



UNIVERSITE LILLE 2 DROIT ET SANTE

FACULTE DE MEDECINE HENRI WAREMBOURG

Année : 2017

THESE POUR LE DIPLOME D'ETAT

DE DOCTEUR EN MEDECINE

Relations entre l'équilibre sagittal pelvi-rachidien et les blessures pelvi-fémorales chez des footballeurs professionnels

Présentée et soutenue publiquement le 17 mai 2017 à 18h
au Pôle Formation

Par Antoine Ferenczi

JURY

Président :

Monsieur le Professeur GIRARD Julien

Assesseurs :

Madame le Professeur COTTEN Anne

Monsieur le Docteur TIFFREAU Vincent

Monsieur le Docteur MORAUX Antoine

Directrice de Thèse :

Madame le Docteur WIECZOREK Valérie

Avertissement

La Faculté n'entend donner aucune approbation aux opinions émises dans les thèses : celles-ci sont propres à leurs auteurs.

Liste des abréviations

CHRU	Centre Hospitalier Régional Universitaire
CFA	Championnat de France Amateur
DOMS	Delayed Onset Muscle Soreness
ENSAM	Ecole Nationale Supérieure des Arts et Métiers
IC	Intervalle de Confiance
IJ	Ischio-jambiers
IMC	Indice de Masse Corporelle
IP	Incidence Pelvienne
IRM	Imagerie par Résonance Magnétique
MFM	Mouvement de Force Maximal
OP	Obliquité Pelvienne
PS	Pente Sacrée
QUAD	Quadriceps
RAB	Rotation Axiale du Bassin
SIA	Scoliose Idiopathique de l'Adolescent
TFD	Torsion Fémorale Droite
TFG	Torsion Fémorale Gauche
TT	Torsion Tibiale
UEFA	Union of European Football Associations
VP	Version Pelvienne

Table de matières

RESUME	1
INTRODUCTION	2
I. Les blessures du complexe pelvi-fémoral :	2
A. Généralités et épidémiologie des blessures appliquées au football :	2
B. Classifications des blessures musculaires intrinsèques :.....	5
C. Place de l'imagerie :	8
D. Facteurs de risques, facteurs pronostiques :	9
E. Prévention :	10
II. Le système EOS® :	11
A. Généralités :.....	11
B. Les avantages du système EOS® :	13
C. Les inconvénients du système EOS® :	15
D. Les applications cliniques actuelles :	16
III. L'équilibre sagittal du rachis et du bassin :	17
A. Généralités :.....	17
B. La statique sagittale du bassin :	18
C. La statique sagittale du rachis :.....	22
D. Relations entre la statique du bassin et du rachis :.....	23
IV. L'outil isocinétique :	26
A. Généralités :.....	26
B. Fonctionnement :.....	26
C. Application de l'outil isocinétique du genou dans le milieu sportif :.....	28
V. Synthèse :	29
VI. Objectifs :	30
A. Objectif principal :.....	30
B. Objectifs secondaires :.....	30
PATIENTS ET METHODES	32

I. Patients :	32
A. Critères d'inclusion :	32
B. Critères d'exclusion :	32
C. Echantillon retenu :	33
II. Protocole :	34
A. Recueil des données cliniques :	34
B. Protocole de réalisation des radiographies EOS® :	34
C. Recueil des blessures et diagnostic :	35
D. Protocole de recueil des données isocinétiques :	37
III. Analyse statistique :	39
RESULTATS	41
I. Population :	41
A. Données démographiques des joueurs :	41
B. Description des blessures :	42
C. Paramètres EOS® :	44
II. Incidence des blessures :	46
III. Critère de jugement principal : Lien entre les paramètres EOS® et incidence des blessures du complexe pelvi-fémoral :	47
A. Paramètres EOS® et incidence globale des blessures :	47
B. Paramètres EOS® et incidence des blessures musculo-tendineuses des adducteurs :	48
C. Paramètres EOS® et incidence des blessures des muscles IJ :	48
D. Paramètres EOS® et incidence des blessures des muscles quadriceps :	49
E. Paramètres EOS® et incidence des blessures des muscles psoas :	50
F. Paramètres EOS® et incidence des blessures des muscles obturateurs :	50
G. Paramètres EOS® et incidence des blessures micro traumatiques :	51
IV. Critères de jugement secondaires :	52
A. Liens entre torsions fémorales en EOS® et blessures ipsilatérales :	52
B. Lien entre les paramètres radiographiques sagittaux en EOS® et l'équilibre musculaire sur les tests isocinétiques :	52
C. Paramètres EOS® et caractéristiques de la population :	53
DISCUSSION	55

