3	0,1	0,35	0,08

R: valeur Rho du test de corrélation de Spearman ; p : valeur p du test de corrélation de Spearman; TS : *Trail side*; LS : *Lead side*; * uniquement pour le groupe RP (joueurs récréatifs)

L'âge de début de pratique du golf était corrélé aux amplitudes de Rotation des ceintures pectorales (p=0,003) et aux valeurs du X-Factor Épaules/Pelvis (p=0,02). Les mêmes constats étaient faits entre ces valeurs et celles de l'âge au moment des acquisitions (p=0,002 et p=0,002). Aucune corrélation

entre les valeurs de X-Factor n'était cependant retrouvée avec la durée de pratique. Le handicap des joueurs récréatifs n'était pas corrélé aux valeurs de X-factor.

L'étude des paramètres cinématiques des hanches objectivait une corrélation entre les amplitudes maximale d'extension coxo-fémorale côté *Lead* et *Trail* pour les paramètres X-Factor Epaules/Pelvis ($p=0,01$ et $0,004$) et Rotation des ceintures pectorales ($p=0,01$ et $<0,001$), une extension plus importante étant responsable d'une augmentation de ces valeurs, alors qu'aucune corrélation n'était retrouvée en flexion, que ce soit côté *Lead* ou côté *Trail* sur l'ensemble des paramètres X-factor. L'abduction était également corrélée au X-factor Epaules/Pelvis côté *Trail* ($p=0,03$), alors que l'adduction était corrélée côté *Lead* ($p=0,02$). La mesure de la rotation latérale maximale de hanche côté *Lead* en cinématique était corrélée à la valeur du X-factor Epaule/Pelvis ($p<0,001$), ainsi qu'à la valeur de la Rotation des ceintures pectorales ($p=0,04$). Aucune autre corrélation n'était mise en évidence entre ces valeurs X-factor et les autres paramètres de rotation coxo-fémorale en cinématique. Enfin, on ne trouvait aucune corrélation avec les valeurs mesurées pour le paramètre X-factor Thorax/Pelvis.

Concernant les paramètres acétabulaires, on mesurait une corrélation significative entre les paramètres X-factor Epaule/Pelvis et la Rotation des ceintures pectorale avec la couverture acétabulaire postérieure et l'antéversion acétabulaire côté *Lead*. L'analyse en sous-groupe montrait que la corrélation des paramètres couverture acétabulaire et antéversion acétabulaire côté *Lead* était liée au groupe LGP pour les paramètres X-factor Epaule/Pelvis ($p=0,02$) et Rotation des ceintures pectorale ($p=0,04$) et non au groupe EGP ($p=0,6$ et $0,3$).

Tableau 54 - Corrélation des données X-factor aux paramètres de morphologie acétabulaire

	X-factor Thorax/Pelvis		X-factor Epaule/Pelvis		Rotation ceintures pectorales	
	R	p	R	p	R	p
Bascule acétabulaire LS (°)	0,02	0,9	-0,15	0,5	-0,32	0,1
Inclinaison acétabulaire LS (°)	0,24	0,2	0,22	0,3	0,14	0,5
Abduction acétabulaire LS (°)	-0,12	0,5	-0,11	0,6	-0,07	0,8
Couverture acétabulaire antérieure LS (°)	0,29	0,1	0,18	0,4	-0,006	1
Couverture acétabulaire postérieure LS (°)	-0,36	0,07	-0,6	0,003	-0,55	0,003
Antéversion acétabulaire LS (°)	-0,22	0,3	-0,4	0,03	-0,5	0,009
Bascule acétabulaire TS (°)	-0,2	0,3	-0,3	0,1	-0,33	0,1
Inclinaison acétabulaire TS (°)	-0,07	0,7	0,03	0,9	0,15	0,5
Abduction acétabulaire TS (°)	-0,09	0,7	-0,25	0,2	-0,32	0,1
Couverture acétabulaire antérieure TS (°)	-0,005	1	0,15	0,5	0,27	0,2
Couverture acétabulaire postérieure TS (°)	-0,02	0,9	-0,01	0,6	-0,2	0,3
Antéversion acétabulaire TS (°)	-0,05	0,8	-0,16	0,4	-0,23	0,2

R: valeur Rho du test de corrélation de Spearman ; p : valeur p du test de corrélation de Spearman; TS : *Trail side*; LS : *Lead side*;

Enfin, la rotation des ceintures pectorales était corrélée à la valeur de l'ICT côté *Lead* ($p=0,02$) : une rotation plus faible était corrélée à une valeur de rotation des ceintures pectorales plus élevée (**Tableau 55**).

Tableau 55 - Corrélation des données X-factor aux paramètres de morphologie des membres inférieurs

	X-factor Thorax/Pelvis		X-factor Épaule/Pelvis		Rotation ceintures pectorales	
	R	p	R	p	R	p
ICT LS (°)	-0,02	0,9	-0,26	0,2	-0,45	0,02
ICT TS (°)	-0,32	0,1	-0,39	0,046	-0,22	0,28

R: valeur Rho du test de corrélation de Spearman ; p : valeur p du test de corrélation de Spearman; TS : *Trail side*; LS : *Lead side*; ICT : index de cumul des torsions.

Aucune corrélation n'était retrouvée entre les paramètres statiques des membres inférieurs (taux de recouvrement acétabulaire et rotation fémoro-tibiale) et les paramètres X-factor.

Inclinaison latérale

Valeurs

Les valeurs d'inclinaison latérale maximale lors du swing des côtés *Lead* et *Trail* sont présentées dans le **Tableau 56**. Le groupe EGP présentait une inclinaison latérale côté *Lead* plus importante que le groupe LGP ($p=0,03$).

Tableau 56 - Données d'inclinaison latérale

	EGP (N=9)	LGP (N=20)	p†
Inclinaison latérale maximale côté <i>Trail</i>	14,8 ± 16,9	13,6 ± 8,1	0,6
Inclinaison latérale maximale côté <i>Lead</i>	-23,5 ± 14,1	-11,8 ± 10,9	0,03

EGP: Early golf players ; LGP : Late golf players ; p† : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes EGP et LGP; Moyenne ± écart-type.

Professionnels vs Récréatifs

Il n'y avait pas de différence significative entre les groupes PP et RP pour les inclinaisons *Lead* et *Trail* (**Tableau 57**).

Tableau 57 - Données d'inclinaison latérale des groupes PP et RP

	PP (N=6)	RP (N=23)	p†
Inclinaison latérale maximale côté <i>Trail</i>	20,5 ± 13,7	12,3 ± 10,2	0,3
Inclinaison latérale maximale côté <i>Lead</i>	-21,2 ± 12,0	-14,0 ± 13,0	0,2

PP : Professional players ; RP : joueurs récréatifs ; p† : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes PP et RP; Moyenne ± écart-type.

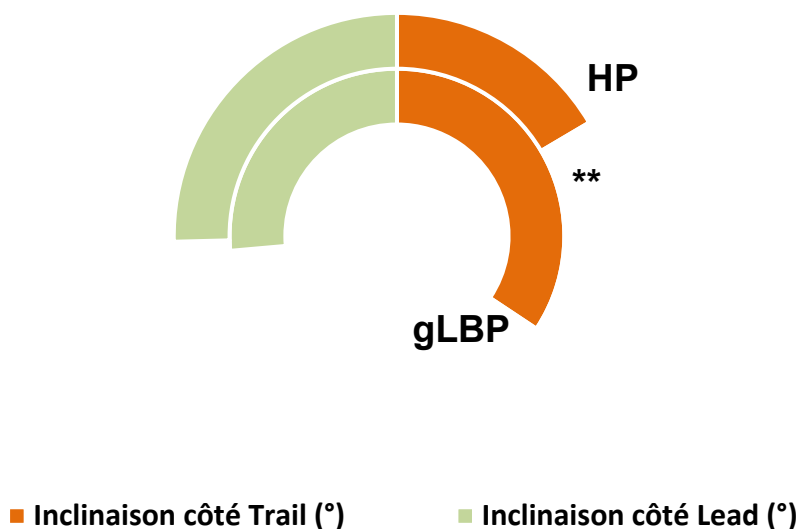
Lombalgies liées à la pratique

Les valeurs mesurées d'inclinaison latérale des joueurs ayant présenté des lombalgies liées à la pratique du golf (gLBP) et ceux n'en ayant jamais expérimenté (HP) sont présentées dans le **Tableau 58**. L'inclinaison latérale côté *Trail* était plus importante de 10,7° dans le groupe gLBP que dans le groupe HP ($p=0,007$).

Tableau 58 - Données d'inclinaison latérale des joueurs selon l'apparition de lombalgies liées à la pratique (gLBP) ou non (HP)

	gLBP (N=11)	HP (N=18)	p†
Inclinaison latérale maximale côté <i>Trail</i>	20,6 ± 9,4	9,9 ± 10,5	0,007
Inclinaison latérale maximale côté <i>Lead</i>	-15,8 ± 12,9	-15,2 ± 13,3	1

gLBP: joueurs ayant déclaré une lombalgie liée au golf; HP : joueurs n'ayant jamais présenté de lombalgie liée au golf ; p† : valeur p du test de Wilcoxon entre les groupes gLBP et HP; Moyenne ± écart-type.

**Figure 73 - Inclinaison latérale, par groupe (gLBP et HP)**

gLBP : joueurs ayant déclaré une lombalgie liée au golf ; HP : joueurs n'ayant jamais présenté de lombalgie liée au golf ;

Corrélations

Les corrélations des valeurs d'inclinaison latérale aux données d'historique de pratique et de cinématique articulaire sont présentées dans le **Tableau 59**.

Les paramètres corrélés à l'inclinaison latérale côté Trail étaient :

- Côté *Lead* : la flexion (p=0,02), l'abduction (p=0,003) et l'adduction (p=0,02)
- Côté *Trail* : la flexion (p=0,03) et l'abduction (p=0,01).

Les corrélations des paramètres acétabulaires à l'inclinaison latérale sont présentées dans le **Tableau 60**, celles avec les données X-factor dans le **Tableau 61**.

Tableau 59 - Corrélation des données d'inclinaison latérale aux données de cinématique coxo-fémorale et de l'historique de pratique

	Inclinaison latérale côté <i>Trail</i>		Inclinaison latérale côté <i>Lead</i>	
	R	p	R	p
Age de début de pratique	-0,25	0,2	0,25	0,2
Age	-0,21	0,3	0,33	0,08
Durée de pratique	0,24	0,2	0,23	0,2
Handicap*	-0,05	0,9	0,17	0,5
Flexion LS	0,4	0,02	0,4	0,04
Extension LS	0,12	0,5	0,7	<0,001
Abduction LS	-0,54	0,003	-0,06	0,8
Adduction LS	-0,43	0,02	-0,45	0,01
Rotation latérale LS	0,15	0,44	0,66	<0,001
Rotation médiale LS	0,27	0,2	0,13	0,5
Flexion TS	0,4	0,03	0,33	0,09
Extension TS	-0,22	0,25	0,47	0,01
Abduction TS	0,46	0,01	0,3	0,1
Adduction TS	-0,22	0,3	0,47	0,01
Rotation latérale TS	-0,21	0,3	0,27	0,2
Rotation médiale TS	-0,23	0,2	-0,3	0,1

R: valeur Rho du test de corrélation de Spearman ; p : valeur p du test de corrélation de Spearman; TS : *Trail side*; LS : *Lead side*; * uniquement pour le groupe *RP* (joueurs récréatifs)

Tableau 60 - Corrélations des paramètres morphologiques acétabulaires aux données d'inclinaison latérale

	Inclinaison latérale côté <i>Trail</i>		Inclinaison latérale côté <i>Lead</i>	
	R	p	R	p
Bascule acétabulaire LS (°)	0,43	0,02	0,46	0,01
Inclinaison acétabulaire LS (°)	-0,53	0,003	-0,42	0,02
Abduction acétabulaire LS (°)	0,49	0,007	0,4	0,04
Couverture acétabulaire antérieure LS (°)	0,08	0,7	-0,16	0,4
Couverture acétabulaire postérieure LS (°)	0,17	0,4	0,25	0,2
Antéversion acétabulaire LS (°)	0,17	0,4	0,4	0,03
Bascule acétabulaire TS (°)	0,2	0,3	0,25	0,2
Inclinaison acétabulaire TS (°)	-0,52	0,004	-0,29	0,1
Abduction acétabulaire TS (°)	0,43	0,02	0,33	0,1
Couverture acétabulaire antérieure TS (°)	-0,21	0,3	-0,33	0,1
Couverture acétabulaire postérieure TS (°)	0,12	0,5	0,15	0,5
Antéversion acétabulaire TS (°)	0,29	0,1	0,31	0,1

R : valeur Rho du test de corrélation de Spearman ; p : valeur p du test de corrélation de Spearman; TS : *Trail side*; LS : *Lead side*;

Tableau 61 - Corrélation des données X-factor à l'inclinaison latérale

	X-factor Thorax/Pelvis		X-factor Épaules/Pelvis		Rotation ceintures pectorales	
	R	p	R	p	R	p
Inclinaison latérale LS (°)	-0,32	0,1	-0,57	0,002	-0,43	0,03
Inclinaison latérale TS (°)	0,22	0,3	0,02	0,9	-0,06	0,8

Synthèse

Les sujets EGP présentaient donc une mobilité plus importantes des épaules que le groupe LGP lors du *backswing*, ainsi qu'une inclinaison côté *Lead* plus élevée (**Tableau 62**). Ils sollicitaient également leur articulations coxo-fémorales de manière plus importante.

Les sujets professionnels avaient une rotation des ceintures pectorales plus importante que les joueurs récréatifs.

Enfin les joueurs ayant présenté une douleur lombale lors de la pratique du golf présentaient une inclinaison côté *Trail* plus élevée que les autres.

Tableau 62 - Synthèse des résultats d'anatomie fonctionnelle des groupes EGP vs LGP, PP vs RP, et gLBP vs HP

	EGP (vs LGP)	PP (vs RP)	gLBP (vs HP)
X-FACTOR			
Thorax-pelvis			
Epaules-Pelvis	+13,0°		
Rotation des ceintures pectorales	+10,9°	+9,7°	
INCLINAISON LATÉRALE			
Côté <i>Trail</i>			+10,7°
Côté <i>Lead</i>	+11,7°		
ARTICULATIONS COXO-FEMORALES			
	TS	LS	
Flexion			
Extension	+14,3°	+6,7°	
Abduction			
Adduction		+6,2°	
Rotation latérale			
Rotation médiale	+7,5°		

En gris : absence de différence significative

Synthèse générale des résultats

La synthèse des modifications de l'anatomie morphologique et statique des sujets du groupe EGP par rapport au groupe C_EGP, ainsi que des différences d'anatomie fonctionnelle du groupe EGP par rapport au groupe LGP sont présentées dans le **Tableau 63**.

Les joueurs EGP présentaient donc :

- Un Index de Cumul des Torsions plus faible côté *Lead*,
- Des modifications de l'orientation et de la couverture acétabulaire côté *Trail*,
- L'absence de modification significative de l'anatomie statique,
- Un engagement des ceintures pectorales et une inclinaison *Lead* du tronc lors du *backswing* plus importants,
- Une sollicitation plus importante des articulations coxo-fémorales.

Tableau 63 - Synthèse des modifications d'anatomie morphologique, statique et fonctionnelle du groupe EGP

	MORPHOLOGIQUE‡			STATIQUE‡	FONCTIONNELLE†		
COLONNE VERTEBRALE					Epaules-Pelvis	+13,0° *	
					Rotation des ceintures pectorales	+10,9° ***	
					Inclinaison latérale	+11,7° *	
PELVIS							
ARTICULATIONS COXO-FEMORALES	Bascule acétabulaire	-8,2° *			Extension	+14,3° **	+6,7° *
	Inclinaison acétabulaire	+2,5° *			Adduction		+6,2° *
	Abduction acétabulaire	-3,9° *			Rotation médiale	+7,5° *	
	Couverture acétabulaire postérieure	-3,8° *					
MEMBRES INFÉRIEURS	Index de cumul des torsions		-11,9° *				

‡ : par rapport au groupe C_EGP ; † : par rapport au groupe LGP ; * : p<0,05 ; ** : p<0,01 ; *** : p<0,001.
En gris : absence de différence significative

Discussion



Cette étude a permis la mise en évidence de différences notables, sur le plan morphologique et fonctionnel, de l'anatomie du complexe spino-pelvi-fémoral d'une cohorte de golfeurs ayant débuté leur pratique de manière précoce. Nous discuterons tout d'abord du protocole d'étude et des choix méthodologiques, avant d'analyser les paramètres des populations incluses et les modifications observées sur le plan morphologique, statique et fonctionnel de leur anatomie.

Protocole d'étude

Questionnaire

Notre étude était transversale et les données d'historique de pratique ont été recueillies *a posteriori*. Ainsi l'historique des pratiques sportives n'a pas permis la détermination d'un degré de spécialisation et de son évolution au cours de la croissance. Ceci n'a pas été fait en partie par le caractère rétrospectif de l'étude et le biais déclaratif que cela aurait amené. En cas d'étude prospective, il serait utile d'intégrer dans ce questionnaire une évaluation :

- de la spécialisation (score de Jayanthi *et al.*),
- de la charge mécanique (évaluation quantifiée du nombre de swings par an, en évaluant par exemple le nombre de seaux de balles par semaine, le nombre de parcours, l'indice/handicap par année (témoin du nombre de coup moyen par parcours)).

Examen physique

Dans cette étude, l'examen physique a été réalisé par un seul opérateur avant les acquisitions cinématiques et radiographiques. Aucun échauffement n'était réalisé avant cet examen. L'effectif de l'échantillon (N=15) qui a pu être évalué par un examen clinique était faible, compte tenu de l'initiation de l'étude avant l'arrivée de l'examineur dans le protocole de recherche. Ce faible effectif ne peut donc permettre, dans cette étude, une analyse satisfaisante de l'intérêt de l'examen physique chez ces joueurs afin déterminer un lien entre de potentielles limitations, ou augmentations des amplitudes articulaires et les paramètres lésionnels ou de cinématique.

La répétabilité et reproductibilité des mesures d'amplitude de rotation de hanche ont été évaluées par Harris *et al.* (160). La mesure de la rotation médiale montrait un faible coefficient de corrélation intra-classe de 0,22, alors que le coefficient pour la mesure de la rotation latérale était bon (0,82). Ces résultats sont en opposition avec ceux d'une étude de 2007 qui objectivait des ICC bien plus faibles (0,06 à 0,33 pour la rotation latérale ; 0,30 à 0,41 pour la rotation médiale) (161). Concernant l'épaule, les ICC des mesures goniométriques des rotations scapulo-humérale en RE2 ont pu être évaluées comme excellentes (162). Ces secteurs de rotations reflètent ceux du swing, raison pour laquelle ils ont été choisis pour intégrer l'examen physique. Nous avons fait le choix de ne pas intégrer d'autres tests

plus spécifiques des pathologies d'épaule ou de hanche afin de ne pas allonger un protocole, déjà relativement long.

Acquisitions biplanaires

Les acquisitions biplanaires des golfeurs ont été réalisées de manière standardisée et reproductible. La reconstruction a été faite par 2 opérateurs différents (une seule fois pour chaque individu, pour les mêmes raisons que l'examen physique (*i.e.* arrivée de l'examineur en cours de protocole)). Les reconstructions des sujets contrôles ont, elles aussi, été réalisées par des opérateurs différents car issues de protocoles de recherches différents, et regroupées au sein d'une cohorte globale de sujets volontaires sains « NORMEOS ».

Concernant les acquisitions faites en rotation de type *backswing* dans la cabine EOS, la mise en place des joueurs et la réalisation des clichés étaient rendues complexe par l'exiguïté de la cabine. La rotation axiale des ceintures pectorales a pu ne pas être maximale pour l'ensemble des sujets, ce qui a probablement également été le cas pour le rachis lombal.

Cinématique

Nous avons fait le choix de prendre une seule mesure pour chaque sujet, en se basant sur l'acquisition ayant permis la plus grande vitesse de club à l'impact, déterminée grâce à un système radar Trackman®. Les paramètres pris en compte ont été montrés comme étant de qualité suffisante pour être utilisés en recherche (159). Cette procédure permettait la simplification de l'analyse par utilisation d'une seule mesure de référence, maximale. Ceci permettait également de considérer le geste potentiellement le plus sollicitant sur le plan articulaire et musculaire. Cependant, les stratégies pour permettre une vitesse de club à l'impact élevée sont nombreuses, comme démontré par M. Bourgain dans sa thèse « *Analyse biomécanique du swing de golf* » (87). L'utilisation d'un moyennage des valeurs des meilleures performances par sujet aurait également pu être choisie.

Choix des paramètres anatomiques

Les lésions du rachis lombal sont au premier plan des blessures du golfeur (83,84,102–106). Le choix des paramètres anatomiques étudiés s'est donc orienté vers le squelette axial et les membres inférieurs. Des blessures aux membres supérieurs sont rapportées. Celles-ci sont généralement tendineuses et/ou

articulaires et le système EOS ne permet pas de les étudier correctement. Nous avons fait le choix de ne pas les intégrer dans l'analyse des paramètres anatomiques, à l'exception de la part fonctionnelle des ceintures pectorales dans le *backswing*. La précision des mesures EOS étudiées a été décrite antérieurement (64,163–166).

Paramètres morphologiques

Parmi les nombreux paramètres anatomiques des membres inférieurs, l'index de cumul des torsions a été utilisé. Compte tenu du caractère rotatoire prédominant au swing, ce paramètre apparaissait *a priori* comme le plus pertinent à étudier dans le contexte. Décrit en 1992 par Duparc *et al.*, il permet la description fonctionnelle de la torsion globale du membre inférieur (17). Combiné à la rotation de hanche, il détermine la position du pied, en particulier lors de l'attaque talonnière à la marche. Des modifications de torsion du membre inférieur ont ainsi été retrouvées chez des patients présentant une gonarthrose fémoro-tibiale (167,168,17), ainsi qu'en cas d'instabilité patellaire (169).

Paramètres statiques

L'analyse de l'équilibre global, à savoir la répartition de l'appui des 2 membres inférieurs, appelé dans cette étude « *ratio* » (forces de réaction au sol *Lead/Trail*), a été réalisée au travers des acquisitions statiques. La littérature met en évidence un équilibre monopodal plus important chez les joueurs professionnels que récréatifs (170). La mesure de la variation du centre de masse (stabilométrie) en appui monopodal aurait été un élément pertinent dans cette étude, afin de pouvoir déterminer si ce meilleur contrôle neuromoteur était lié au niveau des joueurs, ou à leur pratique précoce.

Paramètres fonctionnels

La revue de littérature des paramètres fonctionnels du rachis lombal montre que la détermination de la rotation axiale *in vivo* reste complexe et peu précise. L'utilisation du système EOS, peu irradiant, en charge, et reproductible, pose le problème de l'absence d'acquisition axiale. La modélisation 3D est basée sur les acquisitions biplanaires et le *fitting* d'objets 3D standardisés. Ceci ne permet pas d'obtenir une précision satisfaisante pour la mesure d'un paramètre dont l'amplitude physiologique est de quelques degrés (45). La méthode que nous avons développée n'a pas permis d'obtenir un résultat satisfaisant, répétable, et reproductible. Elle peut cependant garder son utilité pour faciliter le recalage

d'objets 3D pour la détermination de paramètres d'amplitudes plus importantes, telles que la flexion et l'extension de la colonne thoraco-lombale par exemple.

En complément de l'étude radiographique, la cinématique articulaire, *via* le système VICON et le logiciel OpenSim, a permis d'évaluer l'anatomie fonctionnelle des paramètres articulaires coxo-fémoraux et du rachis thoraco-lombo-sacral. L'un des paramètres les plus décrits, et critiqué, dans la littérature sur le golf, est le X-factor. Décrit pour la première fois par Jim McLean dans une revue grand public (89), il est déterminé par l'angle de rotation axiale entre la ligne des épaules et le pelvis. Cette définition est cependant différente selon les auteurs. Ainsi, Joyce *et al.* utilisent cette même définition, alors que Dale et Brumitt ne tiennent compte que de la rotation entre le thorax et le pelvis (171,172). Parmi les structures articulaires sollicitées, on trouve donc l'articulation lombo-sacrale L5-S1, les articulations intervertébrales lombales et thoraciques et, selon le paramètre considéré, l'espace de glissement scapulo-thoracique, les articulations acromio-claviculaires et sterno-claviculaires. Afin de pouvoir déterminer l'implication de ces différentes structures articulaires dans le mouvement global, nous avons analysé la part de rotation axiale de la colonne d'une part, et celle des épaules d'autre part. Nous avons également étudié l'amplitude d'inclinaison maximale du tronc lors du swing, côté *Trail* maximale après l'impact, mais également côté *Lead*. Cette inclinaison est réputée génératrice de lombalgies chez le golfeur (173).

Population

Constitution des groupes

A partir d'une population de 35 golfeurs, deux groupes ont été constitués, basés sur un début de pratique précoce, avant le pic de croissance (EGP, N=13) ou tardif, après le pic de croissance (LGP, N=22). Le seuil a été choisi à l'âge de 13 ans, supposé être avant l'âge du pic de croissance de l'adolescence masculine (174). L'objectif était de pouvoir distinguer ceux qui avaient exposé leur système musculosquelettique à la pratique durant une période de plus grande sensibilité du squelette (175). De plus, certains paramètres tels que les torsions fémorales et tibiales sont connus pour ne pas être stables pendant la petite enfance (176). Des sollicitations mécaniques répétées sont donc susceptibles d'avoir un impact sur cette évolution. Cette distinction n'est pas retrouvée dans la littérature, qui compare plus volontiers les joueurs récréatifs aux joueurs professionnels (83,84,109,103,105,177,178).

Le choix de distinguer les groupes par leur âge de début de pratique a du sens par cette distinction de contrainte en fonction de la croissance, mais ne tient finalement pas suffisamment compte de la charge appliquée. Nous avons donc réalisé des analyses en sous-groupe PP (*Professional Players*) et RP (*Recreative Players*) afin de pouvoir déterminer si les différences observées étaient liées à la pratique précoce, ou à l'investissement professionnel et aux charges d'entraînement. L'épidémiologie des blessures entre les joueurs récréatifs et professionnels est relativement différente avec une prédominance de lésions du coude et de l'épaule pour les premiers, mais des lésions du rachis lombal pour les seconds (4,105). Nous avons donc également fait une analyse en sous-groupes pour distinguer les sujets ayant présenté une lombalgie liée à la pratique (gLBP) ou non (HP) dans l'analyse des paramètres du complexe spino-pelvi-fémoral.

Seuls des hommes ont été inclus pour différentes raisons. La première était le mode de recrutement, en particulier des volontaires récréatifs (majoritairement LGP), qui prenaient contact directement avec la fédération pour participer à l'étude. Seuls des hommes se sont portés volontaires. Chez les professionnels, les circuits masculins et féminins sont bien développés, mais les circuits masculins restent encore prédominants avec un nombre de professionnels plus important, et une rémunération plus élevée. Le nombre de licenciées féminines est en France plus faible que les joueurs masculins, bien qu'en augmentation constante jusqu'en 2010, avant d'observer une stagnation (179). Ainsi, en 1980, on comptait 14.351 golfeuses pour 24.432 golfeurs, soit 37% des licenciés. En 2010, 116.158

femmes pour 291.372, soit 28% des licenciés. Enfin, des raisons anatomiques expliquent la constitution des groupes. En effet, on note des différences significatives liées au sexe, en particulier en regard du pelvis et des acétabulums, ce qui nécessite de tenir compte du sexe dans l'analyse (180). Les effectifs féminins potentiels pour réaliser les analyses ayant été jugés trop faibles, nous avons fait le choix de ne considérer que les joueurs masculins dans cette étude. De même, le pic de croissance intervenant à un âge différent en fonction du sexe, le seuil d'âge aurait biaisé l'analyse (10). A noter que 2 joueuses professionnelles féminines avaient participé au protocole d'étude, mais n'ont pas été incluses compte tenu de leur très faible nombre, avec des données très incomplètes pour l'une d'entre-elles. Une étude ciblée sur les joueuses féminines permettrait de confirmer, ou non, les modifications constatées chez les joueurs masculins.

Paramètres généraux

Les groupes EGP et LGP étaient différents, par leur constitution, en termes d'âge moyen d'une part et de type de pratique d'autre part, avec une population EGP dont la pratique du golf était proportionnellement plus professionnelle, à la différence du groupe LGP quasi-exclusivement récréatif. Cette différence d'âge posait un problème majeur, pour l'analyse des processus dégénératifs par exemple. L'introduction d'un groupe contrôle pour chacune des populations, apparié en âge, sexe et taille permettait de s'affranchir, au moins partiellement, de ce biais. Ceci a été rendu possible par la constitution de 2 groupes de sujets contrôles (C_EGP et C_LGP) issus de l'étude NORMEOS. Ainsi, les différences observées entre les groupes EGP et LGP ont pu être confrontées à des valeurs de références, permettant de déterminer si celles-ci étaient liées à la pratique ou à l'âge des sujets.

Bien que l'âge et l'âge de début des groupes EGP et LGP étaient très différents, il n'y avait pas de différence de durée de pratique, avec une moyenne de 20 années dans les 2 groupes. Ceci n'était pas recherché à l'inclusion, mais a permis de s'affranchir de ce biais dans l'analyse des résultats, confortant certaines différences observées entre EGP et LGP liées à l'âge de début et non à la durée de pratique.

Epidémiologie des blessures

Parmi les lésions les plus fréquemment rapportées par les joueurs LGP, pour la grande majorité qualifiables de récréatifs (RP), et comme étant imputables à la pratique du golf, on retrouvait des lésions du coude pour 41%, et du rachis lombal pour 29%. Chez les EGP, majoritairement « professionnels »,

la localisation préférentielle des blessures était le rachis lombal. Ces données sont comparables à celle de la littérature (103,105). Les effectifs des groupes étaient cependant faibles et ne permettaient pas d'en tirer des conclusions liées à l'analyse des paramètres anatomiques de chacun de ces joueurs. Compte tenu du caractère largement multifactoriel des blessures au golf (matériel, technique, charge cumulative, ...), la prévention et la compréhension des blessures nécessitent donc une analyse de l'ensemble de ces composants de manière individuelle. La majorité d'entre elles est liée à des erreurs de planification de la charge (181).

Index de spécialisation

Nous n'avons pas pu déterminer le score de Jayanthi *a posteriori* afin d'évaluer le degré de spécialisation des joueurs du groupe EGP au cours de leur enfance et adolescence (120). C'est une des limites principales de notre étude. En effet, les caractères rétrospectif et déclaratif de l'étude ne permettaient pas une quantification du stress mécanique et du type de pratique golfique. La littérature scientifique et les recommandations des sociétés savantes insistent sur la nécessité d'une spécialisation tardive des sportifs et d'une promotion d'activités physiques et sportives les plus diverses possible jusqu'à l'adolescence, afin de favoriser le développement des qualités motrices, sensibles, sensorielles, cognitives, physiques et physiologiques des enfants et adolescents durant cette période critique.

Routine échauffement

Respectivement 77% et 82% des EGP et LGP avaient une routine d'échauffement intégrée à leur pratique du golf. La littérature rapporte au contraire que 70% des golfeurs amateurs n'ont pas de routine d'échauffement et que seuls 3,8% la réalisent de manière systématique (182). Parmi les raisons rapportées par les sujets qui n'en pratiquent pas, c'est généralement l'absence de besoin ou de temps qui est rapporté. Les campagnes de prévention de la FFGolf sur l'importance de l'échauffement peuvent expliquer ces différences chez les joueurs LGP. L'absence d'anonymat lors des acquisitions a pu également conduire certains joueurs à préférer déclarer une routine d'échauffement. Ce qui est plus surprenant, c'est l'absence de routine d'échauffement chez 3 EGP (professionnels), alors qu'il est réputé diminuer le risque de blessures (103,109,182).

EGP professionnels

Parmi les 13 joueurs constituant le groupe EGP, 8 étaient des joueurs professionnels. Ce chiffre était attendu, compte tenu de l'investissement précoce retrouvé chez les sportifs professionnels dans leur sport de prédilection. Il faut noter qu'un joueur LGP était également professionnel avec un début du golf à 18 ans (N=23).

Cette répartition dans le groupe EGP constitue un biais de notre travail. En effet, il est difficile, compte tenu des spécificités techniques du golf, de savoir si les modifications observées sont liées à l'investissement précoce ou aux sollicitations répétées. Ce constat est particulièrement important pour les données d'anatomie fonctionnelle. On peut supposer que la professionnalisation joue un rôle dans la différence d'amplitudes observée pour la mesure X-factor Épaules/Pelvis.

Examen physique

L'examen physique n'a pu être réalisé que pour un faible nombre de sujets (N=15/35). Ceci est dû à l'arrivée en cours d'étude du médecin réalisant les examens physiques des joueurs. Ainsi, seul 8 EGP sur 13 et 7 LGP sur 22 ont été examinés. Ce faible nombre ne permettait pas de déterminer l'intérêt d'une évaluation systématique des mesures des amplitudes articulaires, en particulier de l'étude de la corrélation entre les valeurs mesurées cliniquement et les secteurs angulaires sollicités lors du swing ou les modifications d'ICT côté *Lead*.

Examen des épaules

Les données de l'examen physique objectivaient une différence significative de RE2 entre les côtés *Lead* et *Trail* chez les EGP avec une RE2 côté *Trail* plus importante (110° vs 102° , $p=0,04$). Ceci peut s'expliquer par la nécessité de développer ce secteur angulaire de la rotation scapulo-humérale pour pouvoir augmenter la distance parcourue par le club lors du *backswing*, afin d'augmenter sa vitesse à l'impact (**Figure 74**). Ce type de pattern se retrouve chez le lanceur dans le mouvement d'armé du bras (*pitcher* au *baseball*). Les structures articulaires (labrum, chef long du muscle biceps brachial, ligament gléno-huméral inférieur) et abarticulaires (muscle de la coiffe des rotateurs) sont alors fortement sollicitées. En résultent des lésions de type *overuse injuries* de cette région. Elles sont plus fréquemment rencontrées chez le joueur récréatif que professionnels (105), possiblement par cette différence de laxité articulaire en rotation latérale. Ainsi, le joueur plus âgé, débutant le golf plus tardivement, expose ses structures articulaires et abarticulaires à des sollicitations mécaniques importantes, concentriques et excentriques, sur une coiffe possiblement déjà lésée ou vieillissante. Le joueur professionnel va lui solliciter régulièrement, et bien souvent précocement, son système de stabilité passif et entrainer une distension capsulaire, ligamentaire voire musculaire.

Par ailleurs, on notait une amplitude RE1 LS plus importante chez les EGP que chez les LGP. Les valeurs de référence des amplitudes de rotation scapulo-humérale sont de 83° en position RE1 pour la tranche d'âge 20-59 ans, et 71° après 60 ans (60). La différence observée en RE1 entre les 2 groupes s'explique donc probablement par la différence d'âge des 2 groupes.

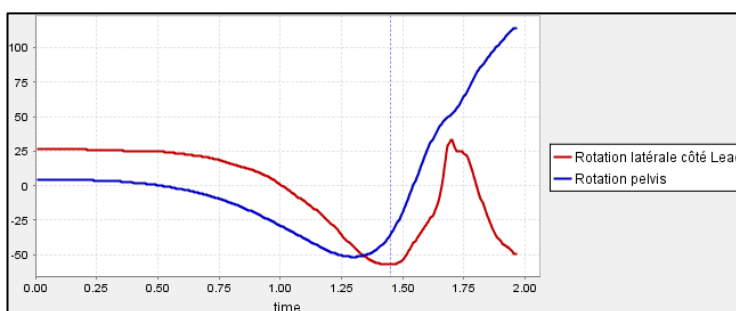
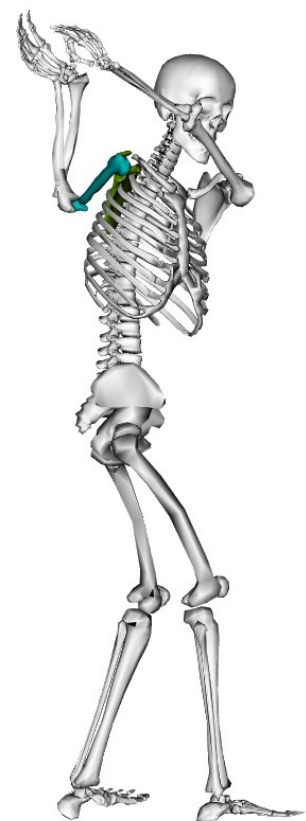


Figure 74 - Evolution de la rotation scapulo-humérale au cours du swing

Les pointillés bleus marquent le début du downswing.



Examen du rachis

L'examen du rachis est relativement bien standardisé en pratique clinique courante. Il combine la mesure d'éléments statiques (équilibre dans le plan frontal et dans le plan sagittal) avec des éléments fonctionnels parmi lesquels :

- La mesure de l'extensibilité :
 - o du rachis lombal (indice de Schöber),
 - o de la charnière lombo-sacrale (indice de Schöber modifié),
 - o de la chaîne musculaire postérieure (distance doigt sol)
 - o de la chaîne musculaire antérieure (distance talon-fesse en décubitus ventral)
- La mesure des amplitudes articulaires coxo-fémorales
- Les amplitudes de rotation selon les 3 axes :
 - o Flexion/Extension
 - o Inclinaison latérale
 - o Rotation axiale
- Un examen neurologique pour s'assurer de l'absence de signe de gravité (compression médullaire ou radiculaire).

Nous avons fait le choix de ne conserver que la mesure de l'extensibilité lombale et lombo-sacrale compte tenu de la détermination des valeurs statiques de manière fiable et précise grâce à la combinaison de l'analyse radiographique et cinématique. Ainsi, la statique spino-pelvi-fémoral est cliniquement évaluée au moyen d'un fil à plomb, et les paramètres d'amplitudes des rotations globales trop imprécis cliniquement. Il est en effet très difficile de mesurer de manière précise une amplitude de rotation thoraco-pelvienne de manière fiable et reproductible au goniomètre. Pour les 2 paramètres mesurés (indices de Schöber et Schöber modifié), aucune différence entre les 2 groupes n'était observée sur le gain d'allongement, rendant peu pertinent leur utilisation dans le cadre de suivi régulier de joueurs de golf.

Examen des articulations coxo-fémorales

Les articulations coxo-fémorales sont sphéroïdes et peuvent donc réaliser des mouvements en flexion/extension, abduction/adduction, rotations. Les amplitudes de flexion et extension ne sont pas

limitantes au swing (hors contexte pathologique de fessum de hanche), de même pour l'adduction et l'abduction qui conservent une amplitude de réserve. Les valeurs de références des amplitudes de rotations mesurées au goniomètre chez des hommes sont présentées dans le **Tableau 64** (60). L'erreur de mesure est estimée à $\pm 5^\circ$ avec l'utilisation d'un goniomètre manuel (cette erreur dépend de l'expérience de l'examineur) (183).

Tableau 64 - Valeurs de références des amplitudes de rotation coxo-fémorale, d'après McKay et al. (2017)

	20-59 ans	+ 60 ans
Rotation latérale	$30 \pm 8,3^\circ$	$26 \pm 7,0^\circ$
Rotation médiale	$36 \pm 7,9^\circ$	$33 \pm 8,0^\circ$

Les mesures ont été réalisées en flexion de hanche à 90° , à la différence de notre protocole où les mesures ont été faites en position de hanche neutre (*i.e.* plus proche de la position de swing).

Les valeurs mesurées dans les groupes EGP et LGP sont du même ordre de grandeur, bien que celles-ci soient « inversées » entre les 2 groupes. On constate ainsi dans le groupe EGP des valeurs de rotations latérales moyennes de 35° pour 43 à 45° de rotation médiale, alors que le groupe LGP présente des valeurs de rotations latérales de 41 à 42° pour des valeurs de RM de 35° . Les valeurs de références ont été mesurées dans un secteur angulaire différent de notre étude (en position assise/flexion de hanche à 90° , contre une installation en procubitus/hanche en position neutre). Cependant, on peut constater que les amplitudes du groupe EGP sont plus élevées que les normes établies. De même pour le groupe LGP, en particulier les amplitudes de rotation latérale. On peut supposer que le golf, par la sollicitation répétée en rotation axiale lors du swing, permet le maintien voire le développement des amplitudes de hanches des sujets d'âge moyen. Ceci se retrouve également dans les suites d'une arthroplastie totale de hanche, avec un fonctionnel d'Oxford supérieur chez les sujets golfeurs vs sujets contrôles (et une qualité de vie plus importante) (184).

Anatomie morphologique

Colonne vertébrale

La morphologie des corps vertébraux du groupe EGP n'était pas modifiée de façon évidente et régionale. On n'observait que des différences ponctuelles, possiblement liées à la multiplication des tests statistiques sur les différents niveaux. Dans le groupe LGP, des différences régionales s'observaient dans le rachis thoracique bas et lombal sur les paramètres de profondeur et de hauteur. Là encore, les variations étaient minimales et de très faible amplitude. Il semble donc peu probable que le golf, pratiqué précocement ou plus tardivement, ait un impact significatif sur la morphologie des corps vertébraux.

Pelvis

La pratique du golf ne semble pas avoir modifié la morphologie pelvienne des joueurs. En effet, l'incidence pelvienne n'était pas différente entre les groupes et leurs contrôles. Ce paramètre est considéré comme stable chez les individus (9), car lié à la relation entre le sacrum et les os coxaux, réunis par les articulations sacro-iliaques réputées peu mobiles, et stabilisées par un système ligamentaire complexe. Il évolue cependant au cours de la croissance jusqu'à l'âge de 18 ans, comme décrit par MacThiong *et al.* (10). Il existe de grandes variabilités inter-individuelles liées, entre autres, aux origines ethniques (185,186). L'effectif du groupe EGP reste faible, et la mise en évidence d'une éventuelle différence liée à une pratique sportive nécessiterait donc une cohorte bien plus importante.

Acétabulums

La bascule de l'acétabulum (*acetabular tilt*) de l'articulation de hanche côté *Trail* était significativement plus faible dans le groupe EGP que les sujets du groupe C_EGP ($17,2^\circ$ vs $25,4^\circ$, $p=0,02$) sans différence entre les côtés *Lead* et *Trail*. On peut supposer que les contraintes répétitives appliquées à l'acétabulum pendant le swing peuvent avoir un impact sur la ceinture pelvienne. La répétition du swing sur un squelette en croissance pourrait ainsi être responsable d'une plus faible bascule de l'acétabulum côté *Trail*. Les valeurs d'abduction acétabulaire étaient de $53,9^\circ$ côté *Trail* dans le groupe EGP contre $57,8^\circ$ dans le groupe C_EGP ($p=0,01$), et la couverture acétabulaire plus faible ($92,4^\circ$ contre $96,2^\circ$, $p=0,01$).

Entre les groupes EGP et C_EGP, on trouve donc des différences faibles mais significatives, sur 4 des 6 paramètres morphologiques d'orientation et de couverture acétabulaires. Il n'y a cependant pas d'asymétrie *Lead/Trail* chez ces joueurs. On peut supposer que ces modifications de faibles amplitudes sont liées à la pratique golfique par des contraintes répétées sur l'articulation de la hanche. Une évaluation des efforts subies par l'articulation coxo-fémorale au cours du swing permettrait de mieux comprendre la genèse de ces modifications morphologiques. Des éléments complémentaires sont apportés *page 194*.

Des modifications de la morphologie articulaires sont susceptibles de modifier la répartition des contraintes subies et d'entraîner des arthropathies dégénératives, en particulier l'arthrose. Dans une étude de 2015, Bendaya *et al.* ont comparé les données morphologiques des hanches de sujets arthrosiques et sains via EOS (18). L'abduction acétabulaire était plus élevée dans le groupe sain que le groupe arthrosique. Une diminution de ce paramètre dans le groupe EGP est un élément de vigilance, bien qu'il n'existe à ce jour aucun argument pour affirmer que le golf soit générateur d'une arthropathie dégénérative de hanche.

Membres inférieurs

Fémur

On n'observait pas de modification des paramètres de la conformation du fémur. Les valeurs mesurées étaient concordantes avec celles de Chaibi *et al.* (187). La morphologie de l'extrémité proximale du fémur a un impact direct dans les sports sollicitant l'articulation coxo-fémorale dans des amplitudes extrêmes (danse classique, gymnastique...). On parle alors de hanche plutôt « statique » lorsque l'angle cervico-diaphysaire est faible (varus) avec une couverture acétabulaire plus élevée ; ou « dynamique » avec un angle cervico-diaphysaire élevé (valgus) et un couverture faible. Le premier morphotype prédispose aux sports de force, lorsque le second permet la pratique de sports aux amplitudes articulaires plus importantes. La **Figure 75** représente, sous forme de diagrammes de densité, le morphotype de hanche côté *Lead* et *Trail* des groupes EGP et C_EGP. Une hanche de type « dynamique » serait localisée en bas à droite du diagramme, alors qu'une hanche de type « statique » en haut et à gauche.

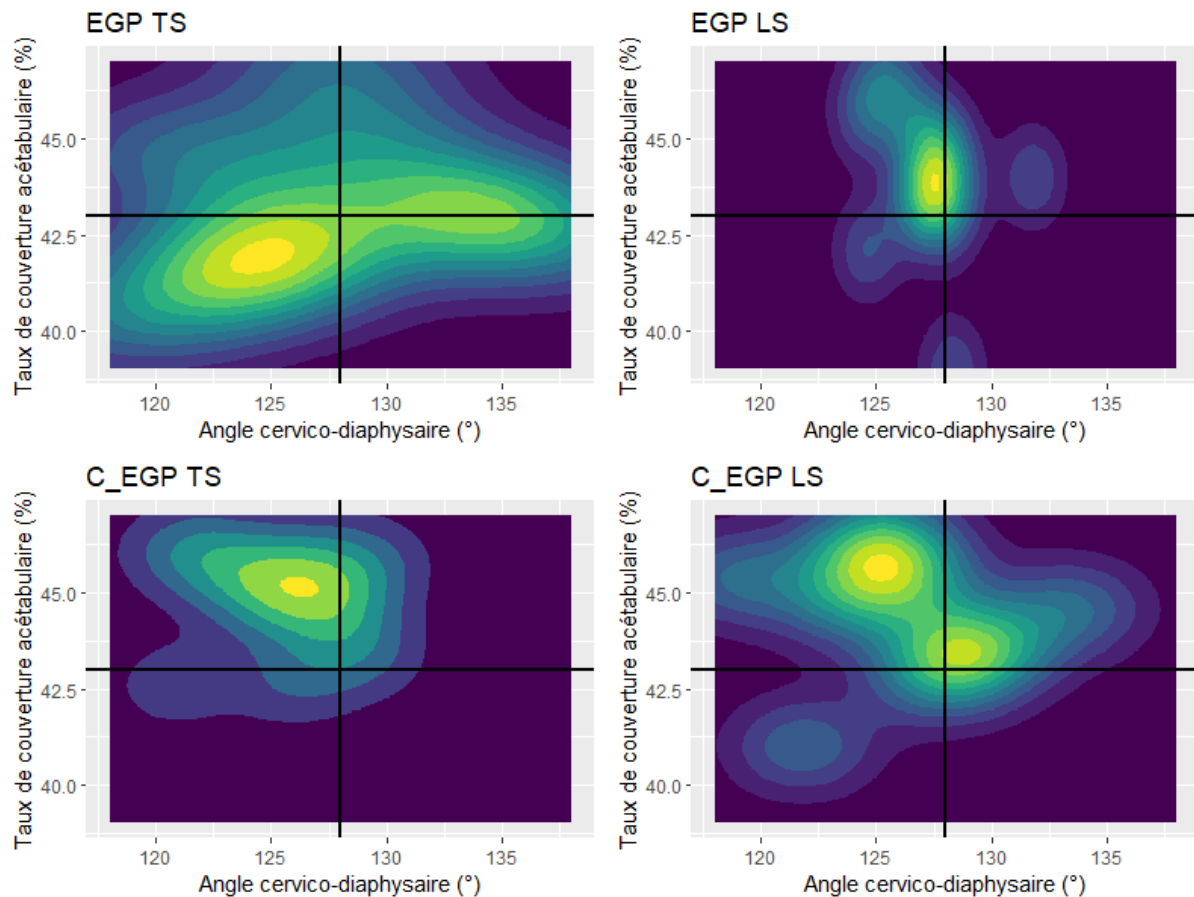


Figure 75 – Diagrammes de densité des morphotypes de hanche des groupes EGP et C_EGP

En abscisse : l'angle cervico-diaphysaire ; en ordonnée : le taux de recouvrement acétabulaire. Les lignes noires matérialisent les valeurs de références issues des études de Chaibi *et al.* (2012) et Humbert *et al.* (2008).

On constate que les hanches côté *Trail* du groupe EGP, qui présentent des modifications significatives d'orientation et de couverture, sont localisées sur le versant « angle faible » et « couverture faible », alors que les valeurs côté *Lead* sont groupées en regard des valeurs de références. Dans le groupe C_EGP, les valeurs sont pour les deux côtés plutôt sur le versant « statique ». L'angle cervico-diaphysaire n'est pas fixe au cours de la croissance. Ainsi, chez le jeune enfant, sa valeur est plus élevée (de l'ordre de $137^{\circ} \pm 8$ à 6 ans) (188). Il diminue progressivement par l'application des contraintes de pesanteur pendant la croissance pour atteindre $132^{\circ} \pm 7$ à 15 ans. Ce processus n'a-t-il pas été influencé par la pratique du golf dans le groupe EGP.

Index de cumul des torsions

Selon certains auteurs, la torsion du membre inférieur doit être analysée sur l'ensemble du membre et non sur le fémur ou le tibia indépendamment (17). Il est donc plus pertinent de considérer l'ICT que la FT et la TT séparément. L'analyse de l'Index de Cumul des Torsions (ICT) mettait en évidence une franche asymétrie *Lead/Trail* dans le groupe EGP. Cette diminution de l'ICT était également significative en comparaison au groupe C_EGP. Cela pourrait s'expliquer par les contraintes mécaniques appliquées sur le membre inférieur *Lead* du joueur pendant la phase de *follow-through*. En effet, pendant cette phase, le joueur doit stopper le mouvement, en gardant le pied *Lead* à plat sur le sol (**Figure 76**). Ce membre subit donc une contrainte en torsion médiale pour freiner et arrêter le swing (189,190), les forces de réaction au sol exerçant des forces évaluées à 0,8 x masse corporelle (191). En 2014, Gaumétou *et al.* ont publié une étude évaluant les torsions des segments fémoral et tibial chez des sujets âgés de 6 à 30



Figure 76 - Fin de follow-through et hypothèse de diminution de l'ICT

ans par le système EOS (176). Les sous-groupes étaient des groupes d'âge (6-7 ans, 8-9 ans, 10-12 ans, 13-15 ans et 16-30 ans). Le calcul rétrospectif de la valeur de l'ICT (par sommation non appariée des moyennes) des 96 sujets de la tranche d'âge 10-12 ans était de 10,6°, alors que celle des 44 sujets de la tranche d'âge 16-30 ans était de 16,7° (**Figure 77**). Ces dernières sont proches de celles des membres inférieurs du membre inférieur côté *Trail* du groupe EGP, alors que les données du côté *Lead* sont du même ordre de grandeur que celles d'enfants de 10 à 12 ans. Cela pourrait s'expliquer par l'application, sur un squelette en croissance, de contraintes de torsion répétées lors du swing côté *Lead*, ce qui pourrait modifier l'évolution naturelle de la détorsion du membre inférieur. Dans le groupe EGP, plus de 50% des volontaires présentaient un ICT faible côté *Lead* (c'est-à-dire <10°) (17), alors qu'elle atteignait 14% dans le groupe LGP. Par conséquent, le fait de commencer l'entraînement de golf après le pic de croissance ne semble pas avoir d'impact sur l'ICT, alors que des sollicitations répétées précoces pourraient modifier la morphologie osseuse du membre inférieur côté *Lead*. Plusieurs études tendent par ailleurs à montrer un impact des modifications en torsion du membre inférieur sur la mécanique articulaire du genou (192), et un lien identifié avec la gonarthrose fémoro-tibiale (167,193).

Les contraintes de torsion répétitives du membre inférieur pourraient ainsi contribuer au développement de pathologies articulaires chroniques du genou (194).

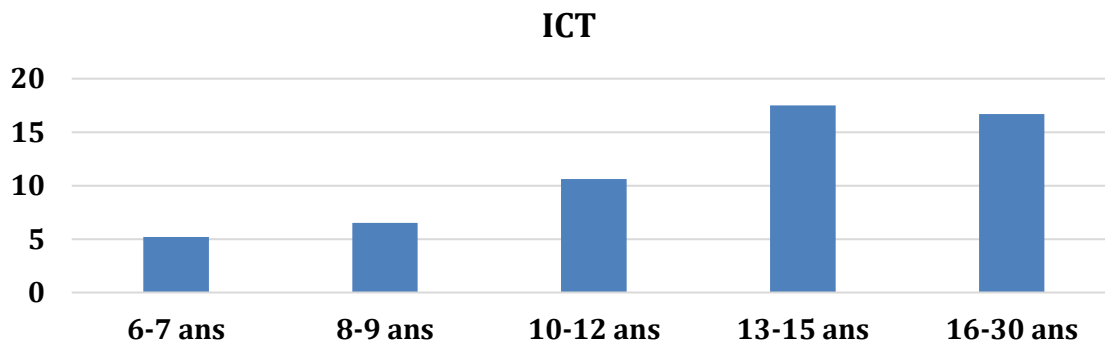


Figure 77 - Valeurs de l'ICT en fonction de l'âge (en °), d'après Gaumétou *et al.* (2014)

Les paramètres anatomiques mesurés dans cette étude étaient basés sur le système EOS. Cet outil permet une analyse de bonne qualité, diminuant considérablement le niveau des radiations (53). La tomodensitométrie (TDM) reste le *gold standard* pour tous les paramètres morphologiques, en particulier pour les torsions (17). Cependant, elle ne peut être recommandée pour un suivi systématique. Buck *et al.* ont comparé les paramètres de torsion du membre inférieur déterminés par EOS à ceux déterminés par tomodensitométrie : ceux-ci étaient interchangeables, sans différence significative (195). D'autres auteurs ont récemment trouvé des résultats plus contrastés, mais sur une population pédiatrique avec un nombre plus restreint de patients (196). Le scanner à ultra-basse dose pourrait être une option intéressante chez les jeunes patients (197).

Enfin, la revue systématique de Baker *et al.* rapporte que le taux de blessures du genou au golf est d'environ 3 à 18 %, dont 96 % seraient chroniques et 4 % aiguës. Ces blessures surviennent principalement lors de l'impact et du *follow-through* (177). Dans l'étude de Somjarod *et al.* (198), la rotation axiale du genou principal était significativement différente à *mid-follow-through* entre les joueurs professionnels (4,1°) et les joueurs amateurs (11,5°), ce qui augmente les contraintes sur l'articulation du genou.

Les modifications de l'ICT et l'analyse de la littérature conduisent donc à deux considérations. La première est que l'application de contraintes répétées sur un genou en croissance pourrait conduire à des adaptations morphologiques augmentant la rotation médiale osseuse globale du membre inférieur côté *Lead* en fin de *follow-through*. La seconde est que ces adaptations morphologiques pourraient

contribuer au développement ultérieur d'une arthropathie dégénérative du genou. Ces résultats doivent être considérés par les joueurs et les entraîneurs qui enseignent le golf aux jeunes joueurs. Chez les jeunes golfeurs, il semble important de limiter cette forte contrainte de torsion appliquée sur le membre inférieur côté *Lead* à la fin du *follow-through*. Travailler davantage avec un swing partiel dans cette population pourrait diminuer ces contraintes de torsion en raison d'une vitesse et d'une amplitude de rotation axiale plus faibles. Un positionnement plus ouvert du pied en fin de geste pourrait également être une option (199), mais cela pourrait potentiellement entraîner une augmentation des contraintes sur la hanche pendant le *backswing* et une restriction de l'amplitude globale du mouvement. Diminuer l'intensité des swings avant le pic de croissance et travailler plus souvent le côté non dominant du swing (par exemple, le swing inversé) pourrait également aider à équilibrer les contraintes sur les membres inférieurs et à contrebalancer les troubles de torsion résultant d'un effort unilatéral répété. Pratiquer d'autres sports, en retardant la spécialisation sportive, semble également important pour développer d'autres capacités et limiter les contraintes trop spécifiques appliquées sur l'appareil locomoteur (200). Ces modifications torsionnelles ont également un impact direct sur l'examen physique. En effet, la position anatomique de référence, sur laquelle se base l'examen, est directement liée à la torsion puisque le zéro de référence pour la mesure des amplitudes de rotations est le vecteur horizontal passant par le plan sagittal. Ainsi, une torsion faible côté *Lead* est susceptible d'entraîner une mesure de la rotation médiale plus importante et une rotation latérale plus faible.

Corrélations

Les valeurs de l'ICT côté *Lead* étaient corrélées à l'âge de début de pratique des EGP et LGP, mais également à l'âge des sujets, alors que la durée de pratique n'avait pas d'impact sur l'ICT. La valeur de l'ICT n'est pas fixe dans le temps, et celle-ci évolue avec l'âge. Il n'existe pas à notre connaissance d'étude avec un effectif suffisant et évaluant de manière appariée l'ICT d'une cohorte d'adultes afin de pouvoir évaluer l'évolution de ce paramètre avec l'âge. L'analyse de l'ICT uniquement chez les sujets contrôles (C_EGP et C_LGP) retrouvait une corrélation avec l'âge de 0,33 ($p=0,047$). Il semblerait donc qu'il y ait une évolution de ce paramètre dans le temps, y compris après la fin de croissance. En revanche, l'absence de corrélation avec la durée de pratique semble confirmer l'impact de la période de sollicitation plutôt que sa durée.

Joueurs professionnels

Les joueurs professionnels présentait une asymétrie d'abduction acétabulaire (plus importante côté *Lead* avec 59,8° vs 54,1° côté *Trail*). Cette asymétrie n'était pas présente de manière significative dans la comparaison EGP vs C_EGP. Il n'y avait par ailleurs pas de modifications significatives des paramètres acétabulaires entre les sous-groupes PP et C_PP. Les effectifs de ces sous-groupes étaient cependant faibles (N=9), rendant toute conclusion difficile quant à l'impact de la professionnalisation sur les paramètres acétabulaires. En revanche, les modifications de l'ICT côté *Lead* étaient très significatives (-9,3°, $p=0,004$) et concordantes avec les données de l'analyse EGP vs C_EGP. Il semble vraisemblable que la professionnalisation, combinant pratique précoce et charge importante, soit pourvoyeuse des modifications observées chez les EGP. En effet, 8 des 9 joueurs professionnels étaient dans le groupe EGP, soit 61% de ce groupe.

Lombalgies liées à la pratique

Aucune des modifications morphologiques constatées dans le groupe EGP pour les paramètres pelviens, acétabulaires et des membres inférieurs n'était constatée dans l'analyse en sous-groupe gLBP vs HP. La problématique de lombalgies au golf est multifactorielle et difficilement imputable à un ou plusieurs paramètres morphologiques identifiable.

Anatomie statique

Colonne vertébrale et pelvis

La littérature rapporte un impact du sport sur la statique spino-pelvi-fémorale dans différentes disciplines. Ainsi, les adolescents volleyeurs ont une lordose plus faible que les non-joueurs (201), alors que les handballeurs ne présentent pas de différence de posture avec les non-joueurs (202). Les jeunes joueurs de hockey ont une cyphose thoracique plus importante que les données de référence (203). Chez les lutteurs, les variations de cyphose dépendent principalement du type de lutte pratiqué, la lutte libre étant à l'origine d'une cyphose plus importante que la norme, tandis que la lutte gréco-romaine une moindre (204). Pour le cyclisme, la revue systématique d'Antequera-Vique *et al.* rapporte une augmentation de la version pelvienne et des modifications de l'équilibre vertébral en position debout (augmentation de la cyphose thoracique) (205). Au regard de ces études, des modifications de l'équilibre spino-pelvien liées à la pratique du golf pouvaient donc être attendues. Il faut cependant noter que la cyphose thoracique est liée à l'âge, notamment après 50 ans (206–208). Aussi, la différence d'âge observée entre les 2 groupes pourrait participer à la constitution de cette différence significative. Les courbures rachidiennes du groupe EGP n'étaient pas différentes du groupe C_EGP. En revanche, le groupe LGP présentait une lordose cervicale inversée (en cyphose cervicale) par rapport au groupe C_LGP. Les différences observées entre les groupes EGP et LGP (lordose cervicale CL et cyphose thoracique TK) étaient donc probablement liées à l'âge. La pratique du golf, et l'investissement dans une carrière professionnelle, ne semble pas conduire à une modification des courbures rachidiennes hautes (cervicales et thoraciques).

Dans le plan sagittal, les centres géométriques des vertèbres thoraciques basses et lombales étaient plus antérieurs dans le groupe LGP que EGP (paramètres TX HA), sans que ces groupes ne présentent de différence significative avec leurs contrôles. Ces résultats sont donc possiblement liés à la différence d'âge entre les groupes. Il s'agit d'un paramètre différent de la lordose lombale (pas de différence inter-groupe sur ce paramètre) puisque dépendant de la morphologie osseuse, et en particulier de la profondeur du corps vertébral, ce dernier paramètre étant également différent entre LGP et EGP sur des niveaux similaires.

Les modifications de l'équilibre frontal vertébral avec la ligne médiane (latéralisation côté *Trail*) observées dans le groupe EGP pourraient trouver une explication dans l'analyse biomécanique du swing. Le swing moderne favorise une dissociation plus importante des ceintures pelvienne et pectorale et un étirement du système musculosquelettique, le downswing étant " dirigé par les hanches " (X-factor *stretch*), plus important chez les joueurs professionnels (90). Pendant le *follow-through*, la ceinture scapulaire continue de tourner, associée à une inclinaison latérale et une majoration de l'extension. Cette position est appelée le " C inversé " (115).

Dans le plan frontal, on trouvait une déviation de la ligne médiane côté *Trail* chez les EGP pour le rachis lombal (L1 à L4), sans que des différences entre les groupes et leurs contrôles ne puissent être mises en évidence. Cela signifie donc que les rachis lombaux des joueurs ayant commencé leur pratique de manière précoce auraient tendance à être légèrement latéralisés côté *backswing* en position de repos par rapport à la ligne médiane. Cette inclinaison latérale se retrouve pendant le swing chez certains sujets. L'utilisation régulière, asymétrique et cumulative de ce geste pourrait avoir un impact sur la statique rachidienne dans le plan frontal, en particulier dans le cadre de l'utilisation du swing dit moderne, qui combine une flexion latérale du côté *Trail* lors de l'impact de la balle et du début du *follow-through* (209,210,94). Plusieurs études ont montré une augmentation des contraintes dans la région lombale côté *trail*, avec des lésions dégénératives de la colonne vertébrale associées, en raison du *crunch factor* (94,173,211).

Malgré une exposition précoce à une forte contrainte de rotation axiale, le groupe EGP n'a pas montré de modifications significatives régionales de l'orientation axiale des vertèbres. Les paramètres d'orientation axiale étaient donc plutôt en faveur de l'absence d'impact de la pratique précoce. L'amplitude physiologique de rotation axiale intersegmentaire de la colonne vertébrale est faible (212), surtout au niveau lombal où l'orientation des facettes des articulations zygapophysaires est dans le plan sagittal. Toute rotation excessive est donc le résultat d'un éventuel trouble morphologique (comme dans la scoliose). Il s'agit donc plus d'un paramètre morphologique d'expression statique. Cependant, il faut tenir compte de l'incertitude de la mesure de ce paramètre de l'orientation axiale. Ainsi, les différences ponctuelles observées avec la valeur théorique 0° dans le groupe LGP, bien que significatives, restaient faibles.