I. Intérêts de l'étude :	55
II. Résultats de l'étude :	56
A. Population :	56
B. Description des blessures :	57
C. Description des paramètres EOS® :	60
D. Lien paramètres EOS® / Incidence des blessures :	61
E. Lien paramètres EOS® / Equilibre musculaire :	64
III. Limites de l'étude, considérations méthodologiques :	65
IV. Enseignements et perspectives :	67
CONCLUSION	70
RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES	71
TABLE DES TABLEAUX	79
TABLE DES FIGURES	80
TABLE DES GRAPHIQUES	80
ANNEXES	82

Résumé

Contexte : Les blessures aiguës et micro-traumatiques représentent un problème récurrent rencontré par les sportifs professionnels, notamment par les footballeurs. Cependant, la compréhension de leurs facteurs de risque reste limitée. Parallèlement, nos connaissances de l'équilibre sagittal pelvi-rachidien se sont considérablement développées ces dernières années, notamment par l'utilisation de nouvelles méthodes d'études radiographiques tel que le système EOS[®]. L'objectif principal de notre étude était de rechercher les liens existants entre l'équilibre sagittal pelvi-rachidien en EOS[®] et l'incidence des blessures aiguës et micro-traumatiques du complexe pelvi-fémoral.

Méthode : Les joueurs d'une équipe de football de ligue 1 ont été suivis durant 5 saisons consécutives. Tous les joueurs ont réalisé une radiographie EOS[®]. L'ensemble de leurs blessures aiguës et micro-traumatiques du complexe pelvi-fémoral ont été recensées prospectivement au cours des 5 saisons : muscles ischio-jambiers, psoas, quadriceps, adducteurs, obturateurs et symphyse pubienne. L'incidence des blessures a été calculée puis mise en relation avec les paramètres EOS[®] avec un IC à 95%.

Résultats : Soixante et un joueurs ont été inclus dans l'étude. L'âge moyen était de 24,5 ans. Au total, 149 blessures ont été recensées. La version pelvienne moyenne était de 9,08° +/- 5,6°. Nous avons trouvé un lien statistiquement significatif entre l'incidence globale des blessures aiguës et micro-traumatiques pelvi-fémorales et la version pelvienne (VP) (p=0,0224). Les VP les plus élevées de notre groupe étaient associées à une plus faible incidence des blessures.

Conclusion : Un lien significatif a été mis en évidence entre la version pelvienne et l'incidence des blessures pelvi-fémorales, les valeurs élevées de VP dans notre groupe étant associées à une plus faible incidence des blessures. Ces résultats pourraient ouvrir sur de nouvelles méthodes préventives de ces blessures musculotendineuses, par la proposition d'une rééducation adaptée.

Introduction

Les blessures pelvi-fémorales représentent un problème récurrent rencontré par les sportifs professionnels et particulièrement par les footballeurs. Cependant notre compréhension de leurs facteurs prédisposants est limitée. Nos connaissances de l'équilibre sagittal du rachis et du bassin se sont considérablement développées ces dernières années, notamment par l'utilisation de nouvelles méthodes d'études radiographiques telles que le système EOS[®]. Cependant, cet équilibre sagittal n'a jamais été mis, à notre connaissance, en relation directe avec la traumatologie des sportifs. Notre hypothèse est qu'il existe un lien entre l'équilibre sagittal du bassin et donc du rachis, et la survenue de lésions aiguës et micro-traumatiques du complexe pelvi-fémoral chez les footballeurs professionnels.

I. Les blessures du complexe pelvi-fémoral :

A. Généralités et épidémiologie des blessures appliquées

au football :

Les blessures survenant lors de la pratique du football ont été définies par l'UEFA (The Union of European Football Associations) (Tableau 1), comme étant « tout symptôme physique présenté par un joueur à la suite d'un match ou d'un entraînement de football, amenant le joueur à l'incapacité de participer pleinement à un match ou un entraînement futur » (1).

Elles représentent un problème majeur rencontré par les footballeurs professionnels. En moyenne, chaque joueur est absent environ 12% de sa saison en raison d'une blessure, soit 37 jours de match et d'entraînement par saison (2).

Les blessures sont classiquement regroupées en 2 catégories (Tableau 2) (1):

- Aigües traumatiques elles-mêmes divisées en :
 - o Entorses
 - o Lésions musculaires et tendineuses
 - o Fractures
 - o Luxations
 - o Autres (commotion cérébrales, plaies)
- Micro-traumatiques (« overuse injury » en anglais) correspondant à un syndrome douloureux du complexe musculo-squelettique d'apparition progressive sans facteur déclenchant identifié.

Une blessure est considérée comme récidivante lorsqu'elle atteint le même muscle et qu'elle survient dans les 2 mois suivant la reprise sportive complète du joueur. Ces blessures récidivantes représentent 12% de l'ensemble des blessures prises en charge au cours d'une saison, et sont responsables d'une durée d'arrêt des joueurs plus longue que les accidents aigus (2).