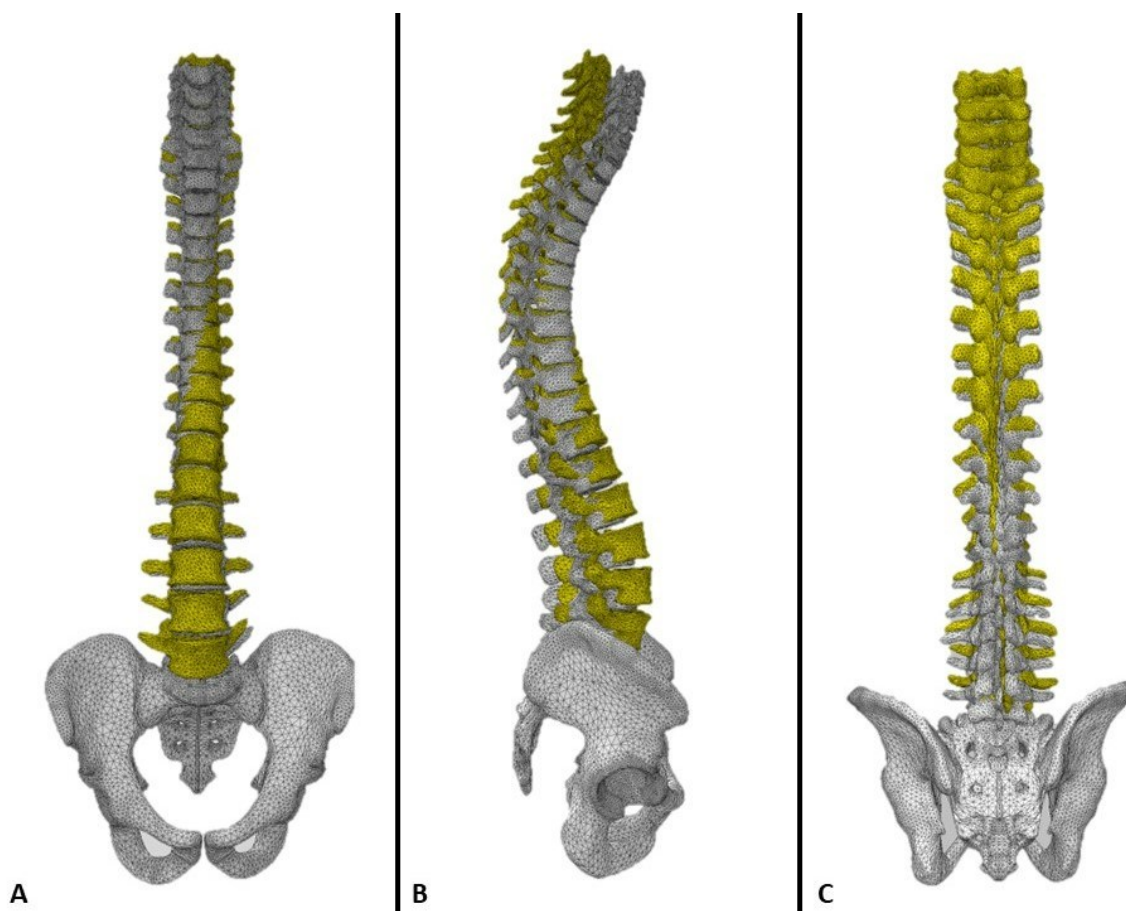


Figure 78 - Équilibre vertébral moyen des joueurs de golf précoces EGP et tardifs LGP

A: Vue de face; **B:** Vue latérale; **C:** Vue postérieure.

Recalage vertébral basé sur le calcul de matrices homogènes des positions de chaque vertèbre pour chaque groupe. En gris: LGP, en jaune : EGP. Les sujets ayant six vertèbres lombales ont été exclus.

Ces éléments sont donc rassurants quant à l'absence probable d'impact de torsion sur le rachis en croissance.

Les groupes ne présentaient pas de différence de statique pelvienne avec leurs contrôles. Seule la pente sacrale était différente entre EGP et LGP. Ces éléments tendent à montrer l'absence d'un impact majeur du golf sur le pelvis.

L'équilibre statique spino-pelvien n'était donc pas modifié de manière significative dans notre étude, ce qu'objective la **Figure 78**, qui présente la position moyenne des vertèbres du groupe EGP vs LGP.

Membres inférieurs

Le paramètre de statique de hanche (taux de recouvrement acétabulaire) ne montrait pas de différence significative entre le groupe EGP et C_EGP. On constatait cependant une tendance à une diminution de la valeur côté *Trail*, là où étaient localisées les différences anatomiques morphologiques. Le taux de couverture acétabulaire représente le pourcentage de surface d'appui de l'acétabulum sur la tête du fémur. Plus cette surface est faible, plus les contraintes appliquées sur l'articulation sont importantes. Ce défaut de couverture est pourvoyeur d'arthropathie dégénérative chez l'adulte (213,214). Il convient donc d'être vigilant sur l'anatomie statique (et morphologique) de l'articulation coxo-fémorale droite chez les joueurs ayant débuté tôt la pratique. Au niveau du genou, on ne notait pas de différence significative entre les groupes EGP et C_EGP, bien que les valeurs étaient asymétriques dans les 2.

Équilibre global

La mesure des appuis *Lead vs Trail* n'était pas différente entre les groupes EGP et LGP, ou avec la valeur 1. Il n'y avait donc pas d'impact de la pratique sur les appuis préférentiels à l'échelle des groupes. Cette mesure ne reflète pas les qualités proprioceptives de ces joueurs, mais la répartition de la charge d'appui entre les membres inférieurs *Lead* et *Trail*. Il s'agit d'un paramètre peu sensible pour étudier l'équilibre des sujets. En 2007, Sell *et al.* montraient que l'équilibre, la force et la souplesse du tronc, des épaules et des hanches étaient meilleurs chez des golfeurs avec handicap inférieur à 0 que ceux avec un handicap entre 10 et 20 (170). La même année, Lephart *et al.* montrait qu'un programme spécifique de renforcement de ces qualités améliorait la vitesse de club à l'impact (215). Dans une étude de 2009, Wells *et al.* confirmait la corrélation entre la performance golfique avec l'équilibre, la force et la stabilité du tronc, la force des muscles périphériques, et la souplesse (216). Comme discuté plus haut, plus que les paramètres de ratio d'appui en statique, l'analyse de la variation du centre de masse en appui monopodal aurait probablement été plus pertinente dans cette étude.

Anatomie fonctionnelle

Rotation intervertébrale

Le swing est un mouvement sollicitant le rachis lombal en rotation axiale. Ce mouvement possède une amplitude dépendante des amplitudes des multiples articulations sollicitées et de la technique utilisée. La détermination de la part de rotation du rachis lombal est d'un intérêt majeur dans la compréhension des mécanismes de blessure de cette région, en particulier chez le joueur professionnel. Il n'existait, au moment de cette étude, pas de moyen de détermination *in vivo* de cette amplitude inter-intervertébrale ou régionale et le système EOS est une possibilité d'évaluation. Nous avons donc cherché à évaluer la répétabilité et la reproductibilité de cette mesure *via* EOS.

Les résultats de recalage dans le système EOS montraient une répétabilité, témoin de la variation liée à l'équipement, de très faible qualité. Les valeurs retrouvées étaient toutes supérieures à 1, à l'exception du recalage de L4 et celui du bassin (S1). On trouvait cependant une reproductibilité, liée aux examinateurs, de plutôt bonne qualité. La valeur RR restait donc toujours supérieure à 0,3 qui était la limite maximale pour envisager l'utilisation de ce système. Les résultats de l'étude de répétabilité et reproductibilité de la mesure de rotation intervertébrale du rachis lombal n'étaient donc pas satisfaisants. Ceci s'expliquait par la majoration de l'erreur de mesure liée principalement à l'outil. Ainsi, l'erreur était majorée par l'incertitude de recalage des 2 objets 3D (vertèbres sus et sous-jacente). Là encore, la reproductibilité restait correcte, mais la valeur RR dépassait largement la valeur 0,3 nécessaire à sa validation comme outils de mesure.

Articulations coxo-fémorales

Les amplitudes maximales des articulations coxo-fémorales doivent être analysées au regard de leur implication au cours du swing. Les valeurs d'un sujet LGP sont présentées à titre d'exemple sur la **Figure 79**. Les types de mouvements de hanches au cours du swing sont présentés dans le **Tableau 65**. On constatait ainsi une « inversion » des modes de sollicitations des 2 hanches entre la fin du *backswing* et celle du *follow-through*, en particulier pour l'abduction/adduction et rotations latérale/médiale.

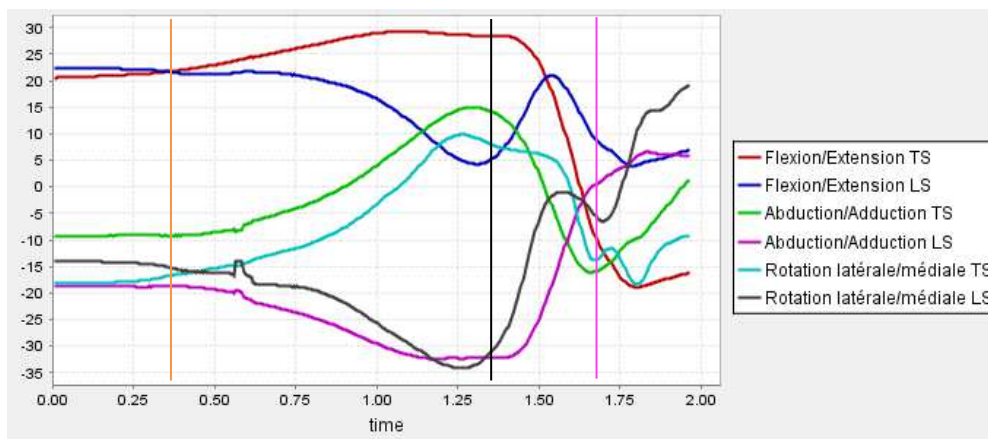




Figure 79 - Evolution des amplitudes articulaires de hanches au cours du swing

Sujet du groupe LGP; seules les valeurs différentes entre les groupes sont présentées; ligne orange: début du *backswing*; ligne noire: fin du *backswing*; ligne rose: impact.

Tableau 65 - Types de mouvements de hanches côtés *Lead* et *Trail* au cours du swing

		TS	LS
Fin du <i>backswing</i>		Flexion Adduction Rotation médiale	Extension Abduction Rotation latérale
Fin du <i>follow-through</i>		Extension Abduction Rotation latérale	Flexion Adduction Rotation médiale

Les résultats présentés dans le **Tableau 47** mettent en évidence que, en fin de *backswing*, les joueurs EGP avaient une rotation médiale maximale côté *Trail* plus importante de $7,5^\circ$ que dans le groupe LGP, alors que côté *Lead*, leur extension était plus importante de $6,7^\circ$. En fin de *follow-through*, l'extension côté *Trail* était également plus importante de $14,3^\circ$, alors que l'abduction et la rotation latérale n'étaient pas différentes. Côté *Lead*, l'adduction était plus importante de $6,2^\circ$. Ces paramètres reflétaient la plus grande sollicitation du pelvis, *via* les articulations coxo-fémorales, lors du mouvement de swing dans le groupe EGP, par une différence de recrutement articulaire. Il faudrait néanmoins considérer dans cette analyse plusieurs points, et en particulier les modifications morphologiques côté *Lead* en torsion médiale et le positionnement des pieds des joueurs.

Afin de visualiser le recrutement des hanches des joueurs professionnels, la **Figure 80** représente sous forme de diagramme de densité les secteurs angulaires significativement plus sollicités par côté, chez les PP et ceux des joueurs RP. L'investissement précoce dans le golf, et la professionnalisation, étaient donc responsables d'une sollicitation articulaire plus importante des articulations coxofémorales. Ceci permet une mobilité pelvienne plus importante, lors du *backswing* en particulier.

Ces sollicitations articulaires sont également protectrices du rachis lombal lors de cette phase. Une limitation des mobilités étant alors compensée par les articulations sus-jacentes. En 2004, Vad *et al.* ont mesuré les amplitudes articulaires de hanche chez 42 joueurs professionnels (217). Deux sous-groupes ont été formés : ceux qui avaient des antécédents de lombalgies de plus de 2 semaines au cours de l'année écoulée et qui affectaient la qualité du jeu, et ceux qui n'avaient pas de douleur. Chez les 14 joueurs ayant des antécédents de douleurs lombales, la mesure de l'amplitude de la rotation médiale de la hanche du côté *Lead* était significativement plus faible que chez les 28 sujets asymptomatiques ($11,8^\circ \pm 1,2$ vs $16,9^\circ \pm 1,3$).

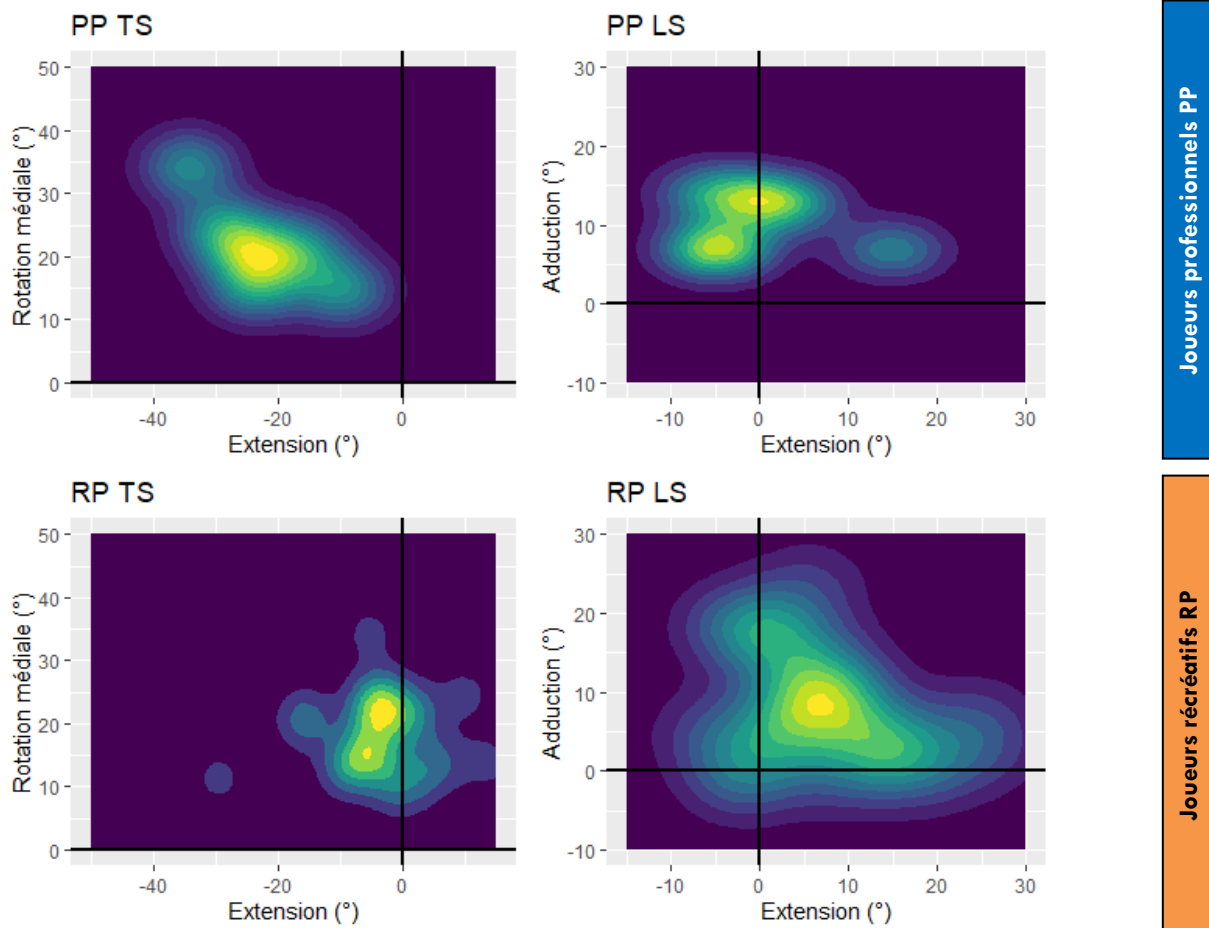


Figure 80 - Recrutement articulaires des joueurs Professionnels et récréatifs

Corrélations

Les paramètres cinématiques de hanches sont à évaluer en regard des données morphologiques des cavités acétabulaires. L'étude des corrélations entre ces paramètres du côté *Trail* montraient qu'une diminution de la bascule, de l'abduction, de la couverture postérieure et de l'antéversion de l'acétabulum était liée à une rotation médiale plus élevée lors du *backswing* (cf. **Tableau 49**). Les 3 premiers paramètres étaient également diminués dans le groupe EGP (cf. **Tableau 28**). Il convient cependant de noter que ces 4 paramètres étaient différents entre les joueurs EGP et LGP ce qui a pu biaiser ces résultats. Côté *Lead*, on notait une corrélation très significative entre antéversion acétabulaire et adduction. Là encore ce paramètre morphologique était différent entre EGP et LGP, mais sans différence avec les sujets contrôles C_LGP. Les groupes EGP et LGP présentaient des différences d'âge, d'âge de début et de durée de pratique, mais aucune corrélation n'était retrouvée (à l'exception

de l'extension de hanche Trail et l'âge de début) entre ces paramètres et les amplitudes coxo-fémorales maximales. On peut donc poser 2 hypothèses :

- Les modifications morphologiques côté *Trail* pourraient contribuer à une rotation médiale de hanche plus importante lors du *backswing*.
- L'âge, l'âge de début et la durée de pratique n'auraient pas de lien avec le recrutement articulaire lors du swing. Cette hypothèse est renforcée par le pourcentage d'utilisation des articulations qui ne semblait pas différents entre EGP et LGP (pour les rotations mesurées) (cf. **Tableau 48**).

X-factor

X-factor thorax/pelvis

La mesure de la rotation axiale entre le thorax et le pelvis n'était pas différente entre les groupes EGP et LGP, avec une valeur moyenne d'une trentaine de degrés. Cette valeur est plus importante que la rotation isolée de la colonne lombale (de l'ordre de 5° selon Gregersen *et al.* (30), témoin d'une participation importante de la charnière thoraco-lombale et de la colonne thoracique dans cette amplitude de rotation. Cette absence de différence était confirmée dans l'analyse en sous-groupe PP vs RP. La pratique précoce et la professionnalisation ne semblant ainsi pas avoir d'impact sur l'amplitude globale de rotation du rachis thoraco-lombal maximale au swing.

Chez les joueurs ayant présenté une lombalgie liée à la pratique, ce paramètre n'était pas modifié ($p=0,08$). Cette absence de modification doit cependant être pondérée par la possible diminution de sollicitation du rachis lombal qui aurait pu avoir lieu par modification du geste, afin de limiter les contraintes sur le rachis lombal et par la faible amplitude de rotation du rachis lombal dont la mesure précise reste complexe.

X-factor Épaules/pelvis

Le paramètre X-factor épaules/pelvis, correspondant à la description initiale faite par McLean en 1992 (89), était plus élevée de 13° ($p=0,02$) chez les EGP que les LGP. Les données étaient en accord avec celle de la littérature. Egret *et al.* retrouvaient des valeurs d'environ 80° chez les hommes (218), alors que Joyce *et al.* rapportaient des valeurs plus faibles, de l'ordre de 60° (171).

Cette différence entre EGP et LGP était liée à une part de sollicitation plus importante des ceintures pectorales par les EGP ($p=0,0003$). On retrouvait également cette différence de rotation des épaules entre les joueurs professionnels et les récréatifs, sans que le X-factor épaules/pelvis ne soit différent de façon significative. Il semble donc vraisemblable que la sollicitation des épaules soit un élément particulièrement lié à la performance, plus que la valeur du X-factor (épaule/pelvis ou thorax-pelvis) en elle-même.

Les joueurs avec lombalgies ne présentaient pas de différence avec les sains sur ce paramètre. Il n'aurait pas été surprenant de constater une part de sollicitation des épaules plus importante chez ces joueurs pour limiter les contraintes, bien que les biais soit nombreux sur un si faible effectif.

Corrélations

Historique de pratique et âge

Les paramètres X-factor thorax/pelvis n'étaient corrélés à aucune des données d'âge, âge de début, durée de pratique, handicap ou paramètres cinématique de hanche. En revanche on trouvait des corrélations significatives entre les paramètres impliquant les ceintures pectorales et certains de ces éléments. Ainsi, la rotation des ceintures pectorale et le X-factor épaules/pelvis était inversement corrélés à l'âge de début de pratique ($p=0,003$ et $p=0,02$), mais également à l'âge ($p=0,002$ et $p=0,002$), alors que la durée de pratique ne présentait pas de corrélation significative. La mobilité de la scapula sur le thorax (espace de glissement scapulo-thoracique) est dépendante de l'extensibilité des muscles stabilisateurs de la scapula (rhomboïdes, éleveurs de la scapula, dentelé antérieur en particulier), mais également de la mobilité des articulations sterno-claviculaires et acromio-claviculaires, et cette mobilité diminue avec l'âge. Ceci a été confirmé par la récente étude de Kolz *et al.* qui a pu montrer par vidéo-fluoroscopie la différence de mobilité de l'espace de glissement scapulo-thoracique entre un groupe de sujets sains de moins de 35 ans et plus de 45 ans (219). Les différences de mobilités étaient de 5 à 25°. La sollicitation des ceintures pectorales lors du swing semble donc être un paramètre qui a tendance à diminuer avec l'âge, sans lien direct avec la pratique golfique.

Cinématique coxo-fémorale

Les paramètres de cinématique de hanche présentaient des corrélations avec les données de X-factor épaules/pelvis et rotation des ceintures pectorales. Ces données étaient les mêmes que les différences significatives entre les groupes (cf. supra) à l'exception de la rotation latérale en *backswing* côté *Lead*, et l'abduction en *follow-through* côté *Trail*. Ceci s'explique par le degré « d'engagement » de l'ensemble des segments (membres supérieur, tronc, pelvis, membre inférieurs) dans le mouvement de swing. On retrouve par ailleurs des degrés d'extension côté *Trail* et *Lead* plus importants dans le groupe EGP ($p=0,002$ et $p=0,049$), une adduction *Lead* plus élevée ($p=0,02$), mais également une rotation médiale plus élevée, sans de lien avec le X-factor épaules/pelvis. La mobilité coxo-fémorale semble ici encore un élément important de cette chaîne cinématique.

Paramètres acétabulaires

Concernant les paramètres acétabulaires corrélés aux données X-factor, la hanche côté *Lead* présentait une couverture acétabulaire postérieure d'autant plus faible que le X-factor épaulles/pelvis était élevé. De même, une antéversion acétabulaire faible côté *Lead* était corrélée à une sollicitation plus importante des épaulles. Ces corrélations ne présument pas de lien de causalité, mais il semble possible que la couverture acétabulaire postérieure *Lead* détermine l'engagement plus ou moins important de des épaulles pour compenser une plus faible rotation du pelvis (**Figure 81**).

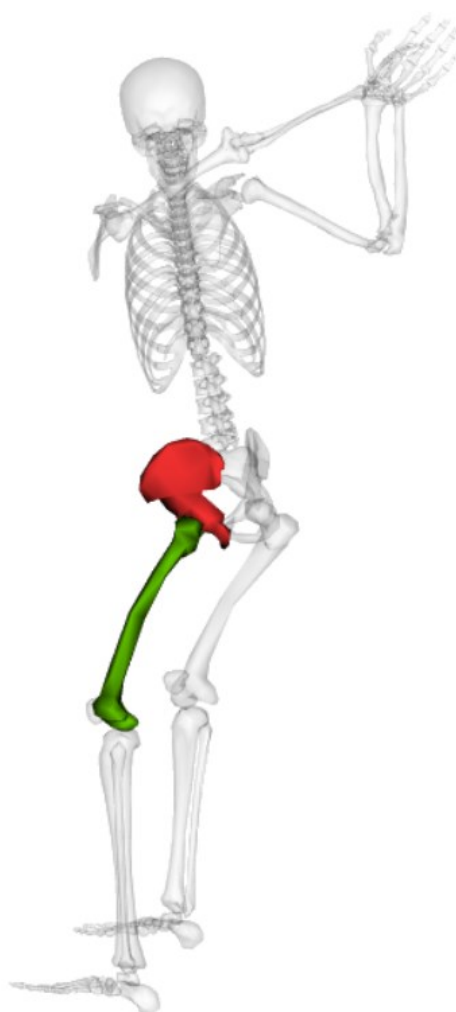


Figure 81 - Couverture acétabulaire postérieure *Lead* et *backswing*

Paramètres membres inférieurs

On retrouvait une corrélation entre l'ICT côté *Lead* et la valeur de rotation des ceintures pectorales. Ceci était probablement lié au fait que ces 2 paramètres soient modifiés dans le groupe EGP, mais sur des composantes différentes du swing. Ainsi la rotation maximale des ceintures pectorales intervient en fin de *backswing*, alors que la modification de l'ICT pourrait être expliquée par la phase de freinage du *follow-through* (**Figure 82**).

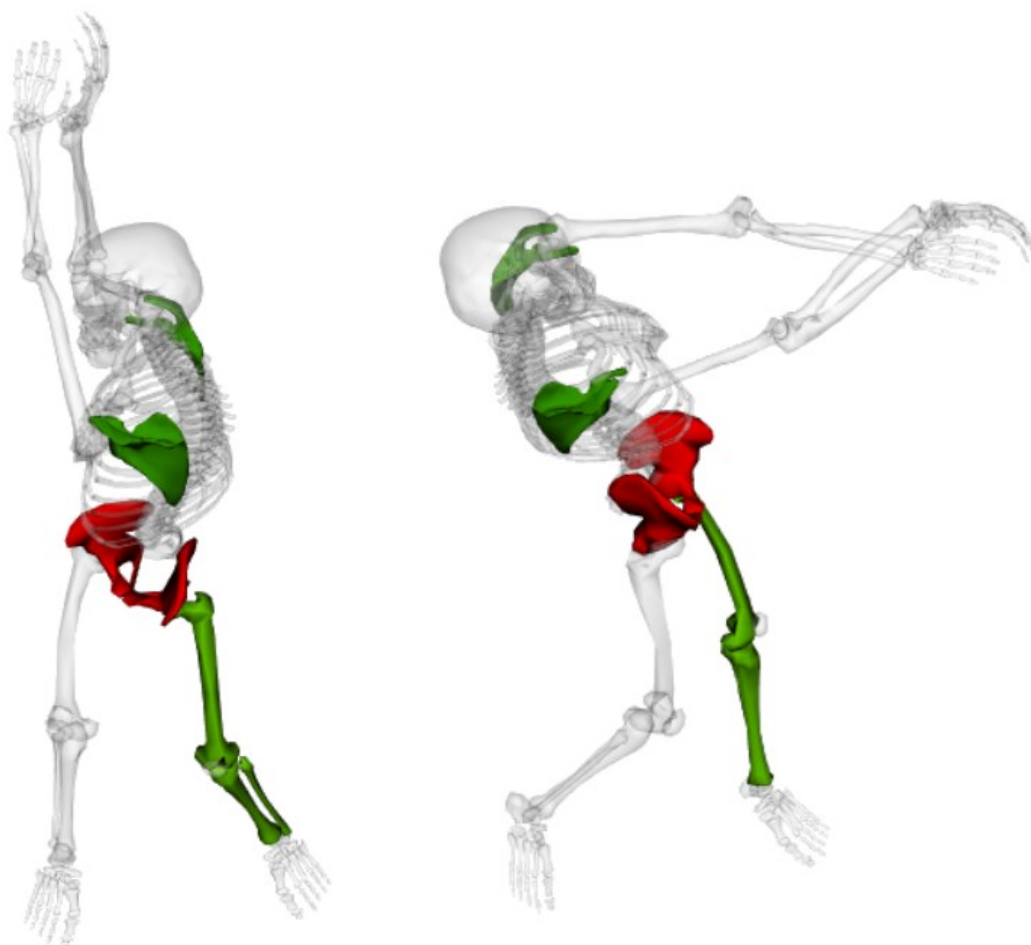


Figure 82 - Rotation de hanche *Lead* pendant le swing : latérale pendant le *backswing*, médiale pendant le *follow-through*

Inclinaison latérale

Valeurs

Dans cette étude, l'analyse cinématique de l'inclinaison du tronc objectivait une inclinaison côté *Lead* (i.e. au *backswing*) plus importante de 12° chez les joueurs EGP que LGP (p=0,03). Cette différence n'était pas retrouvée côté *Trail* (i.e. à l'impact). La professionnalisation ne semblait pas liée à ce paramètre (absence de différence entre les groupes PP et RP), mais les effectifs étaient faibles dans le groupe PP pour cette analyse (N=6). Alors que cette différence entre les EGP et LGP était localisée côté *Lead*, les joueurs ayant présenté un épisode de lombalgies liée à la pratique présentaient de manière très significative une majoration de leur inclinaison côté *Trail* de l'ordre de 11° (p=0,007).

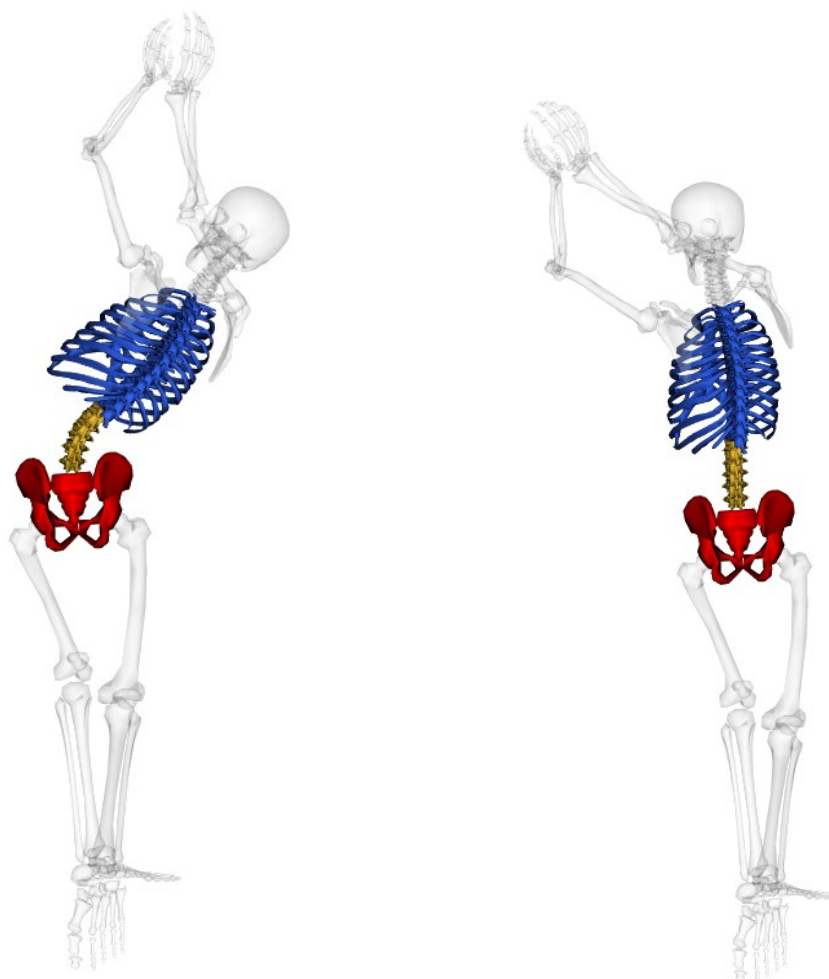


Figure 83 - Valeurs maximale et minimale d'inclinaison latérale côté *Trail* parmi les joueurs

Ces résultats sont concordants avec certaines données la littérature, et la notion de *crunch factor* décrite par Sugaya *et al.* en 1997(210). Ce facteur correspond à l'inclinaison latérale associée à la rotation

axiale. Certains auteurs ont rapporté que ce facteur était générateur de lombalgies lors de la pratique (209,220). Lindsay et Horton n'ont pas retrouvé de lien entre le *crunch factor* thoraco-lombal et l'occurrence de blessure lombale (diminution non significative chez les joueurs lombalgiques, mais faible effectif de 12 joueurs (6 lombalgiques, 6 asymptomatiques) (221). En 2010, Tsai *et al.* ont analysé la cinématique du tronc de 16 lombalgiques et 16 asymptomatiques (222). Ils ne retrouvaient pas de différence de flexion, d'extension, d'inclinaison latérale (*Trail* et *Lead*), ou de rotation axiale (*Backswing* et *Follow-through*). Enfin, en 2014, Cole et Grimshaw réalisent une étude cinématique portant sur 12 joueurs lombalgiques et 12 asymptomatiques (173). L'inclinaison maximale n'était pas différente entre les groupes. Le *crunch factor* était calculé comme le produit instantané de la vitesse de rotation du tronc par rapport au bassin et de l'angle d'inclinaison latérale. Cette valeur CF n'était pas différente entre leurs 2 groupes.

$$CF(deg^2/s) = \omega_{axial\ du\ tronc} (deg/s) \times \theta_{inclinaison\ du\ tronc} (deg)$$

Cette étude mettait en évidence le retard entre l'impact et la valeur maximale du CF, quelques millisecondes plus tard. Les études épidémiologiques confirment un pic de fréquence des lésions lombales durant cette portion du swing (*follow-through*) pour 29 à 42% d'entre eux (83,223).