Tableau 1 : Définitions pratiques de l'UEFA d'après Hagglund et al. (1)

Training session	Team training that involved physical activity under the supervision of the coaching staff
Match	Competitive or friendly match against another team
Injury	Any physical symptom sustained by a player as a result of a football match or football training that led to the player being unable to take full part in future football training or match play
Hamstring injury	A traumatic distraction or overuse injury to the hamstring muscle group (the musculotendinous complex of biceps femoris, semitendinosus and semimembranosus) including both first-time and recurrent lesions
Rehabilitation	A player was considered injured until team medical staff allowed full participation in training and availability for match selection
Lay-off	Number of days until the player resumed full team training
Early recurrence	Injury of the same type and at the same site as an index injury occurring within 2 months of returning to full participation after the index injury
Slight/minimal injury	Injury causing 0–3 days absence
Mild injury	Injury causing 4–7 days absence
Moderate injury	Injury causing 8–28 days absence
Severe injury	Injury causing >28 days absence
Traumatic injury	Injury with sudden onset and known cause
Overuse injury	Injury with insidious onset and no known trauma

Tableau 2 : Classification des types de blessure d'après Hagglund et al.(1)

Traumatic	
Sprain	Acute distraction injury of ligaments or joint capsules
Strain	Acute distraction injury of muscles and tendons
Contusion	Tissue bruise without concomitant injuries classified elsewhere
Fracture	Traumatic break of bone
Dislocation	Partial or complete displacement of the bony parts of a joint
Other	Injuries not classified elsewhere. Examples: wound, concussion, etc
Overuse	A pain syndrome of the musculoskeletal system with insidious onset and without any known trauma or disease that might have given previous symptoms (modified from Orava ⁵⁶)

Les accidents musculaires sont les blessures les plus fréquentes. Ils représentent 31% de l'ensemble des accidents traumatiques. Parmi eux, 96% sont d'origine

intrinsèque, c'est à dire résultant d'un étirement anormal ou d'une contraction forcée, le plus souvent en course excentrique ou en position d'allongement maximal, en opposition aux accidents dits extrinsèques consécutifs à un traumatisme direct (3). Quatre-vingt douze pourcents de ces blessures musculaires intrinsèques touchent le membre inférieur, dont :

- 37% concernent les muscles ischio-jambiers (IJ)
- 23% concernent les muscles adducteurs
- 19% concernent le muscle quadriceps
- 13% concernent le muscle triceps sural

Les pathologies micro-traumatiques représentent 28% des blessures au cours d'une saison (2). Elles sont définies par une apparition progressive des douleurs sans facteur déclenchant identifié. Soixante quinze pourcents de ces microtraumatismes surviennent durant un entraînement (4). Vingt sept pourcents de ces lésions concernent la région inguinale et 23% les membres inférieurs. Les tendinopathies, les bursites, les fractures de fatigues ou encore les chondropathies sont les lésions les plus fréquemment rencontrées.

B. Classifications des blessures musculaires intrinsèques :

De nombreuses classifications des blessures musculaires intrinsèques ont été décrites. La première, utilisée dans le langage sportif, est empirique. Elle a été proposée par Järvinen puis reprise par Labareyre (5,6). Elle a l'avantage d'être facilement utilisable en pratique courante. Elle différencie les blessures suivantes :

- La courbature, douleur globale du muscle (DOMS) qui survient 12 à 48 heures après un exercice musculaire le plus souvent excentrique,

- La contracture, qui survient en post effort immédiat et qui cède en quelques heures,
- L'élongation qui correspond à une lésion musculaire avec une atteinte des fibres musculaires et des lésions modérées du tissu de soutien, mais sans présence d'hématome à l'échographie,
- La déchirure ou claquage qui correspond à une atteinte importante des fibres musculaires, du tissu conjonctif, associé à un hématome.

La seconde classification est anatomo-clinique et a été décrite par Rodineau et Durey (7). Elle différencie :

- le stade 0 correspondant à une atteinte réversible de la fibre musculaire sans atteinte du tissu de soutien. La récupération est totale en quelques heures.
- Le stade 1, atteinte irréversible de quelques fibres musculaires aboutissant à leur nécrose, sans atteinte du tissu conjonctif de soutien. La récupération est totale en quelques jours.
- Le stade 2 : atteinte irréversible d'un nombre réduit de fibres musculaires et atteinte minime du tissu conjonctif de soutien. La récupération peut être obtenue en une dizaine de jours.
- Le stade 3 : atteinte irréversible de nombreuses fibres musculaires, atteinte marquée du tissu conjonctif de soutien et formation d'un hématome intramusculaire localisé. La récupération se fait en 4 à 12 semaines.
- Le stade 4 : rupture ou désinsertion musculaire complète. La récupération est longue et variable selon le muscle touché.