Dans notre étude, nous avons considéré chaque composante de la cinématique du tronc de manière indépendante. La classification comme joueur gLBP (lombalgique) ou HP (asymptomatique) étaient basées sur la déclaration du joueur d'un épisode de douleur lombale liée à la pratique, sans considération de la gravité, de la durée d'arrêt de pratique, ou de l'adaptation du jeu. A noter qu'aucun des joueurs étudiés ne déclarait, au moment des acquisitions, de douleur gênant la pratique du golf (critère d'exclusion). L'inclinaison latérale semble donc, dans notre étude, être impliquée dans l'apparition de la problématique douloureuse lombale du golfeur, problématique multifactorielle (104,94,224).

Corrélations

Données cliniques

Les données d'inclinaison n'étaient là encore pas liées à l'âge de début de la pratique, sa durée, ou même le niveau (handicap chez les RP). L'âge n'avait pas d'impact sur sa valeur maximale, côté *Lead* et *Trail*. L'inclinaison côté *Lead* était corrélée de manière très significative à l'extension et la rotation latérale homolatérales. Ceci s'explique probablement par l'engagement du pelvis et du tronc lors du

backswing. On peut supposer que la sollicitation maximale de la rotation latérale de hanche *Lead*, arrivant « en butée », soit en partie compensée par une majoration de l'inclinaison du tronc pour permettre une augmentation du X-factor. La corrélation entre les valeurs d'inclinaison LS et les données de X-factor épaule/pelvis, et la rotation des ceintures pectorales semble confirmer cette hypothèse.

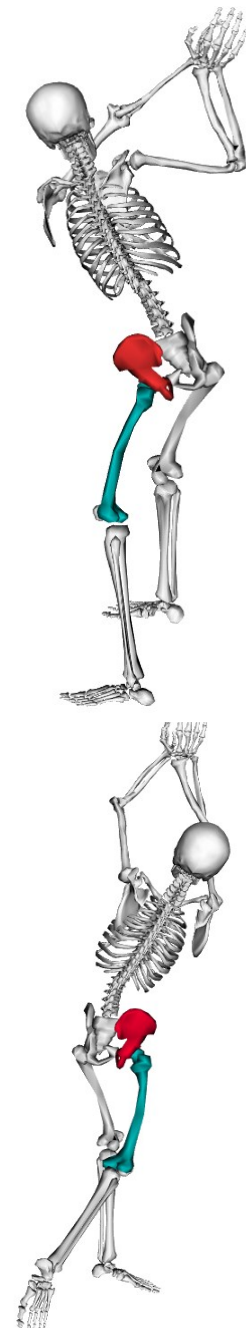
Paramètres acétabulaires

Parmi les paramètres acétabulaires dont les valeurs étaient corrélées à l'inclinaison côté *Lead* lors du *backswing*, on retrouvait la bascule, l'inclinaison, l'abduction et l'antéversion acétabulaires côté *Lead*, et aucune corrélation côté *Trail*. L'interprétation de ces résultats est complexe et à mettre en regard des amplitudes articulaires de hanches (cf. infra). Mais il semblerait donc que l'orientation spatiale de l'acétabulum conditionne pour partie le mouvement du *backswing*, et qu'un acétabulum avec une bascule, une abduction et une antéversion modifiées, soit lié à une inclinaison du tronc plus importante côté *Lead*.

Les corrélations avec l'inclinaison *Trail* lors du *follow-through* étaient la bascule, l'inclinaison et l'abduction acétabulaires côté *Lead* ; l'inclinaison et l'abduction côté *Trail*. Ainsi, une inclinaison plus faible et une abduction plus élevée étaient liées à une majoration de l'inclinaison côté *Trail*. Ces 2 paramètres étaient modifiés chez les golfeurs EGP. Ils présentaient une inclinaison plus élevée de 2,5°, et une abduction plus faible de 3,9°. Ainsi, ces modifications morphologiques pourraient avoir conduit à une diminution de l'inclinaison du tronc au *follow-through* par adaptation articulaire.

Cinématique coxo-fémorale

Les données de corrélations entre inclinaison latérale et les paramètres cinématiques de hanches sont eux aussi à analyser en fonction de la séquence de swing. L'inclinaison côté *Lead* étant maximale au *backswing*, celle côté *Trail* au *follow-through* (**Figure 84**)



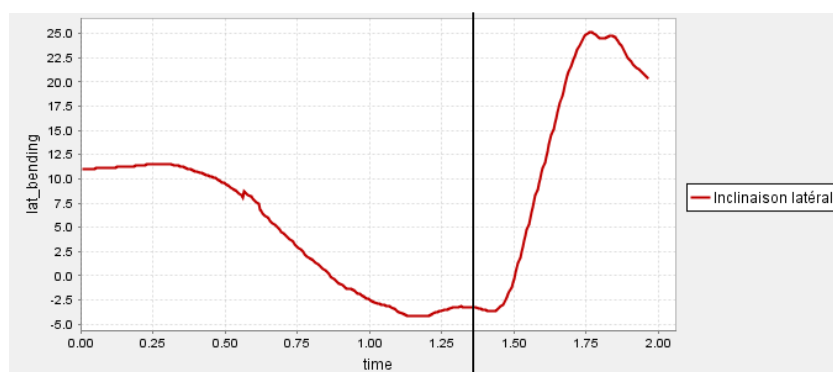


Figure 84 - Evolution de l'inclinaison latérale du tronc au cours du swing

Sujet du groupe LGP; La ligne noir marque la fin du *backswing*.

Ainsi, au regard des mouvements majeurs par hanche dans les 2 phases extrêmes du swing (cf. **Tableau 65**), les données de corrélations entre les mouvements maximaux de hanches et les données d'inclinaison maximales côté *Lead* au *backswing*, et *Trail* au *follow-through*, montraient que :

- Lors du *backswing*, plus l'extension et la rotation latérale de hanche *Lead* sont élevées, plus l'inclinaison l'est ; de même pour l'adduction côté *Trail*.
- Lors du *follow-through*, une adduction faible était liée à une inclinaison *Trail* plus élevée.

Ce dernier point est à mettre en rapport avec plus forte inclinaison *Trail* retrouvée chez les sujets du groupe gLBP. La limitation de l'adduction de hanche *Lead* pourrait limiter la bascule du pelvis et être compensée par une inclinaison plus élevée.

Limites

Cette étude était transversale, ce qui ne permettait donc pas un suivi longitudinal de la population. Elle apporte cependant des éléments de vigilance particulière sur le devenir de jeunes golfeurs en formation et impliqués dans une pratique volontaire avec objectif de professionnalisation. La prévention d'éventuelles modifications anatomiques devrait être envisagée au regard des résultats de cette étude en informant parents et encadrement.

Les effectifs des groupes étaient relativement faibles, mais ont permis la mise en évidence de modifications significatives. L'apport de sujets contrôles appariés a rendu également les résultats plus robustes. Cependant, les analyses en sous-groupes (PP vs RP, gLBP vs HP) auraient été plus pertinentes avec des effectifs plus conséquents.

Dans notre étude, nous avons fait le choix de distinguer les joueurs en 2 groupes (EGP et LGP) en fonction de l'âge à partir duquel ils ont débuté la pratique du golf, à la différence d'autres études qui distinguent uniquement les professionnels et les récréatifs. Ce choix se justifiait par l'objectif principal de ce travail d'évaluation d'une exposition précoce à des contraintes sur un système musculosquelettique en formation. Le reste de la littérature ne fait pas cette distinction, privilégiant les notions de récréatifs vs professionnels.

Seuls des joueurs masculins ont été inclus. En effet, le recrutement initial n'a pas permis d'obtenir un effectif suffisant de joueuses récréative (0 candidate) ni professionnelle (2 sujets, dont une pour laquelle les acquisitions n'ont finalement pu être réalisées). On peut supposer que les femmes pourraient avoir les mêmes résultats sur la torsion des membres inférieurs du côté du lead, mais probablement différents sur la partie acétabulaire, principalement en raison des différences connues concernant leur anatomie pelvienne et de la hanche. En outre, le pic de croissance des femmes apparaît à un âge plus jeune, ce qui nécessite d'être pris en compte dans l'analyse.

Le volume d'entraînement n'a pas été pris en compte car les données d'entraînement ont été collectées rétrospectivement, et il était difficile d'évaluer précisément l'évolution des volumes et des intensités d'entraînement pendant la croissance. Cependant, huit des neuf joueurs professionnels faisaient partie du groupe EGP et on peut donc supposer que ces 8 joueurs ont été exposés à une charge d'entraînement plus élevée durant l'adolescence pour atteindre un niveau de golf professionnel.

Conclusion



La pratique du golf présente de nombreux intérêts, et ce dès le plus jeune âge. Elle permet le développement de qualités neuromotrices, cardio-respiratoires et sociales qui participent au développement de l'enfant. L'objectif de ce travail était d'étudier l'impact de sa pratique précoce et spécialisée sur l'anatomie morphologique, statique et fonctionnelle du complexe spino-pelvi-fémoral.

Dans une première partie de l'étude, nous avons pu montrer par l'imagerie EOS les modifications de morphologie osseuse, en particulier de l'index de cumul des torsions du membre inférieur côté *Lead*, et acétabulaires côté *Trail*, chez les pratiquants ayant débuté de manière précoce leur pratique, avec pour la majorité d'entre eux un objectif de professionnalisation abouti.

Dans une seconde partie, nous avons mis en évidence des tendances à certaines modifications de la statique spino-pelvienne, sans différence majeure avec une population de sujets contrôles.

Nous avons ensuite essayé de déterminer les paramètres fonctionnels rotatoires du rachis lombal, fortement sollicité lors de la pratique. Le développement d'une nouvelle méthode de recalage d'objet 3D afin d'évaluer la rotation axiale intervertébrale *in vivo* par imagerie n'a pas permis d'aboutir à un process répétable et reproductible.

L'utilisation d'outils d'analyse du mouvement a permis la mise en évidence des différences de recrutements articulaires des hanches, du tronc, et des épaules en fonction de l'âge, de la professionnalisation, et des antécédents de lombalgies des sujets.

Ces différents travaux et l'analyse de la littérature ont donc permis de valider plusieurs concepts clés dans la pratique du golf :

- l'activité physique et sportive est indispensable au bon développement de l'enfant et de l'adolescent. Elle doit être variée, quotidienne, ludique et solliciter la filière aérobie et le travail musculaire. Le golf a toute sa place dans cet objectif (qualité neuromotrice, renforcement musculaire, concentration, jeu), associé à d'autres activités,
- la pratique volontaire doit être privilégiée durant toute la croissance,
- la spécialisation devrait être tardive, au plus tôt vers 13 ans,
- l'augmentation de la charge d'entraînement ne devrait débuter qu'à partir de 16 ans,
- le golf pratiqué de manière précoce peut avoir un impact sur la morphologie osseuse,
- l'impact sur la statique, la posture, n'est pas significatif,

- une pratique précoce n'est pas corrélée à une augmentation des amplitudes de rotation du rachis thoraco-lombal ou du recrutement des épaules et des hanches,
- les modifications morphologiques sont susceptibles de modifier la mécanique du swing et de permettre des amplitudes de rotation de hanche plus importantes,
- l'inclinaison latérale maximale côté *Trail* semble être liée aux lombalgies du golfeur.

Annexes



<u>Documents annexes</u>	<u>202</u>
CPP	
Autorisation ANSM	
Autorisation CNIL	
Questionnaires	
Note d'information	
Formulaire de consentement	
<u>Données</u>	<u>224</u>
Corrélations X-factor	
Historique de pratique	
Amplitudes coxo-fémorales côté Lead	
Amplitudes coxo-fémorales côté Trail	
<u>Articles publiés</u>	<u>227</u>
<u>Travaux complémentaires réalisés pendant la thèse</u>	<u>228</u>
Articles soumis	
Présentation en congrès	
<u>Table des tableaux</u>	<u>240</u>
<u>Table des figures</u>	<u>244</u>

Documents annexes

CPP

COMITE DE PROTECTION DES PERSONNES ILE DE FRANCE X

HOPITAL ROBERT BALLANGER
Boulevard Robert Ballanger - Bâtiment n° 8 (3^{ème} étage) - 93602 Aulnay-sous-bois cedex
Tél. : 01 49 36 73 57 - E-mail : cpp.iledefrance10@ch-aulnay.fr
Président : Pr. Philippe Casassus

Recommandé avec AR
N° 1A.118.134.1996.7

Docteur Patricia THOREUX
INSTITUT DE BIOMECHANIQUE HUMAINE
GEORGES CHARPAK
151, boulevard de l'Hôpital
75013 PARIS

Aulnay-sous-Bois, le 14 mars 2016

Vos réf. : Golf-2015-2016-1
Nos réf. : protocole 01-2016
N° ID.RCB. : 2015-A01760-49 (hors produit de santé)

Chère Madame,

Le Comité de Protection des Personnes Ile-de-France X a été saisi par vous-même d'une demande d'avis initial du projet de recherche biomédicale intitulé :

« **Modélisation Biomécanique du swing de golf : optimisation de la performance et minimisation du risque de blessures.** »

dont l'Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers est le promoteur et vous-même êtes est l'investigateur coordonnateur (Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Paris).

A réception des modifications apportées par le promoteur au protocole, au résumé de l'étude et à la note d'information/consentement patient selon ses recommandations du 25 janvier 2016, le Comité émet un avis favorable à la réalisation de cette étude en France, au regard des documents suivants :

- Absence de courrier de réponse du promoteur
- Formulaire de demande d'avis initial au CPP sur une recherche biomédicale du 25/11/2015
- Document additionnel à la demande d'avis au CPP du 25/11/2015
- Protocole de recherche modifié v. 2 du 18/02/2016
- Résumé de l'étude modifié v. 2 du 18/02/2016
- Note d'information modifiée v. 2 du 18/02/2016
- Formulaire de recueil consentement éclairé modifié v. 2 du 18/02/2016
- Attestation d'assurance du 16/11/2015
- Liste des centres investigateurs v. 1 du 25/11/2015
- CV de l'investigateur coordonnateur et d'un associé 2 CV
- Justification de l'adéquation des moyens humains, matériels et techniques v. 1 du 25/11/2015

COMITE DE PROTECTION DES PERSONNES ILE DE FRANCE X

HOPITAL ROBERT BALLANGER
Boulevard Robert Ballanger - Bâtiment n° 8 (3^{ème} étage) - 93602 Aulnay-sous-bois cedex
Tél. : 01 49 36 73 57 - E-mail : cpp.iledefrance10@ch-aulnay.fr
Président : Pr. Philippe Casassus

Ont participé à la délibération du 25 janvier 2016 les membres du Comité suivants

☐ Recherche biomédicale	: Monsieur Philippe CASASSUS (*)	titulaire
	Monsieur Jean-Luc DURAND	titulaire
	Monsieur Pierre DEBLOIS	titulaire
☐ Médecin généraliste	: Madame Elisabeth HENON	titulaire
☐ Pharmacien	: Monsieur Thomas LIAUTAUD	titulaire
☐ Psychologue	: Monsieur Luc BAUMARD	titulaire
☐ Personnes qualifiées en raison de sa compétence à l'égard des questions éthiques :	Monsieur David FAUCHER	titulaire
☐ Personnes qualifiées en raison de sa compétence à l'égard des questions juridiques :	Madame Diane SAIZ NAVARRO	suppléante
☐ Représentants des associations agréées de malades ou d'usagers du système de santé :	Madame Marie-Cécile FENSTEIN	titulaire
	Monsieur Philippe MAUGIS	suppléant

Ont assisté au débat du 25 janvier 2016 sans participation les suppléants suivants

☐ Recherche biomédicale	: Madame Renée MARIFAING	suppléante
☐ Médecin généraliste	: Monsieur Jean-Luc FONTENOY	suppléant
☐ Pharmacien	: Madame Patricia LEROUX	suppléante
☐ Psychologue	: Madame Monique KAEPELIN	suppléante

(*) : épistémologiste / biostatisticien

Je vous prie de croire, Chère Madame, en l'expression de mes salutations les meilleures.




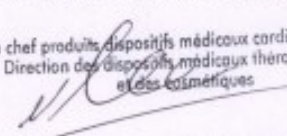
Le Président,
Pr. Philippe CASASSUS

[CET AVIS COMPORTE DEUX PAGES]

Copie : ANSM

.....
Au cas où l'appareil nécessaire de présenter ultérieurement à notre Comité une demande de modifications substantielles au protocole, nous vous prions de nous adresser la nouvelle version des documents proposés, en indiquant de façon facilement visible les modifications apportées (variation avec modifications apparentes et version finale).
.....

Autorisation ANSM

 <small>Agence nationale de sécurité du médicament et des produits de santé</small>		AUTORISATION D'ESSAI CLINIQUE NE PORTANT PAS SUR UN PRODUIT DE SANTE (ESSAI-HPS)			
		Nombre de pages : 1 <small>(Incluant la page de garde)</small>			
Envoi par Télécopie		Date : 16 FEV. 2016			
Identifiants de l'essai clinique					
Titre	Modélisation biomécanique des gestes de golf pour l'optimisation de la performance et la minimisation du risque de blessures				
Promoteur	ENSAM			Réf. CPP	
Réf. Promoteur	Golf 2015_2018_1 version 2 du 15/02/2016	N° ID RCB	2015-A01760-49	Réf. ANSM	151708-B81
Expéditeur ANSM / Direction des dispositifs médicaux thérapeutiques et des cosmétiques / Equipe produits dispositifs médicaux cardiovasculaires Dossier suivi par : Mariem LOUKIL Tél : 33 (0) 1 55 87 33 81 / Fax : 33 (0) 1 55 87 37 17 Mel : EC.DM-COS@ansm.sante.fr			Destinataire (demandeur : nom / société / tél.) Philippe ROUCH Institut Biomécanique Humaine Georges Charpak 01 44 24 63 64 Fax : 01 44 24 63 66		
CPP destinataire en copie		CPP Ile de France X		Fax 01 49 36 73 57	
<p>Vu le code de la santé publique et notamment ses articles L. 1123-8, R. 1123-32 et vu le dossier de demande d'autorisation d'essai clinique adressé à l'Agence nationale de sécurité du médicament et des produits de santé (ANSM) ;</p> <p>Vu les compléments versés par le promoteur en dates du 10 et 15 février 2016 et notamment le protocole de l'essai cité en objet modifié (<i>version 2 du 15/02/2016</i>), suite à la demande de l'ANSM ;</p> <p>L'autorisation mentionnée à l'article L. 1123-8 du code de la santé publique est accordée pour l'essai clinique cité en objet. Cette autorisation est valable pour toute la durée de l'essai à compter de la date de la présente décision.</p> <p>Toutefois, conformément à l'article R. 1123-33 du code de la santé publique, la présente autorisation devient caduque si la recherche n'a pas débuté dans un délai d'un an.</p> <p>En outre, je vous rappelle notamment que pendant le déroulement de la recherche et pour ce qui concerne l'ANSM :</p> <ul style="list-style-type: none"> - toute modification substantielle du dossier initialement soumis doit faire l'objet d'une demande d'autorisation en vertu des articles L. 1123-9 et R. 1123-35 du code de la santé publique ; - les effets indésirables graves inattendus ainsi que les faits nouveaux susceptibles de porter atteinte à la sécurité des personnes doivent être déclarés en vertu des articles L. 1123-10 et R. 1123-46 du code de la santé publique. 					
<p>La chef produits dispositifs médicaux cardio-vasculaires Direction des dispositifs médicaux thérapeutiques, et des cosmétiques</p>  <p>Nathalie MARLIAC</p>					
<p>Je vous demande de transmettre toute demande d'informations complémentaires concernant ce dossier par courriel adressé à la boîte : aec-essaiscliniques@ansm.sante.fr. Je vous précise qu'il vous est possible d'utiliser à cet effet le système de messagerie électronique sécurisée EudraLink. Lors de l'envoi de ces dossiers, je vous demande de veiller à reporter dans l'objet du message les mentions suivantes :</p> <ul style="list-style-type: none"> - pour les MS transmises à l'ANSM pour information : MSI/ Réf ANSM du dossier - pour les MS soumises pour autorisation ou pour les dossiers mixtes (comportant des modifications soumises pour autorisation et d'autres pour information) : MSA/ Réf ANSM du dossier 					
<p>Si vous ne recevez pas toutes les pages de cette télécopie, veuillez contacter le secrétariat de la direction des dispositifs médicaux thérapeutiques et des cosmétiques / Equipe produits dispositifs médicaux cardiovasculaires au : 33 (0) 1 55 87 36 87.</p>					
Confidentialité <small>Cette transmission est à l'attention exclusive du/des destinataire(s) ci-dessus mentionné(s) et peut contenir des informations privilégiées et/ou confidentielles. Si vous n'êtes pas le destinataire voulu ou une personne mandatée pour lui remettre cette transmission, vous avez reçu ce document par erreur et toute utilisation, révélation, copie ou communication de son contenu est interdite. Si vous avez reçu cette transmission par erreur, veuillez nous en informer par téléphone immédiatement et nous retourner le message original par courrier. Merci.</small>			Confidentiality <small>This transmission is intended to the addressee(s) listed above only and may contain preferential or/and confidential information. If you are not the intended recipient, you are hereby notified that you have received the document by mistake and any use, disclosure, copying or communication of the content of this transmission is prohibited. If you have received this transmission by mistake, please call us immediately and return the original message by mail. Thank you.</small>		
143/147, bd Anatole France - F-93285 Saint-Denis cedex - tél. +33 (0)1 55 87 30 00 - www.ansm.sante.fr				Page 1 sur 1	

Autorisation CNIL



RÉCÉPISSÉ

Monsieur BOURGAIN Maxime
151 BD DE L'HOPITAL
75013 PARIS

DÉCLARATION DE CONFORMITÉ À UNE MÉTHODOLOGIE DE RÉFÉRENCE

Numéro de déclaration

1904957 v 0

du 19 novembre 2015

À LIRE IMPÉRATIVEMENT

La délivrance de ce récépissé atteste que vous avez transmis à la CNIL un dossier de déclaration formellement complet. Vous pouvez désormais mettre en oeuvre votre traitement de données à caractère personnel.

La CNIL peut à tout moment vérifier, par courrier, par la voie d'un contrôle sur place ou en ligne, que ce traitement respecte l'ensemble des dispositions de la loi du 6 janvier 1978 modifiée en 2004. Afin d'être conforme à la loi, vous êtes tenu de respecter tout au long de votre traitement les obligations prévues et notamment :

- 1) La définition et le respect de la finalité du traitement,
- 2) La pertinence des données traitées,
- 3) La conservation pendant une durée limitée des données,
- 4) La sécurité et la confidentialité des données,
- 5) Le respect des droits des intéressés : information sur leur droit d'accès, de rectification et d'opposition.

Pour plus de détails sur les obligations prévues par la loi « informatique et libertés », consultez le site internet de la CNIL : www.cnil.fr.

Organisme déclarant

Nom : THOREUX PATRICIA

N° SIREN ou SIRET :

197532377 00011

Service :

Code NAF ou APE :

8542Z

Adresse : 151, BOULEVARD DE L'HOPITAL

Code postal : 75013

Tél. : 0144246364

Ville : PARIS

Fax : 0144246366

Traitement déclaré

Finalité : MR1 - Recherches biomédicales

Transferts d'informations hors de l'Union européenne : Non

Fait à Paris, le 19 novembre 2015

Par délégation de la commission

Isabelle FALQUE PIERROTIN
Présidente

Questionnaires

Questionnaire : Version n°1 du 18/08/2015

Questionnaire

Modélisation biomécanique des gestes de golf pour l'optimisation de la performance et la réduction du risque de blessures

Identifiant :

Madame, Monsieur, Mademoiselle

Licencié(e) à la Fédération Française de Golf, vous avez accepté de participer à une étude scientifique sur la pratique du golf afin d'améliorer la compréhension des paramètres influençant la performance sportive et le risque de blessures. Nous vous prions de bien vouloir remplir le questionnaire suivant.



ffgolf®

Questionnaire : Version n°1 du 18/08/2015

Physiologie et activités sportives

Genre : Femme Homme

Age :

Date de naissance : .../.../....

Poids :

Taille :

BMI :

Activité professionnelle :

(Eil directeur :

Pied d'appel :

Côté dominant (droitier ou gaucher ou ambidextre)

Pratiquez-vous ou avez-vous pratiqué d'autres sports ? A quelle intensité ? A quel niveau ?

Sports	Nombre d'heures hebdomadaires	Année(s) de pratique	Niveau (loisir, compétition régionale/nationale)

Questionnaire : Version n°1 du 18/08/2015

Pratique du golf

Quand avez-vous commencé votre pratique du golf (nombre d'années de pratique) ?

-

Quel est votre index/handicap au golf ?

-

Etes-vous référencé au sein de la fédération comme un joueur professionnel ?

 Oui Non

Etes-vous référencé au sein de la fédération comme un enseignant professionnel ?

 Oui Non

Quel est votre type de club ? (marque, modèle)

- driver :

- shaft :

- tête de club :

- fer 6:

Combien d'heures pratiquez-vous le golf par semaine ? (entraînement / compétition)

Heures/semaine (entraînement)	Heures/semaines (compétitions)	Evènements ponctuels (type & durée)

Questionnaire : Version n°1 du 18/08/2015

Blessures

Avez-vous déjà été blessé ? Précisez notamment celles qui vous ont empêché de faire du golf et celles dues au golf.

Localisation	Date et durée de la douleur	A empêché la pratique du golf ? Durée de l'arrêt éventuel	Est due au golf?	Diagnostic que / traitement particulier
Rachis lombaire ou Région lombaire				
hanche				
Poignet (droit gauche)				
Coude (droit gauche)				
Epaule (droite gauche)				
Autre				

Note d'information

Note d'information : Version n°2 du 15/02/2016

Note d'information

Modélisation biomécanique des gestes de golf : optimisation de la performance et minimisation du risque de blessure

Madame, Mademoiselle, Monsieur

L'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, en partenariat avec la **Fédération Française de Golf**, participe actuellement à un projet de recherche sur la modélisation biomécanique des gestes de golf.

Nous souhaiterions vous solliciter afin de participer à ce projet.

Nous vous présentons ici, les informations nécessaires pour comprendre l'intérêt et le déroulement du projet.

Cette étude se déroule à l'**Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak**,
151 Bd de l'Hôpital, 75013 Paris

Lisez attentivement cette notice.

Avant d'accepter de participer à cette étude, posez-nous toutes les questions qui vous sembleront utiles. Après un délai de réflexion, nous vous invitons à nous faire part de votre décision.



Note d'information : Version n°2 du 15/02/2016

I. But de l'étude

Le projet de recherche a pour but d'améliorer la pratique du golf grâce à une meilleure compréhension de la performance technique et des facteurs influant sur la santé des joueurs.

Pour cela, nous menons une étude dont les principaux objectifs sont :

- d'identifier les facteurs de performance lors de la réalisation des swings et du putting
- de comprendre les effets de ces gestes sur la colonne lombaire.

A terme nous aimerions concevoir une méthode personnalisée d'optimisation de la performance sportive tout en minimisant les risques éventuels sur la colonne lombaire.

II. Contenu de l'étude

1. Présentation générale

Les éléments que nous mettons en place afin de répondre aux objectifs sont :

- un questionnaire à remplir par vos soins permettant de mieux connaître votre passé sportif, votre pratique du golf et les éventuelles blessures que vous auriez pu
- une étude de mouvements simples nécessaires à l'obtention des centres articulaires afin de personnaliser l'analyse des mouvements de golf,
- une étude par des systèmes d'imagerie médicale permettant de personnaliser les géométries osseuses,
- une étude des mouvements du corps lors des swings et des putts, afin de mesurer leurs caractéristiques,
- une étude des activations musculaires permettant de produire le mouvement mesuré,
- une étude de la trajectoire de la balle par un radar dédié.

Cette recherche biomécanique implique le recrutement de joueurs de golf, professionnels et amateurs, licenciés à la Fédération Française de Golf Elle se déroule au sein de l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak où une zone de practice intérieure a été installée et où tous les outils de mesure sont disponibles (*c.f.* Figure 1).

Au total, l'expérimentation nécessitera environ 3h de votre temps.

La fatigue n'étant pas un facteur étudié ici, vous aurez le droit de demander autant de pauses que nécessaires au cours de l'expérimentation.



Figure 1 : salle d'expérimentation pour la pratique du golf

Note d'information : Version n°2 du 15/02/2016

2. Votre participation à cette étude

a. Déroulement

Le jour convenu, vous devrez vous déplacer jusqu'au lieu prévu pour la série d'acquisitions : l'Institut de Biomécanique Georges Charpak, 151 boulevard de l'Hôpital - 75013 Paris.

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 aux investigateurs, en amont et pendant l'étude.

Vous effectuerez selon vos souhaits, soit votre propre routine d'échauffement, soit celle suggérée par le médecin fédéral (notice d'échauffement distribuée).

Vous serez ensuite équipé des différents éléments de mesure qui seront collés sur votre peau à l'aide de ruban adhésif hypo-allergénique. Ces éléments sont des marqueurs réfléchissants, passifs nécessaires à l'utilisation du système d'analyse du mouvement et des sondes électromyographiques (EMG). Ces sondes permettent de mesurer en temps réel l'activité électrique des muscles et ainsi savoir s'il travaille ou non. Les zones recevant les sondes EMG devront être rasées.



Figure 2 : volontaire équipé des marqueurs réfléchissants (gris) et des sondes EMG (noires)

Tous ces mouvements seront filmés par des caméras infra-rouge qui permettent d'obtenir les trajectoires des marqueurs positionnés sur votre peau et votre club. Les caractéristiques du vol de la balle seront données par un radar TrackMan®, semblable à ceux utilisés sur le circuit. Ces moyens de mesure sont non invasifs, non irradiants.

Concernant les acquisitions cinématiques, elles seront effectuées grâce au système avec les caméras infra-rouges de la manière suivante :

- en position debout, immobile : en position dite « anatomique » et à l'adresse.
- une série de mouvements simples (par exemple faire des cercles avec un bras) pour caractériser vos mouvements et calibrer le système d'acquisition.
- Une série de 10 coups droits au fer 6.
- Une série de 10 coups droits au driver, 5 draw et 5 fade.
- Des coups au putter : 5 coups d'entraînement et 5 coups mesurés

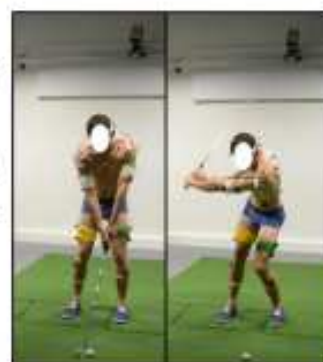


Figure 3 : swing en condition d'expérimentation

Note d'information : Version n°2 du 15/02/2016

Au préalable vous pourrez exécuter autant de swings d'entraînement que nécessaires afin de vous habituer aux conditions du laboratoire.

Des clichés de stéréophotographie (EOS®, EOS Imaging France) seront pris, ce système d'imagerie à **faible dose** permet d'obtenir les géométries osseuses. Ce système est le seul utilisé pouvant être considéré comme irradiant. Toutefois son utilisation est indispensable pour la personnalisation des données. La technologie développée pour la création de ce système le rend très faiblement irradiant, avec des taux d'irradiation **très inférieurs à ceux générés lors d'une radiographie classique**. Il a été calculé qu'il faut effectuer 7 images complètes via le système EOS® pour recevoir une dose d'irradiation identique à celle d'une radiographie conventionnelle du rachis (3,5mSv). Il a été estimé par l'Institut de radioprotection et de sûreté nucléaire, en 2010, que l'exposition d'un individu en France, due à la radiation naturelle et à l'activité humaine, est de 3,7mSv par an, cette valeur étant supérieure à la dose maximale à laquelle vous pourriez être exposé lors de l'étude (pour plus d'informations, n'hésitez pas à consulter les investigateurs ainsi que le personnel de radio-protection du laboratoire ; vous pouvez aussi consulter le site internet de l'autorité de sûreté nucléaire www.asn.fr).

Ce système permet d'obtenir des stéréoradiographies en position debout, à partir d'une source très faiblement irradiante. Ces images, après traitement permettent d'obtenir vos géométries osseuses (c.f. Figure 4). L'Institut a reçu l'autorisation du comité d'éthique pour son utilisation (n°06036).

L'avantage de cette technique est qu'elle permet d'étudier les os dans une position debout - contrairement aux IRM par exemple - tout en émettant moins de radiation qu'un système d'imagerie classique type fluoroscopie couramment utilisé à l'hôpital.

Le meilleur compromis, entre le nombre de clichés et la qualité des informations nécessaires, que nous avons trouvé est de prendre 4 stéréoradiographies (c.f. Figure 4) : une corps entier, une corps entier tourné à 45°, une jambe droite avec bassin et une jambe gauche avec bassin. Les marqueurs réfléchissants sont visibles sur les stéréoradiographies ce qui permet d'avoir leur position exacte par rapport aux os et donc améliorer la précision des mesures.

Note d'information : Version n°2 du 15/02/2016

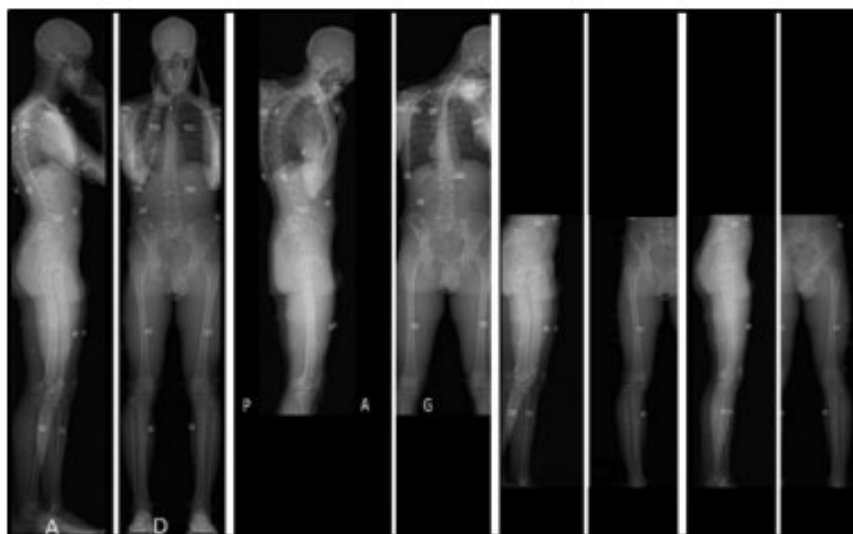


Figure 4 : clichés de stéréoradiographie, position debout droit, position debout tourné à 45°, jambe gauche avec bassin, jambe droite avec bassin.

Si vous utilisez vos propres clubs, des tests mécaniques simples et non destructifs seront effectués afin de mesurer leurs caractéristiques mécaniques

b. Matériel que vous allez utiliser

Vous serez autorisé à utiliser votre **propre gant** si vous le souhaitez. Vous devrez apporter vos **propres chaussures de golf** ; la zone de frappe de la salle est recouverte par un tapis de pelouse synthétique permettant d'obtenir des sensations proches de celles d'un parcours.

Les balles et les tees vous seront fournis. Vous utiliserez vos **propres clubs**. Ceux-ci seront équipés des mêmes billes réfléchissantes que celles utilisées sur la peau. Une bande adhésive opaque pourra être collée sur les zones du club réfléchissantes qui pourraient gêner l'acquisition (par exemple les têtes de club chromées). Des clubs sont disponibles à l'Institut ; si vous préférez les utiliser, faites-le nous savoir au plus vite.

Les différents marqueurs devant être collés sur la peau, vous pouvez choisir d'effectuer les mesures soit en sous-vêtements, soit en vêtements de bain, soit en short court (et éventuellement brassière).



Figure 5 : Volontaire équipé des marqueurs, en position dite « anatomique »

Note d'information : Version n°2 du 15/02/2016

III. Aspects réglementaires et administratifs

1. L'étude et l'Institut

Cette étude a reçu pour sa mise en œuvre :

- Une déclaration auprès de l'Agence Nationale de Sécurité du Médicament et des produits de santé (2015-A01760-49),
- un avis favorable du Comité de Protection des Personnes (CPP) Ile de France X,
- une déclaration auprès de la Commission Nationale de l'Informatique et des libertés (CNIL) garantissant la confidentialité de vos données personnelles (1904957 v 0).

L'Institut a souscrit une assurance pour cette étude auprès de :

CNA Insurance Company Limited

Succursale en France

37 rue de Liège, 75008 Paris

L'Institut a obtenu la certification de qualité ISO 9001 depuis le 27 juillet 2009.

2. Risques et indemnisation

a. Les risques potentiels prévisibles

Les risques prévisibles sont identiques à ceux présents sur les terrains de golfs ou lors d'une séance d'entraînement, le nombre de coups frappés étant égal ou inférieur à celui d'une séance complète d'entraînement au practice.

b. Indemnisation et prise en charge des frais liés à l'étude

Tous les examens de l'étude sont pris en charge.

Vous ne percevrez aucune contrepartie financière pour votre participation à l'étude.

c. Etat de santé

Pour participer à l'étude proposée, vous devez être affilié(e) à un **régime de sécurité sociale**.

Vous devez être **licencié(e) auprès de la Fédération Française de Golf** et y avoir fourni un certificat médical de non contre-indication à la pratique du golf.

En participant à cette étude votre état de santé doit ne pas s'être dégradé depuis que votre médecin vous a délivré votre certificat.

Vous ne pouvez pas être sous sauvegarde de la justice.

Note d'information : Version n°2 du 15/02/2016

Le cas échéant, vous devez vous savoir non-enceinte (dosage récent de beta-HCG ou contraception adaptée)

3. Traitement informatique des données personnelles

Un traitement de vos données personnelles va être mis en œuvre pour permettre l'analyse des résultats, dans des conditions assurant leur **confidentialité**.

Les données seront traitées conformément à la réglementation 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).

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*).

4. Droit à l'image

Dans le cadre de cette étude, des enregistrements **vidéo et photo seront effectués**. Les photos sont indispensables pour l'étude.

Ces enregistrements peuvent être utilisés de manière anonyme dans le cadre de communications scientifiques ou d'enseignements, sauf si vous avez communiqué votre refus dans le questionnaire rempli en début d'expérimentation.

5. 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 les investigateurs 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 en contactant une des personnes qui vous a pris en charge lors de l'étude.

Note d'information : Version n°2 du 15/02/2016

6. Participation volontaire du sujet

Votre participation à cette étude est entièrement **volontaire et libre**.

Si vous acceptez de participer, vous pourrez à tout moment quitter cette étude sans justification et sans conséquence sur votre relation avec l'Institut et les chercheurs du projet.

Note d'information : Version n°2 du 15/02/2016

IV. Contacts et investigateurs

➤ Professeur **Patricia Thoreux**, Médecin Investigateur,
Arts et Métiers ParisTech,
Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak
151, Boulevard de l'Hôpital, 75013 Paris
Tél : 01 44 24 63 64
Courriel : patricia.thoreux@aphp.fr

➤ Docteur **Olivier Rouillon**, Médecin Fédéral National et des Equipes de France,
Fédération Française de Golf,
68 rue Anatole France, 92309 Levallois Perret
Tél : 01 41 49 80 04
Courriel : medecin.federal@ffgolf.org

➤ Professeur **Philippe Rouch**, Professeur des Universités, Directeur de l'Institut,
Arts et Métiers ParisTech, Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak,
151, Boulevard de l'Hôpital, 75013 Paris
Tél : 01 44 24 63 64
Courriel : philippe.rouch@ensam.eu

➤ Monsieur **Christophe Sauret**, Maître de Conférences,
Arts et Métiers ParisTech, Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak,
151, Boulevard de l'Hôpital, 75013 Paris
Tél : 01 44 24 63 38
Courriel : christophe.sauret@ensam.eu

➤ Monsieur **Maxime Bourgain**, Doctorant,
Arts et Métiers ParisTech, Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak,
151, Boulevard de l'Hôpital, 75013 Paris
Tél : 01 44 24 72 43
Courriel : maxime.bourgain@ensam.eu

Cette note d'information vous appartient et vous pouvez en parler à votre médecin traitant ou à vos proches pour avis.

Nous vous remercions de votre coopération.

Formulaire de consentement

Recueil de consentement éclairé : Version n°2 du 15/02/2016

Formulaire de recueil de consentement éclairé

Modélisation biomécanique des gestes de golf pour l'optimisation de la performance et minimisation du risque de blessures

Fait en 2 exemplaires ; un exemplaire est remis à la personne, l'autre est conservé par l'investigateur

Le Professeur Patricia Thoreux, médecin investigateur (IBHGC – ENSAM Paris, Tél. : 01 44 24 63 64)

ainsi que l'équipe de recherche de l'Institut m'a proposé de participer à une étude intitulée :

« Modélisation biomécanique des gestes de golf pour l'optimisation de la performance et minimisation du risque de blessures »



Recueil de consentement éclairé : Version n°2 du 15/02/2016

Pratiquant

De : M., Mme, Mlle

Nom :

Prénom :

Adresse :

.....

Mobile : Mail :

Date de naissance :

N° de sécurité sociale :

N° licence de golf :

Poids : Taille :

Interruption de la participation

Je suis libre de refuser de participer à cette étude.

En foi de quoi, j'accepte librement et volontairement de participer à cette recherche.

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'étude est enregistrée auprès de l'Agence Nationale de Sécurité du Médicament et des produits de santé (Numéro ID RCB : 2015-A01760-49).
- Le Comité de Protection des Personnes - CPP IDF X Hôpital Robert Ballanger - réuni le 25/01/2016 à l'hôpital Robert Ballanger, a donné un avis favorable à la réalisation de cette étude.

Recueil de consentement éclairé : Version n°2 du 15/02/2016

Recueil des données

Les résultats éventuels me seront communiqués directement ou par l'intermédiaire d'un médecin de mon choix.

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.

Numéro de déclaration CNIL : **1904957 v 0**

Particularité pour les femmes

Je déclare ne pas être enceinte et de l'avoir vérifié à l'aide d'un résultat récent de dosage de beta-HCG ou d'avoir une contraception adaptée.

Recueil de consentement éclairé : Version n°2 du 15/02/2016

Information

J'ai reçu la lettre d'information concernant l'étude et je l'ai comprise.

A ma demande, je peux obtenir toute information complémentaire auprès des investigateurs.

Je serai informé(e) durant l'étude de toute modification du protocole, susceptible d'influer sur 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 utilisant un système irradiant pendant une période de 12 mois.

J'ai conscience que la stéréoradiographie EOS m'expose à une source d'irradiation. Le nombre de clichés que j'effectuerai sera au maximum de 7 ce qui correspond à l'exposition reçue lors d'une radiographie complète du rachis (**3,5mSv**). Cette valeur étant inférieure à l'exposition moyenne annuelle estimée, en France, par l'institut de radioprotection et de sûreté nucléaire (3,7mSv ; en 2010), due à l'activité naturelle et humaine.

Obligations

J'atteste que je suis affilié(e) à un régime de sécurité sociale et que je suis licencié à la Fédération Française de Golf.

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, etc :

OUI

NON

Recueil de consentement éclairé : Version n°2 du 15/02/2016

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 les investigateurs</i>
Nom et Prénom du patient	Noms et Prénoms des investigateurs présents
Signature	Signatures
A..... (ville)	A..... (ville)
Le..... (date)	Le..... (date)

Je, certifie avoir compris et approuver les 5 pages de ce document.

J'ai reçu oralement et via la Lettre d'Information toutes les informations nécessaires pour comprendre l'intérêt et le déroulement de l'étude.

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.

Je certifie que ma participation à l'étude est libre et consentie

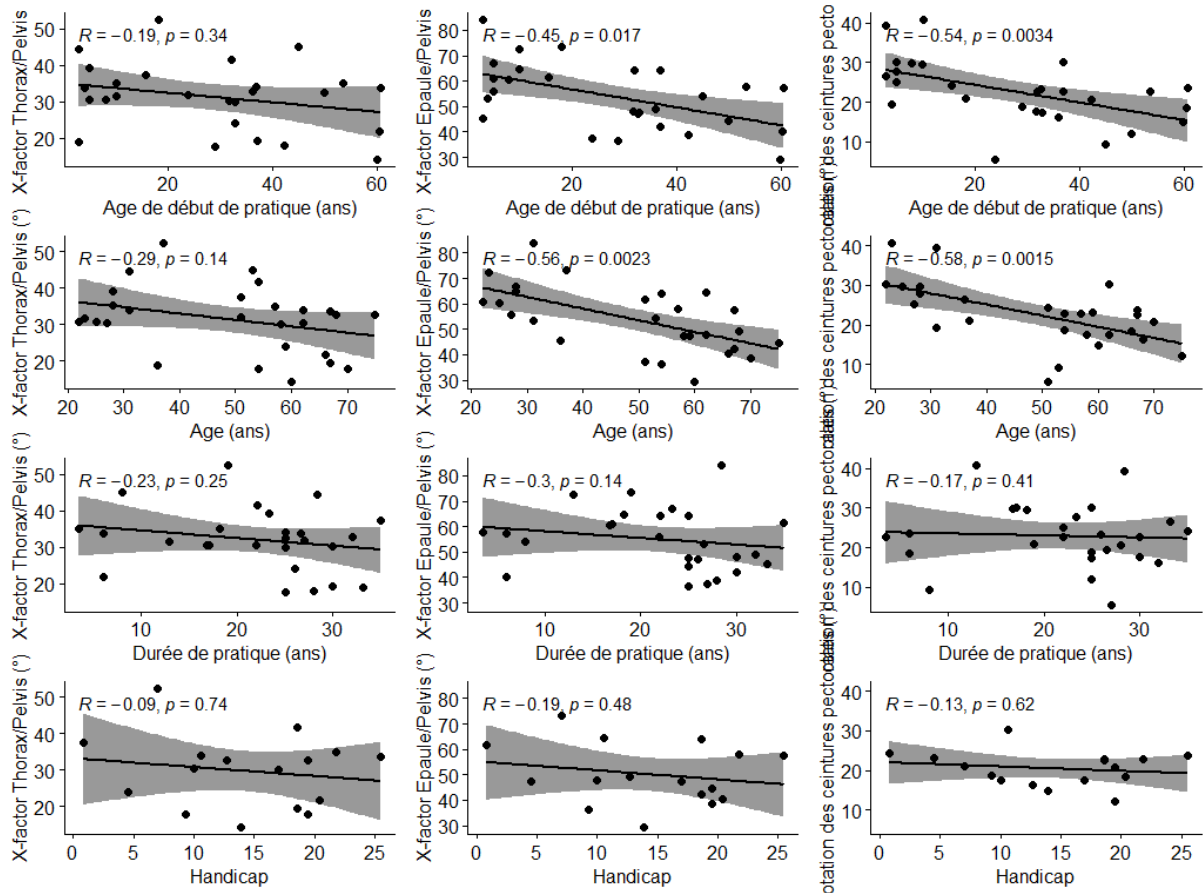
Mme, Mlle, M.....

Signature

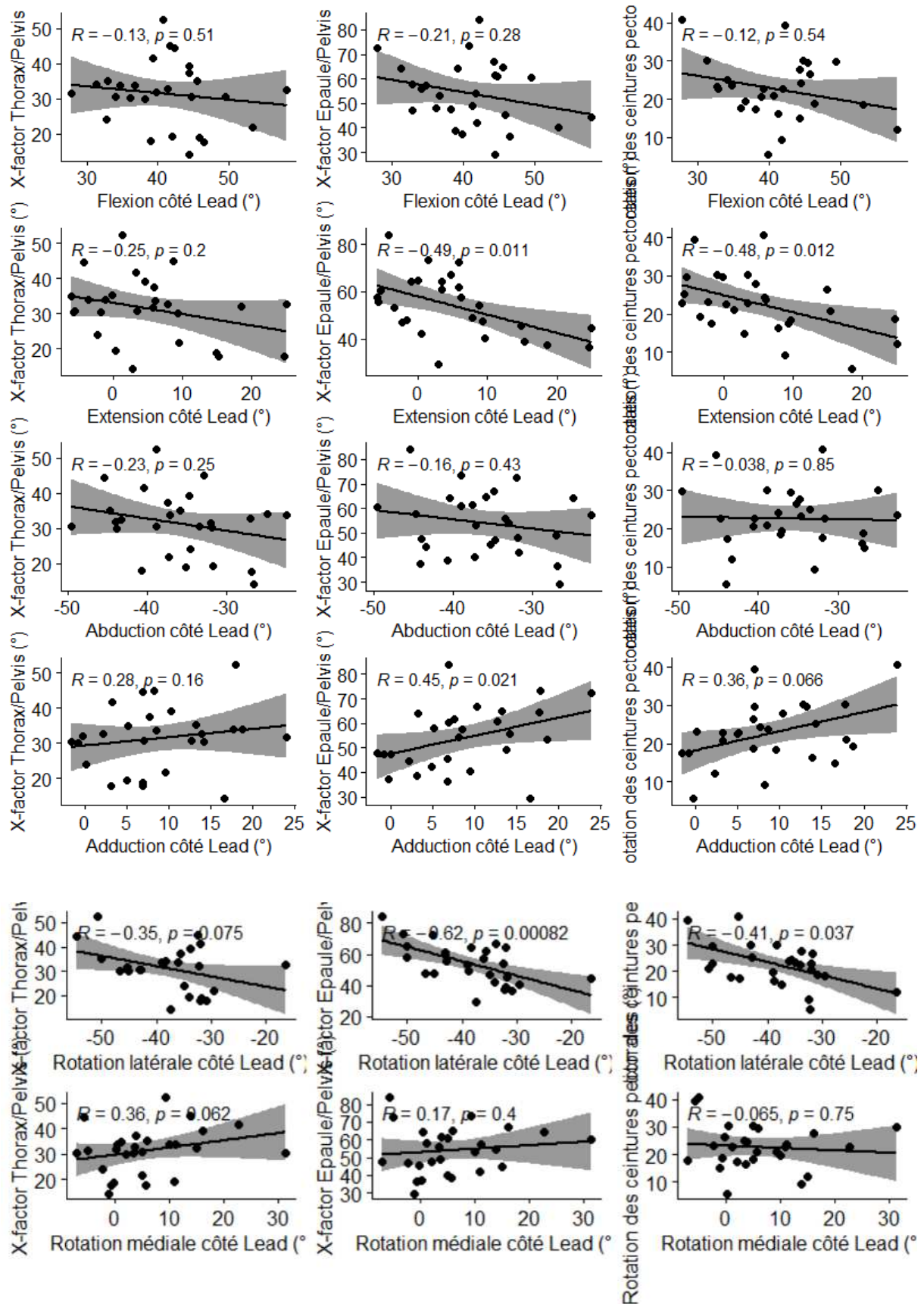
Données

Corrélations X-factor

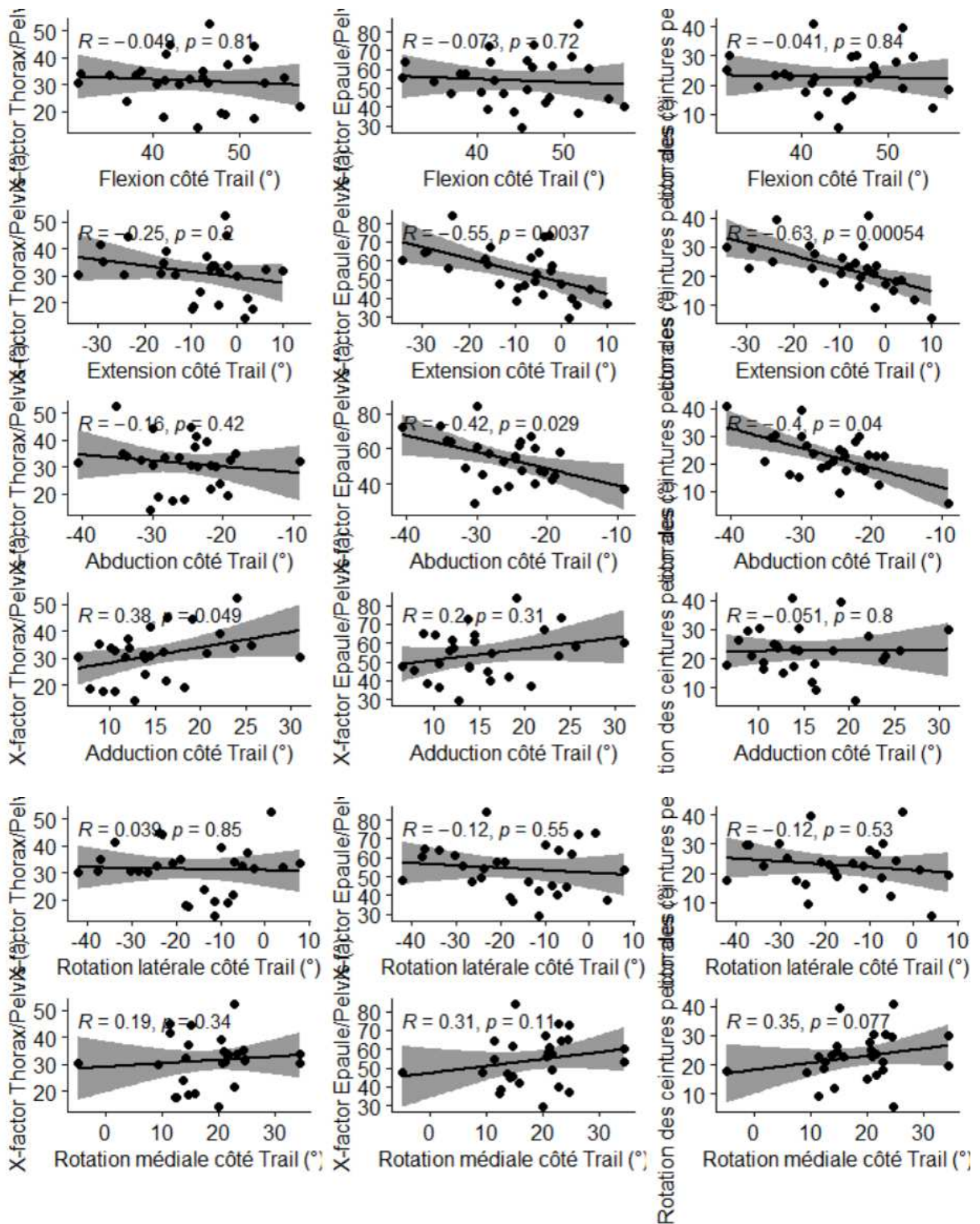
Historique de pratique



Amplitudes coxo-fémorales côté Lead



Amplitudes coxo-fémorales côté Trail



Articles publiés



Original research article

Can early golfing lead to acetabular and lower limb changes? A cross-sectional study

Grégoire Prum^{1,2} , Christophe Sauret¹, Maxime Bourgain^{1,3}, Olivier Rouillon⁴, Philippe Rouch^{1,3}, and Patricia Thoreux^{1,5}

International Journal of
Sports Science
& Coaching

International Journal of Sports Science
& Coaching
1-8
© The Author(s) 2022
Article reuse guidelines:
sagepub.com/journals-permissions
DOI: 10.1177/17479541211073955
journals.sagepub.com/home/spo



Abstract

Golf is a sport which is sometimes started early, in particular for players who become professionals. The combination of an early practice (before growth peak) with high training loads could further increase the occurrence of musculoskeletal injuries. The aim of this study was to comparing the morphological and positional parameters of the acetabular and lower limbs of golfers with early or late involvement in the golf practice. Two populations: golfers with early involvement in golf practice (before adolescent growth peak, 12 y.o.), golfers with late involvement (after adolescent growth peak). Subjects underwent a low-dose biplanar radiograph in standard standing position allowing the 3D reconstruction of bones. Morphological parameters were automatically computed from it. Thirty-five male golf players were included: 13 in early group (mean age 27 y.o.), 22 in late group (mean age 56 y.o.). The index of cumulative torsions (sum of the tibial and femoral torsions) was different between sides in early: 7° on the lead-side; 20° on the trail-side ($p < 0.01$). This index was different between the lead-side of the early group compared to late (22°; $p < 0.001$). It could be explained by the mechanical stresses applied on lead knee and ankle during the follow-through. Intensive golf involvement by young players could lead to bone morphology modifications.

Keywords

Asymmetrical movement, bone morphology, femur, pelvis, tibia, torsion, training load

Introduction

The golf swing is a highly asymmetrical movement that requires a fast rotation of the whole body to provide the club head with a high-speed at the ball impact. Although golf players are generally mid-aged (average age of licensees in France: 53 years old),¹ some, in particular with the objective of a golfer professional career, start practicing golf at a young age and high training volumes. Furthermore, the reintroduction of golf in the Olympic Games programme since 2016 in Rio de Janeiro could strengthen the investment in golf training.

More than 80% of the injuries in golf involve cumulative strains or overuse,² with many shots at practice during a regular session, reaching 300 swings per session for a professional player.³ The lumbar spine is the most affected anatomical area (up to 34% of professional players),⁴ followed by the upper limb. Injuries to the lower limb are said to be less frequent. However, in the literature, knee injuries are reported to occur in up to 18% of amateur players, as are hip injuries (18%). A recent review of the literature by Baker et al. identified different mechanisms potentially

responsible for musculoskeletal injuries of the knee during golf practice.⁵

The combination of early learning and practice with high training loads could further increase the occurrence of musculoskeletal injuries.^{6,7} It can therefore be assumed that the different phases of the swing are responsible for changes in the morphology of growing bones.⁸ In the case of golf, the

Reviewers: Henry Wang (Ball State University, USA)

¹Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers ParisTech, Paris, France

²Physical and Rehabilitation Medicine, Rouen University Hospital, Rouen, France

³EPF Graduate School of Engineering, Cachan, France

⁴French Golf Federation, Levallois Perret, France

⁵Centre d'investigation en médecine du sport, Hôpital Hôtel Dieu, APHP, Paris, France

Corresponding author:

Grégoire Prum, Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers ParisTech, 75013 Paris, France.
Email: gregoire.prum@chu-rouen.fr

Travaux complémentaires réalisés pendant la thèse

Articles soumis

L'effet de l'extension axiale active du tronc sur les paramètres spino-pelviens et la hauteur effective du tronc.

« *The effect of active axial trunk extension on spino-pelvic parameters and effective trunk height.* ».

Grégoire PRUM, Camille EYSSARTIER, Christophe SAURET, Maxime BOURGAIN, Philippe ROUCH, Pierre BILLARD, Patricia THOREUX

Introduction

L'extension axiale active de la colonne vertébrale, également appelée autocorrection, est un exercice fréquemment utilisé en rééducation et en physiothérapie. La consigne la plus utilisée dans la littérature est " Redressez votre dos " (225–228). Même si d'autres instructions peuvent être employées telles que " Se tenir droit " ou " Pousser le crâne vers le ciel ". Cet exercice est par exemple utilisé pour améliorer le contrôle postural chez les adolescents atteints de scoliose idiopathique (229–231), chez les patients atteints de sclérose en plaques (228), ou pour diminuer la camptocormie (flexion du tronc vers l'avant) dans la maladie de Parkinson (232). Elle est également couramment recommandée par les entraîneurs dans la pratique sportive, notamment en gymnastique, en Pilates ou en yoga (comme dans la posture Tadāsana) pour améliorer l'activation musculaire. Les objectifs de cette extension axiale dans la population générale et dans une population sportive sont différents, et le type d'agrandissement et son amplitude peuvent également être différents. Pour les premiers, l'objectif est généralement de corriger les troubles posturaux (notamment la cyphose thoracique, qui peut être causée par une position assise prolongée). Pour les seconds, il s'agit d'améliorer les performances et de prévenir les blessures.

Les effets de l'extension axiale active sur les courbures rachidiennes ont été étudiés, par différents moyens : stéréographie matricielle (*i.e.* technique de Moiré) (225,233), l'inclinomètre de Saunders

(227,226), la topographie de surface et les radiographies biplanaires radiographs (231), le système optoélectronique (234,235) et les images de photogrammétrie (236). Mais la mesure de l'extension axiale en termes de variation de la hauteur du tronc est plus complexe car il est difficile de la quantifier précisément par des marqueurs externes. C'est pourquoi les modèles 3D basés sur une radiographie stéréo comme le système EOS® (52) pourraient être d'un grand intérêt pour la déterminer. En effet, ce type de système stéréoradiographique permet d'obtenir des images radiographiques simultanées du sujet dans les deux vues frontale et latérale et permet de mesurer le sujet en position debout et avec une exposition aux rayons X à faible dose. En outre, des méthodes de reconstruction 3D du bassin et de la colonne vertébrale ont déjà été publiées (Mitton *et al.* 2006; Humbert *et al.* 2008; Bittersohl *et al.* 2013; Humbert *et al.* 2009; Ghostine *et al.* 2017) et largement utilisées en pratique clinique, la précision des mesures basées sur les images EOS variant entre 3° et 6° pour les calculs de cyphose et de lordose, et entre 1° et 3° pour les mesures des paramètres d'équilibre pelvien (Ghostine *et al.* 2017 ; Humbert *et al.* 2009). Par conséquent, ce type de système et les méthodes de reconstitution 3D associées pourraient permettre d'évaluer avec confiance l'effet réel de l'extension axiale active de la colonne vertébrale à la fois sur l'équilibre spino-pelvien et la hauteur du tronc.

Dans cette étude, nous avons émis l'hypothèse que l'extension axiale active de la colonne vertébrale entraîne un changement effectif de la hauteur du tronc, rendu possible par un changement de l'équilibre spino-pelvien. De plus, comme les changements attendus seraient dus à des contractions musculaires, il a été supposé qu'ils seraient plus importants dans une population sollicitant fréquemment la force du tronc que dans la population générale.

Matériels et Méthodes

Plan de l'étude

Il s'agissait d'une étude transversale, basée sur des sujets sains. Afin de pouvoir évaluer l'effet de l'extension axiale active de la colonne vertébrale sur des sujets de la population générale et des athlètes pratiquant régulièrement l'auto-extension avec un objectif de performance, deux groupes ont été recrutés dans cette étude. Le premier groupe comprenait 14 participants (6 hommes, 8 femmes) qui ont déclaré avoir une activité nulle ou modérée sollicitant les muscles du tronc (groupe non sportif). Leur âge moyen était de $32,1 \pm 13,8$ ans. Le second groupe comprenait 24 participants (9 hommes, 15 femmes) et était composé de jeunes gymnastes de compétition (groupe gymnastique). Ils étaient tous

inscrits en gymnastique artistique ou rythmique, avec des objectifs de carrière de haut niveau dans ce sport et avec un niveau national. Leur âge moyen était de $14,5 \pm 2,4$ ans. Les données ont été obtenues conformément à un accord éthique et tous les participants (et leurs parents pour les gymnastes de moins de 18 ans) ont donné leur consentement éclairé écrit avant l'expérience. Les critères d'inclusion étaient les suivants : être âgé de plus de 12 ans, ne pas avoir de douleur pendant les acquisitions, ne pas avoir subi de chirurgie de la colonne vertébrale ou du bassin. Les critères d'exclusion étaient la grossesse. Pour le groupe non sportif, les sujets ne pratiquaient aucune activité physique impliquant un niveau élevé d'extension axiale de la colonne vertébrale.

Pour éviter le biais d'apprentissage, des instructions ont été envoyées aux participants pour qu'ils se familiarisent avec la position quelques jours avant la session d'acquisition mais sans leur fournir d'instructions plus spécifiques sur la façon de se redresser.

Tableau 66 - Définition des paramètres spinaux et pelviens

Paramètres morphologiques de la colonne vertébrale		
Longueur de la colonne thoraco-lombale (mm)	L_{TOT}	Ligne brisée traversant les centres des plateaux vertébraux, du plateau supérieur de T1 au plateau inférieur de L5.
Hauteur de la colonne thoraco-lombale (mm)	H_{TOT}	Distance entre les centres du plateau vertébral supérieur de T1 et du plateau vertébral inférieur de L5.
Hauteur de la colonne thoracique (mm)	H_{THOR}	Distance entre les centres du plateau vertébral supérieur de T1 et du plateau vertébral inférieur de T12.
Hauteur de la colonne lombale (mm)	H_{LUMB}	Distance entre les centres du plateau vertébral supérieur de L1 et du plateau vertébral inférieur de L5.
Paramètres statiques de la colonne vertébrale		
Cyphose thoracique (°)	TK	Angle entre le plateau vertébral supérieur de T1 et le plateau vertébral inférieur de T12.
Cyphose thoracique T4-T12 (°)	T4T12	Angle entre le plateau vertébral supérieur de T4 et le plateau vertébral inférieur de T12.
Lordose lombale (°)	LL	Angle entre le plateau vertébral supérieur de L1 et le plateau vertébral inférieur de L5.
Paramètres pelviens		
Incidence pelvienne (°)	PI	Angle entre la normale au plateau sacral et la ligne reliant le milieu de l'axe des deux acétabulums et le centre du plateau sacral.
Pente sacrale (°)	SS	Angle formé entre l'horizontale et le plan du plateau sacral
Version pelvienne (°)	PT	Angle formé entre la verticale et la ligne droite reliant le milieu de l'axe des deux acétabulums au centre du plateau sacral.

Acquisitions radiographiques biplanaires

Chaque sujet a subi une radiographie biplanaire à faible dose (face et latérale) (système EOS®, EOS imaging, France) (Dubousset et al. 2005) à la fois dans une position debout neutre standardisée (N) et dans une condition d'autocorrection (S). Les instructions fournies aux participants étaient respectivement "Prenez votre position habituelle en regardant vers l'avant" et "Redressez votre dos et essayez de pousser le sommet du crâne vers le ciel", afin de maximiser le potentiel d'auto-extension. La durée de l'acquisition EOS était d'environ 20 secondes pendant lesquelles le participant devait rester aussi statique que possible. Les radiographies biplanaires ont ensuite permis les reconstructions 3D des os pelviens et des vertèbres (Mitton et al. 2006 ; Humbert et al. 2009 ; Bittersohl et al. 2013 ;

Ghostine et al. 2017), qui ont été réalisées par un opérateur, puis vérifiées par un second opérateur, tous deux formés et certifiés pour ce processus. Afin de calculer les paramètres pelviens et rachidiens, une régionalisation de chaque os d'intérêt (vertèbres T1, T4, T9, T12, L1 et L5 et bassin) a été réalisée sur la base de ces reconstructions 3D et les paramètres statiques et morphologiques du bassin et de la colonne vertébrale ont été calculés (**Tableau 66**).

Variations des paramètres pelviens et rachidiens

Les variations de la hauteur du rachis thoraco-lombal (Δ_{HTOT}), de la hauteur du rachis thoracique (Δ_{HTHOR}) et de la hauteur du rachis lombal (Δ_{HLUMB}) ont été calculées (en cm) sur les reconstructions 3D. Leur rapport respectif (R_{TOT} , R_{THO} , R_{LUMB} , en %) à la longueur de la colonne thoraco-lombale (L_{TOT}) a également été calculé (**Figure 85**).

A : Longueur de la colonne thoraco-lombale (L_{TOT}) (mm)

B : Hauteur de la colonne thoraco-lombale (H_{TOT}) (mm)

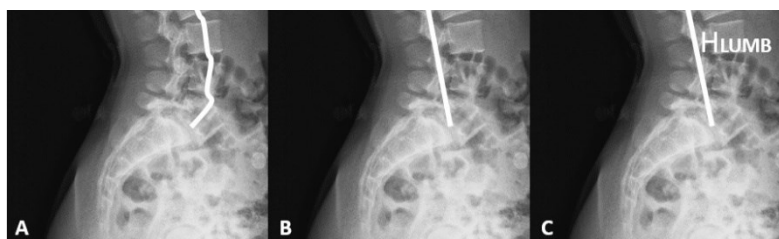
C : Hauteur de la colonne thoracique (H_{THOR}) et hauteur de la colonne lombale (H_{LUMB}) (mm)

Les évolutions en extension axiale active des paramètres suivants ont également été analysées

: variations de la pente sacrée (Δ_{SS}), de la bascule pelvienne (Δ_{PT}), de la cyphose thoracique (Δ_{TK}), de la cyphose T4T12 (Δ_{T4T12}) et de la lordose lombale (Δ_{LL}) (en degrés). L'incidence pelvienne



Figure 85 - Calcul des longueurs spinales



(PI) et la longueur de la colonne thoraco-lombale (L_{TOT}) sont des paramètres morphologiques et ne changent donc pas avec le mouvement. Elles ont été considérées comme identiques pour les acquisitions neutres et auto-corrigées.

Analyse statistique

Les acquisitions neutres (N) et autocorrigées (S) ont été comparées à l'aide d'un test exact de rang signé de Wilcoxon pour les données appariées dans chaque groupe. Les tests statistiques ont été effectués à l'aide du logiciel R. La valeur P (p) < 0,05 a été considérée comme significative.

Résultats

38 sujets ont été inclus. Parmi eux, il y avait 14 NA (6 hommes, 8 femmes) et 24 GYM (9 hommes et 15 femmes). Les groupes sont présentés dans le **Tableau 67**.

Tableau 67 - Caractéristiques des groupes

	Total	G	NA	p
Nombre	38	24	14	
Age (années)	21,0 ± 12,1	14,5 ± 2,4	32,1 ± 13,8	<0,001
Taille (m)	1,59 ± 0,1	1,55 ± 0,09	1,65 ± 0,08	0,002
Poids (kg)	55,4 ± 16,3	48,6 ± 12,3	67,0 ± 16,1	<0,001
IMC (kg/m²)	21,6 ± 4,6	20,0 ± 3,5	24,4 ± 5,1	0,003
Sexe (M/F)	15/23	9/15	6/8	1

Modifications des paramètres spinaux et pelviens

Les variations des paramètres sont présentées dans le **Tableau 68**. L'instruction "Redressement" a été responsable d'une augmentation moyenne des H_{TOT} de $+7,3 \pm 3,6$ mm dans l'ensemble de l'échantillon (Figure 86). Tous les sujets ont augmenté leur H_{TOT} , à l'exception de 2 femmes Gym pour lesquelles les H_{TOT} ont diminué, mais de moins de 1 mm (dans l'erreur de mesure EOS).

Tableau 68 – Variations des spinaux et pelviens après auto-grandissement

	Total			G			NA			p*
	N	S	p	N	S	p	N	S	p	
Paramètres morphologiques de la colonne vertébrale										
H _{TOT}	401.3 ± 36.1	408.6 ± 37.2	<0.001	383.5 ± 32.4	390.6 ± 33.5	<0.001	431.8 ± 16.3	439.4 ± 18.5	<0.001	
R _{TOT}		1.7 ± 0.8			1.7 ± 0.8			1.6 ± 0.7		0.5
H _{THOR}	246.3 ± 21.7	251.4 ± 22.4	<0.001	236.1 ± 19.3	240.8 ± 19.5	<0.001	263.7 ± 12.6	269.5 ± 13.8	<0.001	
R _{THOR}		1.2 ± 0.6			1.1 ± 0.7			1.2 ± 0.6		0.64
H _{LUMB}	182.6 ± 20.1	184.8 ± 19.6	<0.001	168.0 ± 17.1	170.5 ± 17.6	<0.001	194.0 ± 8.6	194.9 ± 9.0	0.06	
R _{LUMB}		0.5 ± 0.5			0.6 ± 0.6			0.2 ± 0.3		0.03
Paramètres statiques de la colonne vertébrale										
TK	36.0 ± 10.5	21.1 ± 15.3	<0.001	33.3 ± 9.6	15.5 ± 14.7	<0.001	40.7 ± 10.6	30.6 ± 11.4	<0.001	
T4T12	34.7 ± 9.3	23.7 ± 12.1	<0.001	33.0 ± 9.3	20.4 ± 12.7	<0.001	37.5 ± 8.9	29.5 ± 8.6	0.001	
LL	-32.3 ± 11.0	-26.7 ± 13.4	<0.001	-32.1 ± 10.0	-25.4 ± 13.1	<0.001	-32.5 ± 12.9	-28.9 ± 14.0	0.04	
Paramètres pelviens										
PI	52.2 ± 11.0			49.2 ± 10.0			57.4 ± 10.9			
SS	-42.5 ± 9.0	-39.9 ± 9.2	0.049	-42.5 ± 8.9	-38.8 ± 9.4	0.02	-42.4 ± 9.5	-42.0 ± 8.7	0.9	
PT	11.4 ± 5.1	12.1 ± 5.2	0.39	9.3 ± 3.4	10.5 ± 4.8	0.3	15.1 ± 5.6	15.0 ± 4.7	0.95	

NA: No Gymnastic Practice ; GYM: Competitive Gymnasts

N: position neutre ; S: position auto-grand

p: valeur p des tests

p*: valeur p du test des rangs signés de Wilcoxon entre les ratio de chaque groupe

Ratio: variation de la hauteur (Δ) / Longueur totale de la colonne thoraco-lombale (LTOT) (in %)

Contributions des parties thoracique et lombale

Avec l'extension axiale active, ΔH_{THOR} et ΔH_{LUMB} étaient tous deux augmentées, mais dans des proportions différentes (ΔH_{THOR} : +5,1 ± 2,7 mm ; et ΔH_{LUMB} : +1,9 ± 2,3 mm en moyenne) (**Figure 86**).

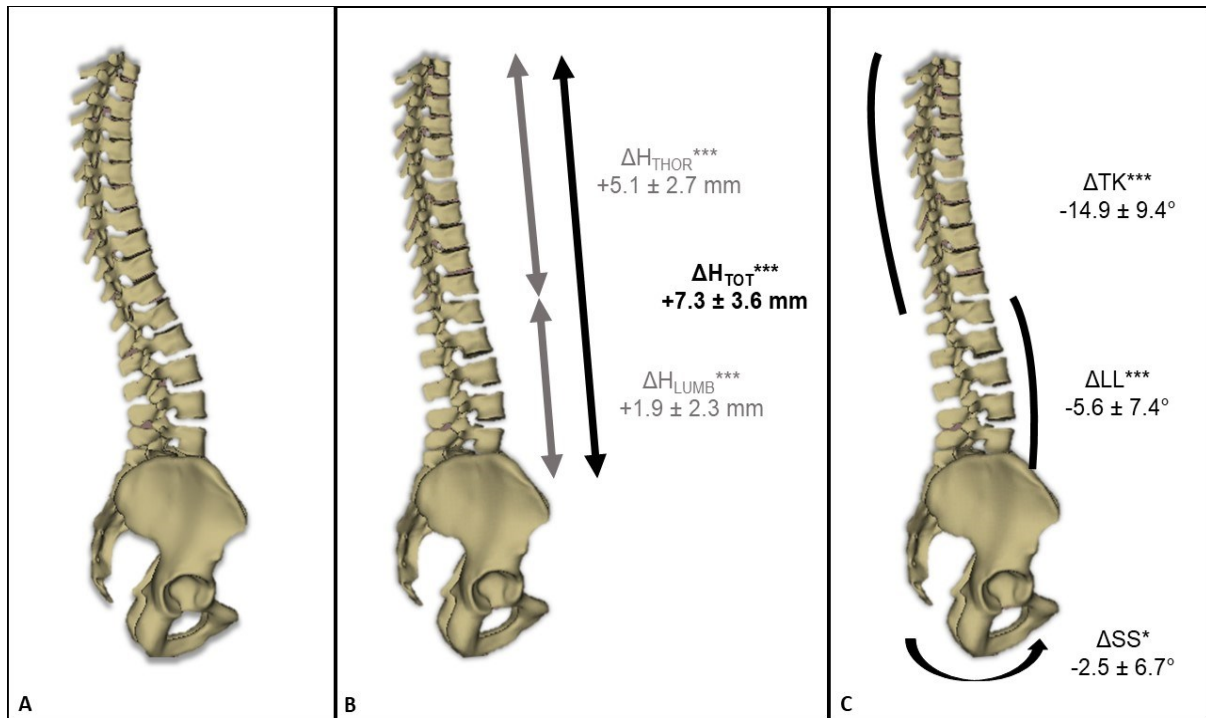


Figure 86 - Variations de hauteur des colonnes de tous les sujets

A: 3D Reconstruction 3D de la colonne thoraco-lombale et du pelvis en position neutre

B: Variations de hauteur de la colonne en position autograndi

C: Variations des angles pelviens et rachidiens en position autograndi

Impact sur les paramètres d'équilibre spino-pelvien

Sur l'ensemble de l'échantillon, la consigne de "redressement" entraînait une diminution significative de la SS ($\Delta SS : -2,5 \pm 6,7^\circ$) et des courbures rachidiennes ($\Delta TK : -14,9 \pm 9,4^\circ$, $\Delta T4T12 : -10,9 \pm 7,9^\circ$, $\Delta LL : -5,6 \pm 7,4^\circ$ (**Tableau 68**).

Distribution des variations

La H_{TOT} de tous les groupes avait augmenté de manière significative. Cette augmentation était principalement due à une augmentation de la H_{TOT} pour le groupe NA (1,25 % pour le R_{THOR} , 0,21 % pour le R_{LUMB} et 1,65 % pour le R_{TOT}). Pour le groupe GYM, les valeurs étaient de 1,17 % pour le R_{THOR} , 0,62 % pour le R_{LUMB} et 1,74 % pour le R_{TOT} (**Figure 87**).

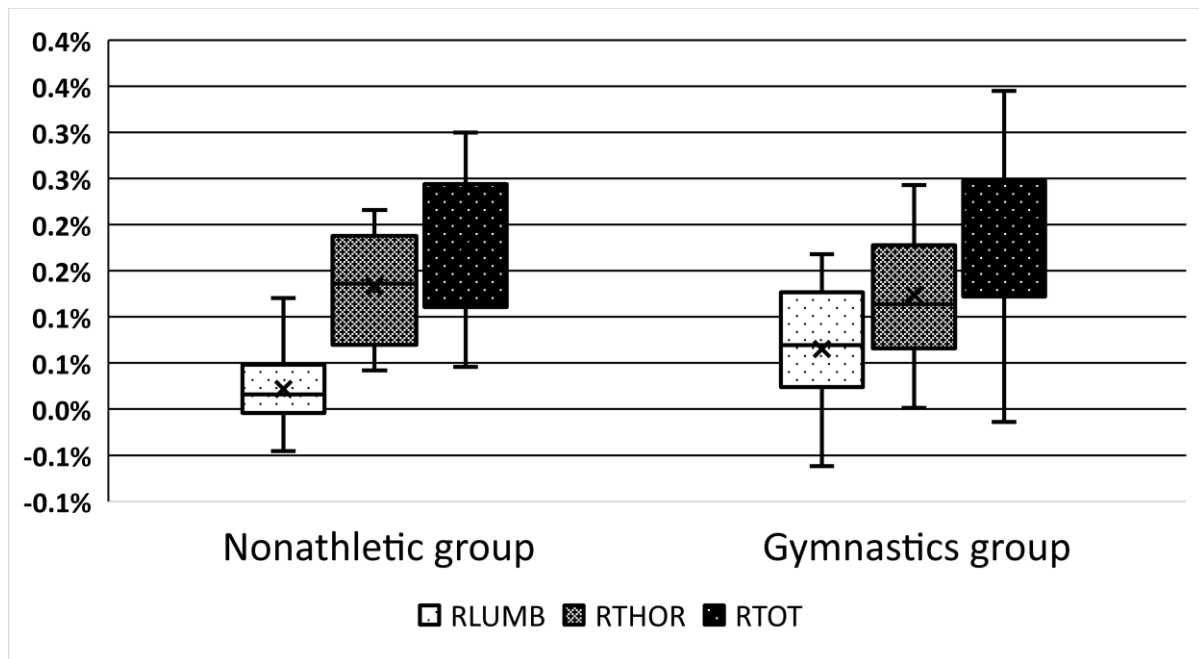


Figure 87 - Ratios des variations de longueur de la colonne

NA: No Gymnastic Practice; GYM: Competitive Gymnasts

RLUMB: ratio de la colonne lombale

RTHOR: ratio de la colonne thoracique

RTOT: ratio de la colonne thoraco-lombale

Discussion

Population de l'étude

Afin d'évaluer l'impact de l'instruction de redressement de la colonne vertébrale au sein de différents types de populations, des participants issus de la population générale et sans participation intense à une activité physique nécessitant des exercices d'autocorrection ont été inclus, ainsi que de jeunes gymnastes de niveau national. Ils étaient d'âges variés et donc plus âgés que les participants du groupe GYM, qui étaient par conséquent, plus petits et plus légers. Le groupe GYM a également travaillé régulièrement la proprioception spino-pelvienne dans le cadre de sa préparation physique, contrairement au groupe NA.

L'intérêt majeur de cette étude est l'utilisation de l'imagerie comme outil de mesure. Contrairement aux études basées sur des dispositifs de mesure externes tels qu'un inclinomètre (226), ou des dispositifs opto-électroniques couplés à un modèle informatique (235), l'utilisation du système EOS permet d'améliorer la précision par des mesures 3D directes (la précision des mesures basées sur les images EOS se situe entre 3° et 6° pour les calculs des cyphoses et lordoses, et entre 1° et 3° pour les mesures des paramètres d'équilibre pelvien) (63,65). Les données de la hauteur du rachis ne

se basaient pas sur une projection sur l'axe vertical, mais étaient calculées comme la distance effective entre les plateaux vertébraux concernés. Ce choix méthodologique a permis de quantifier l'ampleur du gain de hauteur même en cas de perturbation de l'équilibre de la colonne vertébrale (**Figure 86**). Les mesures effectuées ont également permis d'évaluer la contribution relative du rachis lombal et thoracique au redressement global.

Anatomie morphologique

La PI était différente entre les groupes. Cela peut s'expliquer par les différences d'âge entre les groupes et l'augmentation progressive de l'IP au cours de la croissance jusqu'à la fin de l'adolescence (10). Par ailleurs, une incidence pelvienne plus élevée pourrait être un facteur morphologique prédisposant à la pratique de la gymnastique de haut niveau, ou à l'inverse que cette incidence pelvienne plus élevée soit due à une pratique intensive de la gymnastique. Cependant, il n'est pas possible, vu la taille de l'échantillon, de dire si c'est " la fonction qui détermine la forme, ou la forme qui détermine la fonction ".

Anatomie statique

La TK neutre était significativement plus basse dans le groupe GYM. Cela pourrait s'expliquer par l'entraînement postural effectué dans la pratique gymnique, et l'utilisation régulière dans ce groupe d'exercices de redressement thoraco-lombal. Cela peut également expliquer la plus grande implication du rachis lombal dans l'expansion de la longueur du tronc dans ce groupe, le rachis thoracique étant peu cyphotique et ne laissant donc pas de place à de grandes variations de hauteur (**Figure 86**).

Anatomie fonctionnelle

La L_{TOT} initiale était différente entre les participants, principalement en raison de la différence de taille. Comme la L_{TOT} a un impact direct sur l'ampleur des variations de hauteur dues au redressement, des ratios de redressement des hauteurs de la colonne vertébrale par rapport à la longueur de la colonne vertébrale (L_{TOT}) ont été utilisés (R_{TOT} , R_{THO} et R_{LUMB}) pour surmonter ce biais. Les changements observés dans le groupe NA semblent confirmer l'intérêt de cet exercice en rééducation, permettant la correction de la cyphose thoracique survenant chez les sujets sédentaires avec une assise prolongée fréquemment observée. Les résultats présentés par Kinel et al. sur les variations de courbes vont dans le même sens (D'amico et al., 2018), notamment une réduction significative du TK, surtout chez les hommes, sans modification significative du LL.

Il faut noter que pour certains sujets (5 sujets NA, 4 sujets GYM), H_{LUMB} diminue avec l'instruction de redressement ce qui a un impact sur le H_{TOT} . On peut supposer qu'une instruction combinée de diminution de la lordose et/ou de rétroversion pelvienne pourrait réduire cette tendance chez certains sujets, notamment en réduisant la SS.

Conclusion

L'extension axiale active existe et est quantifiable. Elle correspond à une augmentation de H_{TOT} d'environ 7 mm. La plupart de ces résultats sont obtenus en corrigeant la cyphose thoracique et en réduisant la lordose lombale. Cependant, cela peut conduire à une augmentation de la lordose chez certains sujets lorsqu'aucune instruction supplémentaire, comme une rétroversion pelvienne par exemple, n'est fournie.

Présentations en congrès

Congrès de la Société de Biomécanique (SB) – Reims – 2017

Détermination de la rotation intervertébrale axiale du rachis sur une population de golfeurs. Etude préliminaire.

Congrès de la Société Française de Traumatologie du sport (SFTS) – Marseille – 2017

Détermination de la rotation intervertébrale axiale du rachis sur une population de golfeurs. Etude préliminaire.

Congrès de la Société Française de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique (SOFCOT) – Paris – 2019

Evaluation des paramètres anatomiques rachidiens, pelviens, et des membres inférieurs d'une population de golfeurs.

***The 13th Conference of the International Sports Engineering Association – ISEA* – Online – 2020**

Effect of Horizontal Ground Reaction Forces during the Golf Swing: Implications for the Development of Technical Solutions of Golf Swing Analysis

Congrès de la Société Française de Traumatologie du sport (SFTS) – Montrouge – 2021

Effet d'une consigne d'auto-grandissement sur la longueur effective du rachis thoraco-lombal : étude préliminaire.

Congrès de la Société Française de Traumatologie du sport (SFTS) – Nancy – 2022

Exercice d'auto-grandissement en extension axiale active du tronc : quel impact sur la hauteur réelle du tronc et les paramètres spino-pelviens ?

Table des tableaux

TABLEAU 1 - ELEMENTS CONDITIONNANT L'EQUILIBRE PELVIEN.....	28
TABLEAU 2 - EQUILIBRE SPINO-PELVIEN CHEZ LE SUJET SAIN, D'APRES VIALLE <i>ET AL.</i> (2005).....	32
TABLEAU 3 - CLASSIFICATION DE ROUSSOULY <i>ET AL.</i> (2005).....	33
TABLEAU 4 - ETUDES DES AMPLITUDES DE ROTATION VERTEBRALE AXIALE DU RACHIS LOMBAL.....	52
TABLEAU 5 - COMPARATIF DES DIFFERENTES MODALITES D'IMAGERIE.....	58
TABLEAU 6 - FORCES DE COMPRESSION MOYENNES ET MAXIMALES ET AMPLITUDES DES FORCES DE CISAILLEMENT ANTERO- POSTERIEUR (A-P) ET MEDIO-LATERAL (M-L) POUR DIFFERENTES PHASES D'UN SWING DE GOLF (MOY \pm SD; EN POIDS DE CORPS) ENTRE L4 ET L5 (LIM <i>ET AL.</i> , 2012).	71
TABLEAU 7 - BLESSURES CHEZ LES GOLFEURS AMATEURS ET PROFESSIONNELS, HOMMES ET FEMMES, PAR REGION ANATOMIQUE (D'APRES GOSHEGER, 2003).....	73
TABLEAU 8 - MESURES DE PREVENTION DES BLESSURES AU GOLF (D'APRES SHERMAN ET FINCH, 2000).....	74
TABLEAU 9 - QUANTITES DE PRATIQUE, PERFORMANCES ET EFFICACITE DE LA PRATIQUE EN FONCTION DE L'AGE DES ATHLETES SENIORS WCL ET NCL - ILLUSTRATION SCHEMATIQUE. (D'APRES BARTH <i>ET AL.</i> , 2022).....	79
TABLEAU 10 - LIMITES DU NOMBRE DE LANCERS ET RECOMMANDATIONS CONCERNANT LE REPOS OBLIGATOIRE (MAJOR LEAGUE BASEBALL).....	82
TABLEAU 11 - QUESTIONNAIRE ABQ (D'APRES ISOARD-GAUTHEUR <i>ET AL.</i> , 2010).....	84
TABLEAU 12 - RECOMMANDATIONS DE L'ASSOCIATION AMERICAINE DE PEDIATRIE (AAP) CHEZ LE JEUNE SPORTIF.....	86
TABLEAU 13 - DEFINITIONS DU JEU VOLONTAIRE ET DE LA PRATIQUE VOLONTAIRE (D'APRES COTE <i>ET AL.</i> , 2009).....	87
TABLEAU 14 - HEURES CONSACREES A LA PRATIQUE DU GOLF AU COURS DE LA CARRIERE (HAYMAN <i>ET AL.</i> , 2011).....	88
TABLEAU 15 - SYNTHESE, D'APRES BRENNER <i>ET AL.</i> (2016).....	90
TABLEAU 16 - MESURES REALISEES LORS DE L'EXAMEN CLINIQUE.....	99
TABLEAU 17 - DONNEES ANTHROPOMETRIQUES DE LA POPULATION DES JOUEURS DE GOLF.....	112
TABLEAU 18 - RECENSEMENT DES BLESSURES DES JOUEURS DE GOLF TOUTES ETIOLOGIES CONFONDUES.....	113
TABLEAU 19 - RECENSEMENT DES BLESSURES IMPUTABLES A LA PRATIQUE DU GOLF.....	113
TABLEAU 20 - LIMITATION DOULOUREUSE ET ROUTINE D'ECHAUFFEMENT DES JOUEURS DE GOLF.....	114
TABLEAU 21 - EXAMEN PHYSIQUE DES PARTICIPANTS (N=15).....	114
TABLEAU 22 - LONGUEURS DE LA COLONNE VERTEBRALE.....	115
TABLEAU 23 - ANGULATIONS DES CORPS VERTEBRAUX (EN $^{\circ}$).....	116

TABLEAU 24 - PROFONDEURS DES CORPS VERTEBRAUX (EN MM).....	117
TABLEAU 25 - LARGEURS DES CORPS VERTEBRAUX (EN MM).....	118
TABLEAU 26 - HAUTEUR DES CORPS VERTEBRAUX (EN MM).....	119
TABLEAU 27 - ANGULATIONS DES DISQUES INTERVERTEBRAUX (EN °).....	120
TABLEAU 28 - PARAMETRES ACETABULAIRES - TRAIL SIDE/LEAD SIDE – EGP VS C_EGP.....	123
TABLEAU 29 - PARAMETRES ACETABULAIRES - TRAIL SIDE/LEAD SIDE – LGP VS C_LGP.....	124
TABLEAU 30 – COMPARAISON DES PARAMETRES ACETABULAIRES - TRAIL SIDE/LEAD SIDE – EGP VS LGP.....	124
TABLEAU 31 - PARAMETRES FEMORAUX MORPHOLOGIQUES. ANALYSES PAS GROUPES.....	125
TABLEAU 32 - INDEX DE CUMUL DES TORSIONS. ANALYSES PAR GROUPES.....	126
TABLEAU 33 - CORRELATION DES DONNEES D'HISTORIQUE DE PRATIQUE ET DE CINEMATIQUE COXO-FEMORALE AVEC L'INDEX DE CUMUL DE TORSIONS (°).....	127
TABLEAU 34 - COMPARAISON DES PARAMETRES MORPHOLOGIQUES PELVIENS, ACETABULAIRES ET DES MEMBRES INFERIEURS DES JOUEURS PROFESSIONNELS ET DE LEURS SUJETS CONTROLES.....	128
TABLEAU 35 - COMPARAISON DES PARAMETRES MORPHOLOGIQUES PELVIENS, ACETABULAIRES ET DES MEMBRES INFERIEURS DES JOUEURS AVEC LOMBALGIES LIEE A LA PRATIQUE (GLBP) VS CEUX SANS (HP).....	129
TABLEAU 36 - SYNTHESE DES RESULTATS D'ANATOMIE STATIQUE DES GROUPES EGP VS C_EGP ET LGP VS C_LGP.....	130
TABLEAU 37 - COURBURES SPINALES ET EQUILIBRE SAGITTAL (EN °).....	131
TABLEAU 38 - TRANSLATION SAGITTALE DES VERTEBRES - TX (EN MM).....	132
TABLEAU 39 - TRANSLATION FRONTALE DES VERTEBRES - TY (EN MM).....	133
TABLEAU 40 - ORIENTATION AXIALE DES VERTEBRES - OA (EN °).....	136
TABLEAU 41 - PARAMETRES PELVIENS STATIQUES (EN °).....	139
TABLEAU 42 - PARAMETRES STATIQUES DES MEMBRES INFERIEURS. ANALYSES PAR GROUPE.....	140
TABLEAU 43 - VALEURS DU RATIO DE REPARTITION D'APPUI EN STATIQUE ENTRE LES COTES LEAD ET TRAIL.....	141
TABLEAU 44 - SYNTHESE DES RESULTATS D'ANATOMIE STATIQUE DES GROUPES EGP VS C_EGP ET LGP VS C_LGP.....	142
TABLEAU 45 - REPETABILITE ET REPRODUCTIBILITE DE LA MESURE DE ROTATION AXIALE DANS LE REPERE EOS.....	143
TABLEAU 46 - REPETABILITE ET REPRODUCTIBILITE DE LA MESURE DE ROTATION AXIALE INTERVERTEBRALE, PAR NIVEAU	143
TABLEAU 47 - AMPLITUDES MAXIMALES DES MOUVEMENTS DES ARTICULATIONS COXO-FEMORALES DES GROUPES EGP ET LGP.....	144

TABLEAU 48 - POURCENTAGES D'UTILISATION DU SECTEUR ANGULAIRE COXO-FEMORAL UTILISE LORS D'UN SWING MAXIMAL	145
TABLEAU 49 - CORRELATIONS ENTRE LES PARAMETRES MORPHOLOGIQUES ACETABULAIRES ET FONCTIONNELS DE HANCHES, PAR COTE	147
TABLEAU 50 - DONNEES X-FACTOR	148
TABLEAU 51 - DONNEES X-FACTOR DES GROUPES PP ET RP	149
TABLEAU 52 - DONNEES X-FACTOR DES JOUEURS SELON L'APPARITION DE LOMBALGIES LIEES A LA PRATIQUE (GLBP) OU NON (HP)	150
TABLEAU 53 - CORRELATION DES DONNEES X-FACTOR AUX DONNEES DE CINEMATIQUE COXO-FEMORALE ET DE L'HISTORIQUE DE PRATIQUE	150
TABLEAU 54 - CORRELATION DES DONNEES X-FACTOR AUX PARAMETRES DE MORPHOLOGIE ACETABULAIRE	152
TABLEAU 55 - CORRELATION DES DONNEES X-FACTOR AUX PARAMETRES DE MORPHOLOGIE DES MEMBRES INFERIEURS	152
TABLEAU 56 - DONNEES D'INCLINAISON LATERALE	153
TABLEAU 57 - DONNEES D'INCLINAISON LATERALE DES GROUPES PP ET RP	153
TABLEAU 58 - DONNEES D'INCLINAISON LATERALE DES JOUEURS SELON L'APPARITION DE LOMBALGIES LIEES A LA PRATIQUE (GLBP) OU NON (HP)	154
TABLEAU 59 - CORRELATION DES DONNEES D'INCLINAISON LATERALE AUX DONNEES DE CINEMATIQUE COXO-FEMORALE ET DE L'HISTORIQUE DE PRATIQUE	155
TABLEAU 60 - CORRELATIONS DES PARAMETRES MORPHOLOGIQUES ACETABULAIRES AUX DONNEES D'INCLINAISON LATERALE	156
TABLEAU 61 - CORRELATION DES DONNEES X-FACTOR A L'INCLINAISON LATERALE	156
TABLEAU 62 - SYNTHESE DES RESULTATS D'ANATOMIE FONCTIONNELLE DES GROUPES EGP VS LGP, PP VS RP, ET GLBP VS HP	157
TABLEAU 63 - SYNTHESE DES MODIFICATIONS D'ANATOMIE MORPHOLOGIQUE, STATIQUE ET FONCTIONNELLE DU GROUPE EGP	158
TABLEAU 64 - VALEURS DE REFERENCES DES AMPLITUDES DE ROTATION COXO-FEMORALE, D'APRES MCKAY <i>ET AL.</i> (2017)	171
TABLEAU 65 - TYPES DE MOUVEMENTS DE HANCHES COTES <i>LEAD</i> ET <i>TRAIL</i> AU COURS DU SWING	184
TABLEAU 66 - DEFINITION DES PARAMETRES SPINAUX ET PELVIENS	231
TABLEAU 67 - CARACTERISTIQUES DES GROUPES	233

TABLEAU 68 – VARIATIONS DES SPINAUX ET PELVIENS APRES AUTO-GRANDISSEMENT..... 234

Table des figures

FIGURE 1 - LA COLONNE VERTEBRALE (DE FACE, DE PROFIL, DE DOS).....	11
FIGURE 2 - VERTEBRE LOMBALE, VUES ANTEROSUPERIEURE ET LATERALE.....	13
FIGURE 3 - VERTEBRE LOMBALE, VUE SUPERIEURE.....	14
FIGURE 4 – PELVIS (VUE ANTERIEURE, LATERALE ET POSTERIEURE).....	15
FIGURE 5 - OS COXAL (VUE LATERALE).....	15
FIGURE 6 - SACRUM, VUES ANTERIEURE ET POSTERIEURE.....	16
FIGURE 7 - INCIDENCE PELVIENNE (PI).....	18
FIGURE 8 – ACETABULUM (DROIT), VUE LATERALE.....	19
FIGURE 9 - EXTREMITE PROXIMALE DU FEMUR, VUES ANTERIEURE ET POSTERIEURE.....	20
FIGURE 10 - DETERMINATION DES PARAMETRES PELVIENS.....	27
FIGURE 11 - MUSCLES IMPLIQUES DANS LA RETROVERSION ET L'ANTEVERSION DU PELVIS.....	28
FIGURE 12 - PELVIS EQUILIBRE DANS LE PLAN FRONTAL.....	29
FIGURE 13 - PELVIS EQUILIBRE DANS LE PLAN AXIAL.....	29
FIGURE 14 - COMPARAISON DES SQUELETTES DES GENRES HOMO ET GORILLA (D'APRES ENCYCLOPÆDIA BRITANNICA).....	30
FIGURE 15 - CYPHOSE CERVICO-THORACO-LOMBO-SACRALE DU FCETUS.....	31
FIGURE 16 - QUADRUPEDIE DU NOURRISSON (SOURCE : BABY.BE).....	31
FIGURE 17 - EQUILIBRE SPINO-PELVIEN DANS LE PLAN SAGITTAL : LORDOSE CERVICALE, CYPHOSE THORACIQUE, LORDOSE LOMBALE, CYPHOSE SACRO-COCCYGIENNE.....	32
FIGURE 18 - CORRELATION ENTRE LA LORDOSE LOMBALE MAXIMALE ET LA PENTE SACRALE, D'APRES VIALLE <i>ET AL.</i> (2005)	33
FIGURE 19 - PARAMETRES RACHIDIENS SAGITTAUX.....	35
FIGURE 20 – TRANSLATIONS ET ROTATIONS VERTEBRALES.....	36
FIGURE 21 - LES 3 PILIERS DE STABILITE DE LA COLONNE : 1 PILIER ANTERIEUR ET 2 PILIERS POSTERIEURS.....	39
FIGURE 22 - SYSTEME DE COORDONNEES DE LA VERTEBRE, SELON L'ISB (WU <i>ET AL.</i> , 2002).....	39
FIGURE 23 - ACQUISITIONS DANS LE PLAN FRONTAL, EN INCLINAISON LATERALE, D'APRES DVORAK <i>ET AL.</i> (1991).....	42
FIGURE 24 - LES NEUF POINTS DE REPERES ANATOMIQUES, D'APRES PEARCY (1985).....	43
FIGURE 25 - ACQUISITION FLUOROSCOPIQUE AVEC GONIOMETRE ELECTRONIQUE, D'APRES LEE <i>ET AL.</i> (2002).....	43

FIGURE 26 - POSITIONNEMENT DES SUJETS EN DECUBITUS DORSAL ("NEUTRAL") ET EN ROTATION AXIALE POUR ACQUISITION TOMODENSITOMETRIQUE, D'APRES OCHIA <i>ET AL.</i> (2006)	44
FIGURE 27 - AMPLITUDES INTERSEGMENTAIRES DE FLEXION/EXTENSION DU RACHIS LOMBAL (°)	45
FIGURE 28 - AMPLITUDES INTERSEGMENTAIRES D'INCLINAISON LATÉRALE DU RACHIS LOMBAL (°)	45
FIGURE 29 - AMPLITUDES INTERSEGMENTAIRES DE ROTATION AXIALE DU RACHIS LOMBAL (°)	46
FIGURE 30 - AMPLITUDES INTERSEGMENTAIRES DE FLEXION/EXTENSION, <i>EX VIVO</i> (° NZ), D'APRES YAMAMOTO <i>ET AL.</i> (1989)	48
FIGURE 31 - AMPLITUDES INTERSEGMENTAIRES D'INCLINAISON LATÉRALE, <i>EX VIVO</i> (° NZ), D'APRES YAMAMOTO <i>ET AL.</i> (1989)	48
FIGURE 32 - AMPLITUDES INTERSEGMENTAIRES DE ROTATION AXIALE, <i>EX VIVO</i> (° NZ), D'APRES YAMAMOTO <i>ET AL.</i> (1989)	48
FIGURE 33 - DETERMINATION DE LA ROTATION VERTEBRALE AXIALE BASEE SUR LE PROCESSUS EPINEUX, DANS LA SCOLIOSE (NASH, 1969).	50
FIGURE 34 - DETERMINATION DE LA ROTATION VERTEBRALE BASEE SUR LES PEDICULES, DANS LA SCOLIOSE (NASH, 1969).	50
FIGURE 35 - AXES DE ROTATIONS COXO-FEMORAUX	55
FIGURE 36 - AVANTAGES DU SYSTEME EOS	57
FIGURE 37 - INCONVENIENTS DU SYSTEME EOS	57
FIGURE 38 - RECOMMANDATIONS OMS POUR LES ENFANTS DE 5 A 17ANS (D'APRES WHO, 2020)	62
FIGURE 39 - EVOLUTION DU NOMBRE DE LICENCIES FFGOLF SUR 10 ANS (FFGOLF, 2021)	66
FIGURE 40 - EVOLUTION DU PIC DE FREQUENCE DE LICENCES DES JEUNES JOUEURS LICENCIES FFGOLF (D'APRES FFGOLF)	67
FIGURE 41 - PYRAMIDE DES AGES DES LICENCIES DE LA FFGOLF EN 2021 (D'APRES FFGOLF)	67
FIGURE 42 - ZONES DE PRATIQUE AU GOLF (WIKIPEDIA, 2009)	68
FIGURE 43 - LES CLUBS DE GOLF (D'APRES GOLFERSPARADISE.CH)	69
FIGURE 44 - PHASES DU SWING (McHARDY, 2005)	70
FIGURE 45 - TYPES DE SWINGS : A – CLASSIQUE ; B - MODERNE (COLE ET GRIMSHAW, 2016)	70
FIGURE 46 - X-FACTOR : DISSOCIATION DES CEINTURES PELVIENNE ET PECTORALE (JIM Mc LEAN, 2008)	72
FIGURE 47 - FACTEURS DE RISQUE DE LOMBALGIES CHEZ LE GOLFEUR	75
FIGURE 48 - FREQUENCE DE LA SPECIALISATION SPORTIVE SELON LA TAILLE DE L'ECOLE EN UTILISANT L'ECHELLE DE SPECIALISATION A 3 POINTS. (BELL <i>ET AL.</i> , 2016)	80

FIGURE 49 - RR GROUPE DE LA SPECIALISATION ELEVEE PAR RAPPORT A LA SPECIALISATION FAIBLE (BELL <i>ET AL.</i> , 2018).	82
FIGURE 50 - RECOMMANDATIONS POUR LES LANCEURS DE 8 ANS ET MOINS (MAJOR LEAGUE BASEBALL).....	83
FIGURE 51 - PROGRESSION THEORIQUE DU VOLUME DE JEU ET DE PRATIQUE VOLONTAIRE DANS LES PHASES DE SPECIALISATION	88
FIGURE 52 - MODELE DE QUANTIFICATION DU STRESS MECANIQUE, ADAPTE DE CLINIQUE DU COUREUR®.....	93
FIGURE 53 - ACQUISITION RADIOGRAPHIQUE BIPLANAIRE EOS® ET RECONSTRUCTION TRIDIMENSIONNELLE.....	101
FIGURE 54 - ACQUISITIONS EOS EN BACKSWING.....	103
FIGURE 55 - POINTS ANATOMIQUES : BORDS SUPERIEURS ET INFERIEUR D'INSERTION DES PEDICULES SUR LE CORPS VERTEBRAL, BORD INFERIEUR DU PROCESSUS EPINEUX.....	104
FIGURE 56 - TRIPODE LIE AU MODELE 3D DE LA VERTEBRE CONCERNEE	104
FIGURE 57 - ESTIMATION AU MOINDRE CARRE DU POSITIONNEMENT DES POINTS ANATOMIQUES D'INTERET.....	105
FIGURE 58 - SET DE MARQUEURS UTILISES (EN ROUGE : MARQUEURS ANATOMIQUES, EN VERT : MARQUEURS TECHNIQUES)	107
FIGURE 59 - REPERES OSSEUX DES PARAMETRES X-FACTOR	108
FIGURE 60 - REPERES OSSEUX DE L'INCLINAISON LATERALE (COTE TRAIL).....	108
FIGURE 61 - REPERES OSSEUX DE LA CINEMATIQUE COXO-FEMORALE (COTE TRAIL)	109
FIGURE 62 - AGE DE DEBUT DE PRATIQUE DES PARTICIPANTS	112
FIGURE 63 - INDEX DE CUMUL DES TORSIONS (EN °)	126
FIGURE 64 - REPRESENTATION SCHEMATIQUE DE L'INDEX DE CUMUL DES TORSIONS DU GROUPE EGP.....	127
FIGURE 65 - TRANSLATION DES VERTEBRES DANS LE PLAN SAGITTAL (TX) ET FRONTAL (TY) (EN MM).....	134
FIGURE 66 - DIAGRAMME DE DENSITE DES PROJECTIONS DES CENTRES GEOMETRIQUES DES VERTEBRES DES GROUPES EGP ET LGP DANS LE PLAN HORIZONTAL DU BASSIN (EN MM).....	135
FIGURE 67 - ORIENTATION DES VERTEBRES DANS LE REPERES EOS DES GROUPES EGP ET LGP (EN °).....	137
FIGURE 68 - ORIENTATION AXIALE DES VERTEBRES DES GROUPES EGP, LGP, C_EGP, C_LGP (EN °).....	138
FIGURE 69 - REPARTITION DES APPUIS STATIQUES, PAR SUJET.....	141
FIGURE 70 - UTILISATION DU SECTEUR ANGULAIRE DE ROTATION, PAR INDIVIDUS.....	146
FIGURE 71 - REPARTITION DES COMPOSANTES DU X-FACTOR ÉPAULES/PELVIS, PAR INDIVIDU, EN °.....	148
FIGURE 72 - COMPOSANTES DU X-FACTOR, PAR GROUPE	149
FIGURE 73 - INCLINAISON LATERALE, PAR GROUPE (GLBP ET HP).....	154
FIGURE 74 - EVOLUTION DE LA ROTATION SCAPULO-HUMERALE AU COURS DU SWING	169

FIGURE 75 – DIAGRAMMES DE DENSITE DES MORPHOTYPES DE HANCHE DES GROUPES EGP ET C_EGP	174
FIGURE 76 - FIN DE FOLLOW-THROUGH ET HYPOTHESE DE DIMINUTION DE L'ICT.....	175
FIGURE 77 - VALEURS DE L'ICT EN FONCTION DE L'AGE (EN °), D'APRES GAUMETOU <i>ET AL.</i> (2014).....	176
FIGURE 78 - ÉQUILIBRE VERTEBRAL MOYEN DES JOUEURS DE GOLF PRECOCES EGP ET TARDIFS LGP	181
FIGURE 79 - EVOLUTION DES AMPLITUDES ARTICULAIRES DE HANCHES AU COURS DU SWING.....	184
FIGURE 80 - RECRUTEMENT ARTICULAIRES DES JOUEURS PROFESSIONNELS ET RECREATIFS	186
FIGURE 81 - COUVERTURE ACETABULAIRE POSTERIEURE <i>LEAD</i> ET <i>BACKSWING</i>	190
FIGURE 82 - ROTATION DE HANCHE <i>LEAD</i> PENDANT LE SWING : LATERALE PENDANT LE <i>BACKSWING</i> , MEDIALE PENDANT LE <i>FOLLOW-THROUGH</i>	191
FIGURE 83 - VALEURS MAXIMALE ET MINIMALE D'INCLINAISON LATERALE COTE <i>TRAIL</i> PARMIS LES JOUEURS	192
FIGURE 84 - EVOLUTION DE L'INCLINAISON LATERALE DU TRONC AU COURS DU SWING	195
FIGURE 85 - CALCUL DES LONGUEURS SPINALES.....	232
FIGURE 86 - VARIATIONS DE HAUTEUR DES COLONNES DE TOUS LES SUJETS.....	235
FIGURE 87 - RATIOS DES VARIATIONS DE LONGUEUR DE LA COLONNE.....	236

Références



1. Organisation mondiale de la Santé. Lignes directrices de l'OMS sur l'activité physique et la sédentarité : en un coup d'œil [Internet]. 2020. Disponible sur: <https://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/337003/9789240014862-fre.pdf>
2. Lucenti L, Sapienza M, Caldaci A, Cristo C de, Testa G, Pavone V. The Etiology and Risk Factors of Osgood–Schlatter Disease: A Systematic Review. *Children*. 2022;9(6):826.
3. Toueg CW, Mac-Thiong JM, Grimard G, Parent S, Poitras B, Labelle H. Prevalence of spondylolisthesis in a population of gymnasts. *Stud Health Technol Inform*. 2010;158:132-7.
4. Robinson PG, Murray IR, Duckworth AD, Hawkes R, Glover D, Tilley NR, et al. Systematic review of musculoskeletal injuries in professional golfers. *Br J Sports Med*. 2019;53(1):13-8.
5. Williams SA. Variation in anthropoid vertebral formulae: implications for homology and homoplasy in hominoid evolution. *J Exp Zool*. 2012;318(2):134-47.
6. Thompson NE, Alméjija S. The evolution of vertebral formulae in Hominoidea. *J Hum Evol*. 2017;110:18-36.
7. Vital JM, Martins F, Martins L, Lavignolle B, Chateil JF, Grenier N, et al. Radiologic change of cartilage of the pelvis and the upper end of the femur during growth. Application to the surveillance of scolioses. *Chir Pediatr*. 1989;30(2):103-8.
8. Warner T, Scullen TA, Iwanaga J, Loukas M, Bui CJ, Dumont AS, et al. Caudal Regression Syndrome - A Review Focusing on Genetic Associations. *World Neurosurg*. 2020;138:461-7.
9. Legaye J, Duval-Beaupère G, Marty C, Hecquet J. Pelvic incidence: a fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves. *Eur Spine J*. 1998;7(2):99-103.
10. Mac-Thiong JM, Berthonnaud É, Dimar JR, Betz RR, Labelle H. Sagittal Alignment of the Spine and Pelvis During Growth. *Spine*. 2004;29(15):1642-7.
11. Hlaváček M. The influence of the acetabular labrum seal, intact articular superficial zone and synovial fluid thixotropy on squeeze-film lubrication of a spherical synovial joint. *J Biomech*. 2002;35(10):1325-35.
12. Kotani PT, Oonishi H, Shikita T, Hamaguchi T. Study on the surface shape and contours of the femoral head and acetabulum of the human joint. *Bull Hosp Joint Dis*. 1975;36(2):81-108.
13. Menschik F. The hip joint as a conchoid shape. *J Biomech*. 1997;30(9):971-3.
14. Eckstein F, von Eisenhart-Rothe R, Landgraf J, Adam C, Loehe F, Müller-Gerbl M, et al. Quantitative analysis of incongruity, contact areas and cartilage thickness in the human hip joint. *Acta Anat (Basel)*. 1997;158(3):192-204.
15. Murray DW. The definition and measurement of acetabular orientation. *J Bone Joint Surg Br*. 1993;75(2):228-32.
16. Thelen T, Thelen P, Demezou H, Aunoble S, Le Huec JC. Normative 3D acetabular orientation measurements by the low-dose EOS imaging system in 102 asymptomatic subjects in standing position: Analyses by side, gender, pelvic incidence and reproducibility. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2017;103(2):209-15.
17. Duparc F, Thomine JM, Simonet J, Biga N. Femoral and tibial bone torsions associated with internal femoro-tibial osteoarthritis. Index of cumulative torsions. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*. 1992;78(7):430-7.

18. Bendaya S, Lazennec JY, Anglin C, Allena R, Sellam N, Thoumie P, et al. Healthy vs. osteoarthritic hips: A comparison of hip, pelvis and femoral parameters and relationships using the EOS® system. *Clin Biomech.* 2015;10.
19. Le Huec JC, Saddiki R, Franke J, Rigal J, Aunoble S. Equilibrium of the human body and the gravity line: the basics. *Eur Spine J.* 2011;20(S5):558-63.
20. Berge C. Heterochronic processes in human evolution: An ontogenetic analysis of the hominid pelvis. *Am J Phys Anthropol.* 1998;105(4):441-59.
21. Vialle R, Levassor N, Rillardon L, Templier A, Skalli W, Guigui P. Radiographic Analysis of the Sagittal Alignment and Balance of the Spine in Asymptomatic Subjects. *J Bone Jt Surg Am.* 2005;87(2):260-7.
22. Roussouly P, Gollogly S, Berthonnaud E, Dimnet J. Classification of the Normal Variation in the Sagittal Alignment of the Human Lumbar Spine and Pelvis in the Standing Position: Spine. 2005;30(3):346-53.
23. Wu G, Siegler S, Allard P, Kirtley C, Leardini A, Rosenbaum D, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *J Biomech.* 2002;35(4):543-8.
24. Wu G, van der Helm FCT, (DirkJan) Veeger HEJ, Makhsous M, Van Roy P, Anglin C, et al. 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. *J Biomech.* 2005;38(5):981-92.
25. Kapandji A. Anatomie fonctionnelle - Tête et Rachis. 6ème. Vol. 3. 2013.
26. Pearcy MJ. Stereo radiography of lumbar spine motion. *Acta Orthop Scand Suppl.* 1985;212:1-45.
27. Willems JM, Jull GA, J KFN. An in vivo study of the primary and coupled rotations of the thoracic spine. *Clin Biomech Bristol Avon.* 1996;11(6):311-6.
28. Panjabi MM, Crisco JJ, Vasavada A, Oda T, Cholewicki J, Nibu K, et al. Mechanical Properties of the Human Cervical Spine as Shown by Three-Dimensional Load–Displacement Curves: Spine. 2001;26(24):2692-700.
29. Ishii T, Mukai Y, Hosono N, Sakaura H, Fujii R, Nakajima Y, et al. Kinematics of the Cervical Spine in Lateral Bending: In Vivo Three-Dimensional Analysis. *Spine.* 2006;31(2):155-60.
30. Gregersen GG, Lucas DB. An in vivo study of the axial rotation of the human thoracolumbar spine. *J Bone Joint Surg Am.* 1967;49(2):247-62.
31. Keller H. A clinical study of the mobility of the human spine: its extent and its clinical importance. *Arch Surg.* 1924;8(2):627-57.
32. Allbrook D. Movements of the lumbar spinal column. *J Bone Joint Surg Br.* 1957;39-B(2):339-45.
33. Hayes MA, Howard TC, Gruel CR, Kopta JA. Roentgenographic evaluation of lumbar spine flexion-extension in asymptomatic individuals. *Spine.* 1989;14(3):327-31.
34. Boden SD, Wiesel SW. Lumbosacral segmental motion in normal individuals. Have we been measuring instability properly? *Spine.* 1990;15(6):571-6.
35. Yoshioka T, Tsuji H, Hirano N, Sainoh S. Motion characteristic of the normal lumbar spine in young adults: instantaneous axis of rotation and vertebral center motion analyses. *J Spinal Disord.* 1990;3(2):103-13.

36. Dvořák J, Panjabi MM, Chang DG, Theiler R, Grob D. Functional Radiographic Diagnosis of the Lumbar Spine: Flexion—Extension and Lateral Bending. *Spine*. 1991;16(5):562-71.
37. Pearcy M, Portek I, Shepherd J. Three-dimensional x-ray analysis of normal movement in the lumbar spine. *Spine*. 1984;9(3):294-7.
38. Lee SW, Wong KWN, Chan MK, Yeung HM, Chiu JLF, Leong JCY. Development and validation of a new technique for assessing lumbar spine motion. *Spine*. 2002;27(8):E215-220.
39. Ochia RS, Inoue N, Renner SM, Lorenz EP, Lim TH, Andersson GB, et al. Three-dimensional in vivo measurement of lumbar spine segmental motion. *Spine*. 2006;31(18):2073-8.
40. McGregor AH, Anderton L, Gedroyc WM, Johnson J, Hughes SP. Assessment of spinal kinematics using open interventional magnetic resonance imaging. *Clin Orthop*. 2001;(392):341-8.
41. Tanz SS. Motion of the lumbar spine; a roentgenologic study. *Am J Roentgenol Radium Ther Nucl Med*. 1953;69(3):399-412.
42. Clayson SJ, Newman IM, Debevec DF, Anger RW, Skowlund HV, Kottke F. Evaluation of mobility of hip and lumbar vertebrae of normal young women. *Arch Phys Med Rehabil*. 1962;43:1-8.
43. Froning EC, Frohman B. Motion of the lumbosacral spine after laminectomy and spine fusion. Correlation of motion with the result. *J Bone Joint Surg Am*. 1968;50(5):897-918.
44. McKinnon CD, Callaghan JP. The relationship between external thoracopelvic angle and lumbar segmental axial twist angle using an ultrasound imaging technique. *Hum Mov Sci*. 2021;78:102824.
45. Yamamoto I, Panjabi MM, Crisco T, Oxland T. Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint. *Spine*. 1989;14(11):1256-60.
46. Nash L, Moe J. A study of vertebral rotation. *J Bone Jt Surg Am*. 1969;51(2):223-9.
47. Perdriolle. La scoliose. Son étude tridimensionnelle. Maloine. 1979.
48. Stokes IA, Bigalow LC, Moreland MS. Measurement of axial rotation of vertebrae in scoliosis. *Spine*. 1986;11(3):213-8.
49. White A, Panjabi M. Clinical biomechanics of the spine. J B Lippincott Co. 1978;534.
50. Castaing J, Santini J. Anatomie fonctionnelle de l'appareil locomoteur. Tome 7: le Rachis. 1979;Vigot.
51. Skalli W, Lavaste F, Describes JL. Quantification of three-dimensional vertebral rotations in scoliosis: what are the true values? *Spine*. 1995;20(5):546-53.
52. Dubousset J, Charpak G, Dorion I, Skalli W, Lavaste F, Deguise J, et al. A new 2D and 3D imaging approach to musculoskeletal physiology and pathology with low-dose radiation and the standing position: the EOS system. *Bull Acad Natl Med*. 2005;189(2):287-97.
53. Deschênes S, Charron G, Beaudoin G, Labelle H, Dubois J, Miron MC, et al. Diagnostic imaging of spinal deformities: reducing patients radiation dose with a new slot-scanning X-ray imager. *Spine*. 2010;35(9):989-94.
54. Pearcy MJ. Stereo radiography of lumbar spine motion. *Acta Orthop Scand Suppl*. 1985;212:1-45.
55. McGregor AH, McCarthy D, Doré CJ, Hughes SP. Quantitative assessment of the motion of the lumbar spine in the low back pain population and the effect of different spinal pathologies on this motion. *Eur Spine J*. 1997;6(5):308-15.

56. Houghton VM, Rogers B, Meyerand ME, Resnick DK. Measuring the axial rotation of lumbar vertebrae in vivo with MR imaging. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2002;23(7):1110-6.
57. Ochia RS, Inoue N, Renner SM, Lorenz EP, Lim TH, Andersson GB, et al. Three-dimensional in vivo measurement of lumbar spine segmental motion. *Spine*. 2006;31(18):2073-8.
58. Dumas R, Le Bras A, Champain N, Savidan M, Mitton D, Kalifa G, et al. Validation of the relative 3D orientation of vertebrae reconstructed by bi-planar radiography. *Med Eng Phys*. 2004;26(5):415-22.
59. Dagneaux L, Thoreux P, Eustache B, Canovas F, Skalli W. Sequential 3D analysis of patellofemoral kinematics from biplanar x-rays: In vitro validation protocol. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2015;101(7):811-8.
60. McKay MJ, Baldwin JN, Ferreira P, Simic M, Vanicek N, Burns J, et al. Normative reference values for strength and flexibility of 1,000 children and adults. *Neurology*. 2017;88(1):36-43.
61. Mitton D, Deschênes S, Laporte S, Godbout B, Bertrand S, de Guise JA, et al. 3D reconstruction of the pelvis from bi-planar radiography. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2006;9(1):1-5.
62. Humbert L, Carliz H, Baudoin A, Skalli W, Mitton D. 3D Evaluation of the acetabular coverage assessed by biplanar X-rays or single anteroposterior X-ray compared with CT-scan. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2008;11(3):257-62.
63. Humbert L, De Guise JA, Aubert B, Godbout B, Skalli W. 3D reconstruction of the spine from biplanar X-rays using parametric models based on transversal and longitudinal inferences. *Med Eng Phys*. 2009;31(6):681-7.
64. Bittersohl B, Freitas J, Zaps D, Schmitz MR, Bomar JD, Muhamad AR, et al. EOS imaging of the human pelvis: reliability, validity, and controlled comparison with radiography. *J Bone Joint Surg Am*. 2013;95(9):e58.
65. Ghostine B, Sauret C, Assi A, Bakouny Z, Khalil N, Skalli W, et al. Influence of patient axial malpositioning on the trueness and precision of pelvic parameters obtained from 3D reconstructions based on biplanar radiographs. *Eur Radiol*. 2017;27(3):1295-302.
66. Lin X, Zhang X, Guo J, Roberts CK, McKenzie S, Wu W, et al. Effects of Exercise Training on Cardiorespiratory Fitness and Biomarkers of Cardiometabolic Health: A Systematic Review and Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials. *J Am Heart Assoc*. 2015;4(7):e002014.
67. Cornelissen VA, Smart NA. Exercise Training for Blood Pressure: A Systematic Review and Meta-analysis. *J Am Heart Assoc*. 2013;2(1):e004473.
68. Stubbs B, Vancampfort D, Rosenbaum S, Firth J, Cosco T, Veronese N, et al. An examination of the anxiolytic effects of exercise for people with anxiety and stress-related disorders: A meta-analysis. *Psychiatry Res*. 2017;249:102-8.
69. Dauwan M, Begemann MJH, Slot MIE, Lee EHM, Scheltens P, Sommer IEC. Physical exercise improves quality of life, depressive symptoms, and cognition across chronic brain disorders: a transdiagnostic systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *J Neurol*. 2021;268(4):1222-46.
70. Nguyen TM, Do TTT, Tran TN, Kim JH. Exercise and Quality of Life in Women with Menopausal Symptoms: A Systematic Review and Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials. *Int J Environ Res Public Health*. 2020;17(19):7049.
71. Shailendra P, Baldock KL, Li LSK, Bennie JA, Boyle T. Resistance Training and Mortality Risk: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Am J Prev Med*. 2022;63(2):277-85.

72. American Institute for Cancer Research, World Cancer Research Fund, éditeurs. Food, nutrition, physical activity and the prevention of cancer: a global perspective: a project of World Cancer Research Fund International. Washington, D.C: American Institute for Cancer Research; 2007. 517 p.
73. Kyu HH, Bachman VF, Alexander LT, Mumford JE, Afshin A, Estep K, et al. Physical activity and risk of breast cancer, colon cancer, diabetes, ischemic heart disease, and ischemic stroke events: systematic review and dose-response meta-analysis for the Global Burden of Disease Study 2013. *The BMJ*. 2016;354:i3857.
74. Choy KT, Lam K, Kong JC. Exercise and colorectal cancer survival: an updated systematic review and meta-analysis. *Int J Colorectal Dis*. 2022;37(8):1751-8.
75. ANSES. Plus d'activité physique et moins de sédentarité pour une meilleure santé [Internet]. Anses - Agence nationale de sécurité sanitaire de l'alimentation, de l'environnement et du travail. 2016. Disponible sur: <https://www.anses.fr/fr/content/plus-d%E2%80%99activit%C3%A9-physique-et-moins-de-s%C3%A9dentarit%C3%A9-pour-une-meilleure-sant%C3%A9>
76. Janssen I, LeBlanc AG. Systematic review of the health benefits of physical activity and fitness in school-aged children and youth. 2010;16.
77. Le Bouc Y, Duhamel JF, Crépin G. Conséquences de la pratique sportive de haut niveau chez les adolescentes: l'exemple des sports d'apparence. *Bull Académie Natl Médecine*. 2018;202(8-9):1783-99.
78. Farrally MR, Cochran AJ, Crews DJ, Hurdzan MJ, Price RJ, Snow JT, et al. Golf science research at the beginning of the twenty-first century. *J Sports Sci*. 2003;21(9):753-65.
79. FFGolf. 2021 Licences statistics. 2021.
80. Robinson PG, Foster C, Murray A. Public health considerations regarding golf during the COVID-19 pandemic: a narrative review. *BMJ Open Sport Exerc Med*. 2021;7(1):e001089.
81. Cole MH, Grimshaw PN. The Biomechanics of the Modern Golf Swing: Implications for Lower Back Injuries. *Sports Med*. 2016;46(3):339-51.
82. Lim YT, Chow JW, Chae WS. Lumbar spinal loads and muscle activity during a golf swing. *Sports Biomech*. 2012;11(2):197-211.
83. McCarroll JR, Rettig AC, Shelbourne KD. Injuries in the Amateur Golfer. *Phys Sportsmed*. 1990;18(3):122-6.
84. Batt ME. A survey of golf injuries in amateur golfers. *Br J Sports Med*. 1992;26(1):63-5.
85. Kwon YH, Han KH, Como C, Lee S, Singhal K. Validity of the X-factor computation methods and relationship between the X-factor parameters and clubhead velocity in skilled golfers. *Sports Biomech Int Soc Biomech Sports*. 2013;12(3):231-46.
86. Brown SJ, Selbie WS, Wallace ES. The X-Factor: an evaluation of common methods used to analyse major inter-segment kinematics during the golf swing. *J Sports Sci*. 2013;31(11):1156-63.
87. Bourgain M. Analyse biomécanique du swing de golf [Thèse]. Arts et Métiers ParisTech; 2018.
88. Bourgain M, Rouch P, Rouillon O, Thoreux P, Sauret C. Golf Swing Biomechanics: A Systematic Review and Methodological Recommendations for Kinematics. *Sports*. 2022;10(6):91.
89. McLean J. Widen the gap. *Golf Mag*. 1992, 12, 49–53.

90. Cheetham P. The importance of stretching the "X-Factor" in the downswing of golf: The "X-Factor Stretch". 2001;
91. Chu Y, Sell TC, Lephart SM. The relationship between biomechanical variables and driving performance during the golf swing. *J Sports Sci.* 2010;28(11):1251-9.
92. Myers J, Lephart S, Tsai YS, Sell T, Smoliga J, Jolly J. The role of upper torso and pelvis rotation in driving performance during the golf swing. *J Sports Sci.* 2008;26(2):181-8.
93. Burden AM, Grimshaw PN, Wallace ES. Hip and shoulder rotations during the golf swing of sub-10 handicap players. *J Sports Sci.* 1998;16(2):165-76.
94. Gluck GS, Bendo JA, Spivak JM. The lumbar spine and low back pain in golf: a literature review of swing biomechanics and injury prevention. *Spine J Off J North Am Spine Soc.* 2008;8(5):778-88.
95. Bourgain M, Sauret C, Marsan T, Perez MJ, Rouillon O, Thoreux P, et al. Influence of the projection plane and the markers choice on the X-factor computation of the golf swing X-factor: a case study. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2020;23(sup1):S45-6.
96. Cann AP, Vandervoort AA, Lindsay DM. Optimizing the Benefits versus Risks of Golf Participation by Older People. *J Geriatr Phys Ther.* 2005;28(3):85.
97. Murray AD, Daines L, Archibald D, Hawkes RA, Schiphorst C, Kelly P, et al. The relationships between golf and health: a scoping review. *Br J Sports Med.* 2017;51(1):12-9.
98. Parkkari J, Natri A, Kannus P, Mänttari A, Laukkanen R, Haapasalo H, et al. A controlled trial of the health benefits of regular walking on a golf course. *Am J Med.* 2000;109(2):102-8.
99. Nesbit SM, Serrano M. Work and power analysis of the golf swing. *J Sports Sci Med.* 2005;4(4):520-33.
100. Swanson EA, Schmalzried TP, Dorey FJ. Activity recommendations after total hip and knee arthroplasty: a survey of the American Association for Hip and Knee Surgeons. *J Arthroplasty.* 2009;24(6 Suppl):120-6.
101. Ribaud A, Tavares I, Viollet E, Julia M, Hérisson C, Dupeyron A. Which physical activities and sports can be recommended to chronic low back pain patients after rehabilitation? *Ann Phys Rehabil Med.* 2013;56(7-8):576-94.
102. Thériault G, Lachance P. Golf injuries. An overview. *Sports Med Auckl NZ.* 1998;26(1):43-57.
103. Gosheger G, Liem D, Ludwig K, Greshake O, Winkelmann W. Injuries and overuse syndromes in golf. *Am J Sports Med.* 2003;31(3):438-43.
104. McHardy A, Pollard H. Lower back pain in golfers: a review of the literature. *J Chiropr Med.* 2005;4(3):135-43.
105. Perron C, Rouillon O, Edouard P. Étude épidémiologique sur les blessures et les facteurs de risque de blessures chez le golfeur amateur français de haut niveau (moins de 10 d'index). *J Traumatol Sport.* 2016;33(3):145-60.
106. Cabri J, Sousa JP, Kots M, Barreiros J. Golf-related injuries: A systematic review. *Eur J Sport Sci.* 2009;9(6):353-66.
107. Thériault G, Lachance P. Golf injuries. An overview. *Sports Med Auckl NZ.* 1998;26(1):43-57.
108. Baker ML, Epari DR, Lorenzetti S, Sayers M, Boutellier U, Taylor WR. Risk Factors for Knee Injury in Golf: A Systematic Review. *Sports Med.* 2017;47(12):2621-39.

109. Sherman CA, Finch CF. Preventing injuries to competitive and recreational adult golfers: What is the evidence? *J Sci Med Sport*. 2000;3(1):65-78.
110. Evans K, Refshauge KM, Adams R, Aliprandi L. Predictors of low back pain in young elite golfers: A preliminary study. *Phys Ther Sport*. 2005;6(3):122-30.
111. Smith JA, Hawkins A, Grant-Beuttler M, Beuttler R, Lee SP. Risk Factors Associated With Low Back Pain in Golfers: A Systematic Review and Meta-analysis. *Sports Health Multidiscip Approach*. 2018;10(6):538-46.
112. Reinhardt G. The Role of Decreased Hip IR as a Cause of Low Back Pain in a Golfer: a Case Report. *HSS J* ®. 2013;9(3):278-83.
113. McHardy A, Pollard H, Luo K. Golf injuries: A review of the literature. *Sports Med*. 2006;36(2):171-87.
114. Lindsay DM, Versteegh TH, Vandervoort AA. Injury Prevention: Avoiding One of Golf's More Painful Hazards. *Int J Sports Sci Coach*. 2009;4(1_suppl):129-48.
115. Seaman DR, Bulbulian R. A review of back pain in golfers: Etiology and prevention. *Sports Med Train Rehabil*. 2000;9(3):169-87.
116. Buckley PS, Bishop M, Kane P, Ciccotti MC, Selverian S, Exume D, et al. Early Single-Sport Specialization: A Survey of 3090 High School, Collegiate, and Professional Athletes. *Orthop J Sports Med*. 2017;5(7):232596711770394.
117. Ericsson KA, Krampe RT, Tesch-Romer C. The Role of Deliberate Practice in the Acquisition of Expert Performance. *Psychol Rev*. 1993;100(3):363-406.
118. Gladwell M. *Outliers – The Story of Success*. Penguin. 2009.
119. Baxter-Jones ADG, Maffulli N, TOYA Study Group. Parental influence on sport participation in elite young athletes. *J Sports Med Phys Fitness*. 2003;43(2):250-5.
120. Jayanthi NA, LaBella CR, Fischer D, Pasulka J, Dugas LR. Sports-specialized intensive training and the risk of injury in young athletes: a clinical case-control study. *Am J Sports Med*. 2015;43(4):794-801.
121. Côté J, Lidor R, Hackfort D. ISSP position stand: To sample or to specialize? Seven postulates about youth sport activities that lead to continued participation and elite performance. *Int J Sport Exerc Psychol*. 2009;7(1):7-17.
122. Barth M, Güllich A, Macnamara BN, Hambrick DZ. Predictors of Junior Versus Senior Elite Performance are Opposite: A Systematic Review and Meta-Analysis of Participation Patterns. *Sports Med*. 2022;52(6):1399-416.
123. DiFiori JP, Benjamin HJ, Brenner J, Gregory A, Jayanthi N, Landry GL, et al. Overuse injuries and burnout in youth sports: a position statement from the American Medical Society for Sports Medicine. *Clin J Sport Med Off J Can Acad Sport Med*. 2014;24(1):3-20.
124. Bozděch Z, Dufek P. Spondylolisthesis in young gymnasts. *Acta Univ Carol [Med] (Praha)*. 1986;32(5-6):405-9.
125. Shaffer RA, Rauh MJ, Brodine SK, Trone DW, Macera CA. Predictors of stress fracture susceptibility in young female recruits. *Am J Sports Med*. 2006;34(1):108-15.
126. Baker CL 3rd, Romeo AA, Baker CLJ. Osteochondritis dissecans of the capitellum. *Am J Sports Med*. 2010;38(9):1917-28.

127. Pasulka J, Jayanthi N, McCann A, Dugas LR, LaBella C. Specialization patterns across various youth sports and relationship to injury risk. *Phys Sportsmed*. 2017;45(3):344-52.
128. Post EG, Trigsted SM, Riekema JW, Hetzel S, McGuine TA, Brooks MA, et al. The Association of Sport Specialization and Training Volume With Injury History in Youth Athletes. *Am J Sports Med*. 2017;45(6):1405-12.
129. Hall R, Foss KB, Hewett TE, Myer GD. Sport Specialization's Association With an Increased Risk of Developing Anterior Knee Pain in Adolescent Female Athletes. *J Sport Rehabil*. 2015;24(1):31-5.
130. Bell DR, Post EG, Trigsted SM, Hetzel S, McGuine TA, Brooks MA. Prevalence of Sport Specialization in High School Athletics: A 1-Year Observational Study. *Am J Sports Med*. 2016;44(6):1469-74.
131. McGuine TA, Post EG, Hetzel SJ, Brooks MA, Trigsted S, Bell DR. A Prospective Study on the Effect of Sport Specialization on Lower Extremity Injury Rates in High School Athletes. *Am J Sports Med*. 2017;45(12):2706-12.
132. Major League Baseball. Pitch Smart | Guidelines [Internet]. MLB.com. [cité 2022]. Disponible sur: <https://www.mlb.com/pitch-smart/pitching-guidelines>
133. Giusti NE, Carder SL, Vopat L, Baker J, Tarakemeh A, Vopat B, et al. Comparing Burnout in Sport-Specializing Versus Sport-Sampling Adolescent Athletes: A Systematic Review and Meta-analysis. *Orthop J Sports Med* [Internet]. 2020 [cité 2022];8(3). Disponible sur: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/2325967120907579>
134. Isoard-Gauthier S, Oger M, Guillet E, Martin-Krumm C. Validation of a French Version of the Athlete Burnout Questionnaire (ABQ): In Competitive Sport and Physical Education Context. *Eur J Psychol Assess*. 2010;26(3):203-11.
135. Malina RM. Early Sport Specialization: Roots, Effectiveness, Risks. *Curr Sports Med Rep*. 2010;9(6):364-71.
136. Valovich McLeod TC, Decoster LC, Loud KJ, Micheli LJ, Parker JT, Sandrey MA, et al. National Athletic Trainers' Association position statement: prevention of pediatric overuse injuries. *J Athl Train*. 2011;46(2):206-20.
137. LaPrade RF, Agel J, Baker J, Brenner JS, Cordasco FA, Côté J, et al. AOSSM Early Sport Specialization Consensus Statement. *Orthop J Sports Med*. 2016;4(4):232596711664424.
138. Bergeron MF, Mountjoy M, Armstrong N, Chia M, Côté J, Emery CA, et al. International Olympic Committee consensus statement on youth athletic development. *Br J Sports Med*. 2015;49(13):843-51.
139. Brenner JS, Council on Sports Medicine and Fitness. Sports Specialization and Intensive Training in Young Athletes. *Pediatrics*. 2016;138(3):e20162148.
140. Côté J. The Influence of the Family in the Development of Talent in Sport. *Sport Psychol*. 1999;13(4):395-417.
141. Côté J, Baker J, Abernethy B. Practice and play in the development of sport expertise. John Wiley&Sons. Vol. Handbook of Sport Psychology. 2007.
142. Côté J, Vierimaa M. The developmental model of sport participation: 15 years after its first conceptualization. *Sci Sports*. 2014;29:S63-9.
143. Hayman R, Polman R, Taylor J, Hemmings B, Borkoles E. Development of Elite Adolescent Golfers. *Talent Dev Excell*. 2011;3(2):249-61.

144. FFGolf. Le golf pour les tout-petits et Baby golf. [Internet]. Fédération Française de Golf. Disponible sur: <https://www.ffgolf.org/Jouer/Jeunes/L-ecole-de-Golf/A-partir-de-quel-age>
145. Coenen P, Kingma I, Boot CRL, Bongers PM, van Dieën JH. Cumulative mechanical low-back load at work is a determinant of low-back pain. *Occup Environ Med.* 2014;71(5):332-7.
146. Bell DR, Post EG, Biese K, Bay C, Valovich McLeod T. Sport Specialization and Risk of Overuse Injuries: A Systematic Review With Meta-analysis. *Pediatrics.* 2018;142(3).
147. NFHS. High School Sports Participation Increases for 29th Consecutive Year [Internet]. 2018 [cité 2022]. Disponible sur: <https://www.nfhs.org/articles/high-school-sports-participation-increases-for-29th-consecutive-year>
148. Post EG, Biese KM, Schaefer DA, Watson AM, McGuine TA, Brooks MA, et al. Sport-Specific Associations of Specialization and Sex With Overuse Injury in Youth Athletes. *Sports Health.* 2020;12(1):36-42.
149. Bell DR, Lang PJ, Valovich MTC, McCaffrey KA, Zaslow TL, McKay SD, et al. Sport Specialization Is Associated With Injury History in Youth Soccer Athletes. *Athl Train Sports Health Care.* 2018;10(6):241-6.
150. Jayanthi N, Dechert A, Durazo R, Dugas L, Luke A. Training and sports specialization risks in junior elite tennis players. *J Med Sci Tennis.* 2011;16(1):14-20.
151. Lyman S, Fleisig GS, Waterbor JW, Funkhouser EM, Pulley L, Andrews JR, et al. Longitudinal study of elbow and shoulder pain in youth baseball pitchers. *Med Sci Sports Exerc.* 2001;33(11):1803-10.
152. Makhni EC, Morrow ZS, Luchetti TJ, Mishra-Kalyani PS, Gualtieri AP, Lee RW, et al. Arm pain in youth baseball players: a survey of healthy players. *Am J Sports Med.* 2015;43(1):41-6.
153. Smith MV, Davis R, Brophy RH, Prather H, Garbutt J, Wright RW. Prospective Player-Reported Injuries in Female Youth Fast-Pitch Softball Players. *Sports Health.* 2015;7(6):497-503.
154. Asker M, Holm LW, Källberg H, Waldén M, Skillgate E. Female adolescent elite handball players are more susceptible to shoulder problems than their male counterparts. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA.* 2018;26(7):1892-900.
155. Adirim TA, Cheng TL. Overview of Injuries in the Young Athlete: *Sports Med.* 2003;33(1):75-81.
156. ISO 5725-4:1994 - Exactitude (justesse et fidélité) des résultats et méthodes de mesure -- Partie 4: Méthodes de base pour la détermination de la justesse d'une méthode de mesure normalisée [Internet]. ISO. [cité 2017]. Disponible sur: http://www.iso.org/iso/fr/catalogue_detail.htm?csnumber=11836
157. Bourgain M, Hybois S, Thoreux P, Rouillon O, Rouch P, Sauret C. Effect of shoulder model complexity in upper-body kinematics analysis of the golf swing. *J Biomech.* 2018;75:154-8.
158. Delp SL, Anderson FC, Arnold AS, Loan P, Habib A, John CT, et al. OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2007;54(11):1940-50.
159. Leach RJ, Forrester SE, Mears AC, Roberts JR. How valid and accurate are measurements of golf impact parameters obtained using commercially available radar and stereoscopic optical launch monitors? *Measurement.* 2017;112:125-36.
160. Harris JD, Mather RC, Nho SJ, Salvo JP, Stubbs AJ, Van Thiel GS, et al. Reliability of hip range of motion measurement among experienced arthroscopic hip preservation surgeons. *J Hip Preserv Surg.* 2020;7(1):77-84.

161. Owen J, Stephens D, Wright JG. Reliability of hip range of motion using goniometry in pediatric femur shaft fractures. *Can J Surg.* 2007;50(4):251-5.
162. Fieseler G, Molitor T, Irlenbusch L, Delank KS, Laudner KG, Hermassi S, et al. Intrarater reliability of goniometry and hand-held dynamometry for shoulder and elbow examinations in female team handball athletes and asymptomatic volunteers. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2015;135(12):1719-26.
163. Rousseau MA, Brusson A, Lazennec JY. Assessment of the axial rotation of the pelvis with the EOS® imaging system: intra- and inter-observer reproducibility and accuracy study. *Eur J Orthop Surg Traumatol Orthop Traumatol.* 2014;24(6):891-5.
164. Ferrero E, Lafage R, Vira S, Rohan PY, Oren J, Delsole E, et al. Three-dimensional reconstruction using stereoradiography for evaluating adult spinal deformity: a reproducibility study. *Eur Spine J.* 2016;26(8):2112-20.
165. Yan W, Xu X, Xu Q, Yan W, Sun Z, Jiang Q, et al. Femoral and tibial torsion measurements based on EOS imaging compared to 3D CT reconstruction measurements. *Ann Transl Med.* 2019;7(18):460-460.
166. Cho BW, Lee TH, Kim S, Choi CH, Jung M, Lee KY, et al. Evaluation of the reliability of lower extremity alignment measurements using EOS imaging system while standing in an even weight-bearing posture. *Sci Rep.* 2021;11(1):22039.
167. Takai S, Sakakida K, Yamashita F, Suzu F, Izuta F. Rotational alignment of the lower limb in osteoarthritis of the knee. *Int Orthop.* 1985;9(3):209-15.
168. Yagi T, Sasaki T. Tibial torsion in patients with medial-type osteoarthritic knee. *Clin Orthop.* 1986;(213):177-82.
169. Dickschas J, Harrer J, Pfefferkorn R, Strecker W. Operative treatment of patellofemoral maltracking with torsional osteotomy. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2012;132(3):289-98.
170. Sell TC, Tsai YS, Smoliga JM, Myers JB, Lephart SM. Strength, flexibility, and balance characteristics of highly proficient golfers. *J Strength Cond Res Natl Strength Cond Assoc.* 2007;21(4):1166-71.
171. Joyce C. An examination of the correlation amongst trunk flexibility, x-factor and clubhead speed in skilled golfers. *J Sports Sci.* 2017;35(20):2035-41.
172. Dale RB, Brumitt J. Spine biomechanics associated with the shortened, modern one-plane golf swing. *Sports Biomech.* 2016;15(2):198-206.
173. Cole MH, Grimshaw PN. The crunch factor's role in golf-related low back pain. *Spine J.* 2014;14(5):799-807.
174. Sanders JO, Qiu X, Lu X, Duren DL, Liu RW, Dang D, et al. The Uniform Pattern of Growth and Skeletal Maturation during the Human Adolescent Growth Spurt. *Sci Rep.* 2017;7(1):16705.
175. Parfitt AM, Travers R, Rauch F, Glorieux FH. Structural and cellular changes during bone growth in healthy children. *Bone.* 2000;27(4):487-94.
176. Gaumétou E, Quijano S, Ilharreborde B, Presedo A, Thoreux P, Mazda K, et al. EOS analysis of lower extremity segmental torsion in children and young adults. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2014;100(1):147-51.
177. McCarroll JR, Gioe TJ. Professional Golfers and the Price They Pay. *Phys Sportsmed.* 1982;10(7):64-70.

178. Lejkowski PM, Poulsen E. Elimination of intermittent chronic low back pain in a recreational golfer following improvement of hip range of motion impairments. *J Bodyw Mov Ther.* 2013;17(4):448-52.
179. FFGolf. Les chiffres du golf féminin tricolore [Internet]. Fédération Française de Golf. Disponible sur: <https://www.ffgolf.org/Actus/Federation/Developpement/Les-chiffres-du-golf-feminin-tricolore>
180. Miyasaka D, Sakai Y, Ibuchi S, Suzuki H, Imai N, Endo N. Sex- and age-specific differences in femoral head coverage and acetabular morphology among healthy subjects—derivation of normal ranges and thresholds for abnormality. *Skeletal Radiol.* 2017;46(4):523-31.
181. McCarroll JR. The frequency of golf injuries. *Clin Sports Med.* 1996;15(1):1-7.
182. Fradkin AJ, Finch CF, Sherman CA. Warm-up attitudes and behaviours of amateur golfers. *J Sci Med Sport.* 2003;6(2):210-5.
183. Akizuki K, Yamaguchi K, Morita Y, Ohashi Y. The effect of proficiency level on measurement error of range of motion. *J Phys Ther Sci.* 2016;28(9):2644-51.
184. Khan ST, Robinson PG, MacDonald DJ, Murray AD, Murray IR, Macpherson GJ, et al. Infographic: Total hip arthroplasty in golfers. *Bone Jt Open.* 2022;3(2):152-4.
185. Lee CS, Chung SS, Kang KC, Park SJ, Shin SK. Normal Patterns of Sagittal Alignment of the Spine in Young Adults Radiological Analysis in a Korean Population: *Spine.* 2011;36(25):E1648-54.
186. Noshchenko A, Hoffecker L, Cain CMJ, Patel VV, Burger EL. Spinopelvic Parameters in Asymptomatic Subjects Without Spine Disease and Deformity: A Systematic Review With Meta-Analysis. *Clin Spine Surg Spine Publ.* 2017;30(9):392-403.
187. Chaibi Y, Cresson T, Aubert B, Hausselle J, Neyret P, Hauger O, et al. Fast 3D reconstruction of the lower limb using a parametric model and statistical inferences and clinical measurements calculation from biplanar X-rays. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2012;15(5):457-66.
188. Rampal V, Rohan PY, Assi A, Ghanem I, Rosello O, Simon AL, et al. Lower-limb lengths and angles in children older than six years: Reliability and reference values by EOS® stereoradiography. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2018;104(3):389-95.
189. Bourgain M, Sauret C, Rouillon O, Thoreux P, Rouch P. Contribution of vertical and horizontal components of ground reaction forces on global motor moment during a golf swing: a preliminary study. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2017;20(sup1):29-30.
190. Bourgain M, Sauret C, Prum G, Valdes-Tamayo L, Rouillon O, Thoreux P, et al. Effect of Horizontal Ground Reaction Forces during the Golf Swing: Implications for the Development of Technical Solutions of Golf Swing Analysis. *Proceedings.* 2020;49(1):45.
191. Worsfold P, Smith NA, Dyson RJ. Kinetic assessment of golf shoe outer sole design features. *J Sports Sci Med.* 2009;8(4):607-15.
192. Sobczak S, Dugailly PM, Baillon B, Lefevre P, Rooze M, Salvia P, et al. In vitro biomechanical study of femoral torsion disorders: effect on femoro-tibial kinematics. *Clin Biomech Bristol Avon.* 2012;27(10):1011-6.
193. Goutallier D, Garabedian JM, Allain J, Bernageau J. [Effect of osseous torsions of the lower limb on the development of lateral femorotibial knee arthrosis]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 1997;83(7):613-21.
194. Turner MS. The association between tibial torsion and knee joint pathology. *Clin Orthop.* 1994;(302):47-51.

195. Buck FM, Guggenberger R, Koch PP, Pfirrmann CWA. Femoral and tibial torsion measurements with 3D models based on low-dose biplanar radiographs in comparison with standard CT measurements. *AJR Am J Roentgenol.* 2012;199(5):W607-612.
196. Brooks JT, Bomar JD, Jeffords ME, Farnsworth CL, Pennock AT, Upasani VV. Reliability of Low-dose Biplanar Radiography in Assessing Pediatric Torsional Pathology. *J Pediatr Orthop.* 2021;41(1):33-9.
197. Keller G, Afat S, Ahrend MD, Springer F. Diagnostic accuracy of ultra-low-dose CT for torsion measurement of the lower limb. *Eur Radiol.* 2020;31:3574-81.
198. Somjarod M, Tanawat V. The Analysis of Knee Joint Movement During Golf Swing in Professional and Amateur Golfers. 2011;5(5):4.
199. Lynn SK, Noffal GJ. Frontal Plane Knee Moments in Golf: Effect of Target Side Foot Position at Address. *J Sports Sci Med.* 2010;9(2):275-81.
200. Jayanthi NA, Post EG, Laury TC, Fabricant PD. Health Consequences of Youth Sport Specialization. *J Athl Train.* 2019;54(10):1040-9.
201. Grabara M. Comparison of posture among adolescent male volleyball players and non-athletes. *Biol Sport.* 2015;32(1):79-85.
202. Grabara M. A comparison of the posture between young female handball players and non-training peers. *J Back Musculoskelet Rehabil.* 2014;27(1):85-92.
203. Sainz de Baranda P, Cejudo A, Moreno-Alcaraz VJ, Martinez-Romero MT, Aparicio-Sarmiento A, Santonja-Medina F. Sagittal spinal morphotype assessment in 8 to 15 years old Inline Hockey players. *PeerJ.* 2020;8:e8229.
204. Rajabi R, Doherty P, Goodarzi M, Hemayattalab R. Comparison of thoracic kyphosis in two groups of elite Greco-Roman and freestyle wrestlers and a group of non-athletic participants. *Br J Sports Med.* 2008;42(3):229-32.
205. Antequera-Vique JA, Oliva-Lozano JM, Muyor JM. Effects of cycling on the morphology and spinal posture in professional and recreational cyclists: a systematic review. *Sports Biomech.* 2022;0(0):1-30.
206. Lang-Tapia M, España-Romero V, Anelo J, Castillo MJ. Differences on Spinal Curvature in Standing Position by Gender, Age and Weight Status Using a Noninvasive Method. *J Appl Biomech.* 2011;27(2):143-50.
207. Fon GT, Pitt MJ, Thies AC. Thoracic kyphosis: range in normal subjects. *AJR Am J Roentgenol.* 1980;134(5):979-83.
208. Mac-Thiong JM, Labelle H, Berthonnaud E, Betz RR, Roussouly P. Sagittal spinopelvic balance in normal children and adolescents. *Eur Spine J.* 2007;16(2):227-34.
209. Sugaya H. Asymmetric radiographic findings on the lumbar spine in elite and professional golfers. *Orthop Trans.* 1997;21(1):312-3.
210. Morgan D, Sugaya H, Banks S, Cook F. A new twist on golf kinematics and low back injuries: The crunch factor. In: 21st Annual Meeting of the American Society of Biomechanics. 1997. p. 24-7.
211. Joyce C, Chivers P, Sato K, Burnett A. Multi-segment trunk models used to investigate the crunch factor in golf and their relationship with selected swing and launch parameters. *J Sports Sci.* 2016;34(20):1970-5.

212. Yamamoto I, Panjabi MM, Crisco T, Oxland T. Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint. *Spine*. 1989;14(11):1256-60.
213. Cooperman DR, Wallensten R, Stulberg SD. Acetabular dysplasia in the adult. *Clin Orthop*. 1983;(175):79-85.
214. Harris WH. Etiology of osteoarthritis of the hip. *Clin Orthop*. 1986;(213):20-33.
215. Lephart SM, Smoliga JM, Myers JB, Sell TC, Tsai YS. An eight-week golf-specific exercise program improves physical characteristics, swing mechanics, and golf performance in recreational golfers. *J Strength Cond Res*. 2007;21(3):860-9.
216. Wells GD, Elmi M, Thomas S. Physiological correlates of golf performance. *J Strength Cond Res*. 2009;23(3):741-50.
217. Vad VB, Bhat AL, Basrai D, Gebeh A, Aspergren DD, Andrews JR. Low Back Pain in Professional Golfers: The Role of Associated Hip and Low Back Range-of-Motion Deficits. *Am J Sports Med*. 2004;32(2):494-7.
218. Egret C, Nicolle B, Dujardin F, Weber J, Chollet D. Kinematic Analysis of the Golf Swing in Men and Women Experienced Golfers. *Int J Sports Med*. 2006;27(6):463-7.
219. Kolz CW, Sulkar HJ, Aliaj K, Tashjian RZ, Chalmers PN, Qiu Y, et al. Age-related differences in humerothoracic, scapulothoracic, and glenohumeral kinematics during elevation and rotation motions. *J Biomech*. 2021;117:110266.
220. McHardy A, Pollard H, Bayley G. A comparison of the modern and classic golf swing: a clinician's perspective. *South Afr J Sports Med*. 2006;18(3):80-91.
221. Lindsay D, Horton J. Comparison of spine motion in elite golfers with and without low back pain. *J Sports Sci*. 2002;20(8):599-605.
222. Tsai YS, Sell TC, Smoliga JM, Myers JB, Learman KE, Lephart SM. A Comparison of Physical Characteristics and Swing Mechanics Between Golfers With and Without a History of Low Back Pain. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2010;40(7):430-8.
223. McHardy AJ, Pollard HP, Luo K. Golf-related lower back injuries: an epidemiological survey. *J Chiropr Med*. 2007;6(1):20-6.
224. Edwards N, Dickin C, Wang H. Low back pain and golf: A review of biomechanical risk factors. *Sports Med Health Sci*. 2020;2(1):10-8.
225. Barczyk-Pawelec K, Sipko T. Active self-correction of spinal posture in pain-free women in response to the command "straighten your back". *Women Health*. 2017;57(9):1098-114.
226. Czaprowski D, Pawłowska P, Kolwicz-Gańko A, Sitarski D, Kędra A. The Influence of the "Straighten Your Back" Command on the Sagittal Spinal Curvatures in Children with Generalized Joint Hypermobility. *BioMed Res Int*. 2017;1-7.
227. Czaprowski D, Pawłowska P, Stoliński Ł, Kotwicki T. Active self-correction of back posture in children instructed with 'straighten your back' command. *Man Ther*. 2014;19(5):392-8.
228. Paolucci T, Bernetti A, Sbardella S, La Russa C, Murgia M, Salomè A, et al. Straighten your back! Self-correction posture and postural balance in « non rehabilitative instructed » multiple sclerosis patients. *NeuroRehabilitation*. 2020;46(3):333-41.
229. Piątek E, Kuczyński M, Ostrowska B. Postural control in girls with adolescent idiopathic scoliosis while wearing a Chêneau brace or performing active self-correction: a pilot study. *PeerJ*. 2019;7:e7513.

230. Piątek E, Kuczyński M, Ostrowska B. The Effects of Active Self-correction on Postural Control in Girls with Adolescent Idiopathic Scoliosis: The Role of an Additional Mental Task. *Int J Environ Res Public Health*. 2020;17(5):E1640.
231. Dupuis S, Fortin C, Caouette C, Leclair I, Aubin CÉ. Global postural re-education in pediatric idiopathic scoliosis: a biomechanical modeling and analysis of curve reduction during active and assisted self-correction. *BMC Musculoskelet Disord*. 2018;19(1):200.
232. Gandolfi M, Tinazzi M, Magrinelli F, Busselli G, Dimitrova E, Polo N, et al. Four-week trunk-specific exercise program decreases forward trunk flexion in Parkinson's disease: A single-blinded, randomized controlled trial. *Parkinsonism Relat Disord*. 2019;64:268-74.
233. Zmyślina A, Kiebzak W, Żurawski A, Pogorzelska J, Kotela I, Kowalski T, et al. Effect of physiotherapy on spinal alignment in children with postural defects. *Int J Occup Med Environ Health*. 2019;32(1):25-32.
234. D'Amico M, Kinel E, Roncoletta P. 3D quantitative evaluation of spine proprioceptive perception/motor control through instinctive self-correction maneuver in healthy young subjects' posture: an observational study. *Eur J Phys Rehabil Med*. 2018;54(3):428-39.
235. Kinel E, D'Amico M, Roncoletta P. 3D Quantitative Evaluation of Posture and Spine Proprioceptive Perception Through Instinctive Self-Correction Maneuver in Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Front Bioeng Biotechnol*. 2021;9:663394.
236. Senthil P, Sudhakar S, Radhakrishnan R, Jeyakumar S. Efficacy of corrective exercise strategy in subjects with hyperkyphosis. *J Back Musculoskelet Rehabil*. 2017;30(6):1285-9.

Impact de la pratique précoce du golf sur le squelette axial et périphérique : anatomie morphologique, statique et fonctionnelle.

Résumé

La pratique d'une activité physique et/ou sportive est indispensable au bon développement de l'enfant, dès le plus jeune âge. Le golf est un sport ludique développant de nombreuses qualités. Une pratique intense précoce pourrait conduire à des modifications de l'anatomie morphologique, statique et fonctionnelle des structures sollicitées. L'objectif de cette thèse était d'étudier ces modifications.

70 hommes ont été inclus : 35 joueurs parmi lesquels 13 avaient débuté leur pratique avant le pic de croissance (« précoces ») et 22 après (« tardifs »), ainsi que 35 sujets contrôles appariés. Les caractères morphologiques et statiques des joueurs, *via* EOS, ont été comparés à ceux des sujets contrôles. Les caractères fonctionnels au swing (*X-factor*, inclinaison latérale, recrutement des articulations coxo-fémorale), *via* VICON, ont été comparés entre les joueurs « précoces » et « tardifs ».

Des modifications possiblement imputables à une pratique sportive précoce intense ont été identifiées.

Mots-clés : golf ; spécialisation précoce ; EOS ; VICON ; anatomie

Impact of early golf practice on the axial and peripheral skeleton : morphological, static and functional anatomy.

Summary

The practice of a physical activity and/or sport is essential for the proper development of the child, from a very young age. Golf is a playful sport that develops many qualities. An early intense practice could lead to modifications of the morphological, static and functional anatomy of the involved structures. The objective of this thesis was to study these modifications.

70 men were included: 35 players, 13 of whom had started playing before the growth peak ("early") and 22 after ("late"), as well as 35 paired control subjects. The morphological and static characteristics of the players, *via* EOS, were compared to those of the control subjects. The functional characteristics of the swing (*X-factor*, lateral inclination, recruitment of the coxo-femoral joints), *via* VICON, were compared between the "early" and "late" players.

Modifications possibly attributable to intense early sports practice were identified.

Keywords: golf; early specialization; EOS; VICON; anatomy