Cette différenciation anatomo-clinique a permis à Renoux et Brasseur de développer une nouvelle classification des lésions musculaires intrinsèques, cette fois-ci faite en

échographie et en IRM (8). Elle a pour but d'affiner la description lésionnelle en différenciant les lésions de la jonction myo-conjonctive (dites de type « m »), site préférentiel des lésions traumatiques intrinsèques, et les lésions centrées sur le tissu conjonctif (dites de type « c »). Pour ces 2 types de lésions, 4 grades croissants sont ainsi décrits, permettant de donner au patient une durée pronostique avant le retour sur le terrain.

Une seconde classification d'imagerie, appliquée en IRM, a été décrite par O'Donoghue (8,9). Il s'agit de la classification des lésions musculaires utilisée dans la nomenclature internationale de par sa simplicité et son excellente reproductibilité. Elle distingue 3 grades lésionnels. Le premier correspond à des lésions mineures à l'origine d'un hypersignal des fibres lésées sans solution de continuité des fibres ou désorganisation de l'architecture musculaire. Le grade 2 correspond aux ruptures musculaires partielles avec une rupture focale de quelques fibres musculaires et habituellement une petite collection hématique intra ou péri musculaire. Le grade 3 correspond à la rupture complète de la jonction myo-tendineuse ou myo-aponévrotique.

Récemment, la définition et la caractérisation des lésions musculaires occasionnées dans le cadre du football ont été uniformisées par l'UEFA (10). Il a ainsi été décidé que le nombre de jours d'arrêt du joueur serait le critère de gravité des lésions. Quatre niveaux de gravité ont ainsi été identifiés (Tableau 1) :

- Léger correspondant à 1 à 3 jours d'arrêt
- Mineur correspondant à 4 à 7 jours d'arrêt
- Modéré correspondant à 8 à 28 jours d'arrêt
- Majeur correspondant à plus de 28 jours d'arrêt.

En moyenne, une équipe de football professionnelle de 25 joueurs présente 50 blessures par saison, la moitié d'entre elles étant de sévérité légère ou mineure, l'autre moitié étant modérément sévère ou sévère (2).

C. Place de l'imagerie :

L'imagerie a une place de plus en plus importante dans le diagnostic de ces accidents traumatiques et micro-traumatiques. L'IRM et l'échographie sont les techniques d'imagerie permettant d'analyser ces lésions. De par sa disponibilité et son faible prix, l'échographie est la technique utilisée en première intention (8). Réalisée entre 48h et 72h après le traumatisme, elle donne des renseignements importants en particulier sur l'existence de perturbations de la structure musculaire et la présence d'un hématome intra ou péri musculaire (11). En revanche, sa réalisation immédiate après le traumatisme peut rendre le diagnostic plus difficile et risque de minimiser l'étendue lésionnelle (12). L'échographie est également utile au suivi de certaines lésions.

L'IRM est le plus souvent proposée en cas de discordance entre l'examen clinique et l'examen échographique, en cas de lésion grave identifiée en échographie et avant un avis chirurgical. Elle est également utile dans certaines topographies comme lors de traumatismes de la racine des membres afin de ne pas méconnaître une avulsion tendineuse (8).

D. Facteurs de risques, facteurs pronostiques :

1) Facteurs de risques intrinsèques :

Les 4 principaux facteurs de risque intrinsèques de lésions musculaires identifiés sont l'âge, les antécédents de lésion musculaire, le déséquilibre musculaire et la fatigue (13–16). Deux types de fatigues sont reconnues comme potentiellement à risque de blessure : la fatigue aiguë transitoire apparaissant après un effort important, et la fatigue cumulée au cours du match (13).

Plus spécifiquement, les facteurs de risque intrinsèques de blessures des IJ sont les suivants (8,12,15) :

- L'âge
- Les antécédents de blessures des muscles IJ,
- L'asymétrie de la force excentrique des muscles IJ >15%,
- L'asymétrie de longueur fonctionnelle de la jambe >1,8 cm.
- La diminution de l'amplitude en flexion de hanche homolatérale et la raideur du quadriceps homolatéral, facteur de risque de blessure des IJ dans le contexte du football amateur et chez les joueurs âgés mais pas dans le contexte professionnel (17).

Pour le quadriceps les facteurs de risque intrinsèques de blessures sont les suivants :

- L'augmentation du poids
- La petite taille
- L'asymétrie de force musculaire excentrique
- L'asymétrie de la souplesse des muscles quadriceps

Concernant les muscles adducteurs, les antécédents de blessures des adducteurs et le faible niveau des amplitudes articulaires en abduction et en rotation interne et externe de hanche ont été identifiés comme facteurs de risque (17).

La littérature concernant les facteurs de risque de lésions musculaires du psoas et des muscles obturateurs est en revanche pauvre.

2) Facteurs de risques extrinsèques :

Les principaux facteurs de risque extrinsèques de blessures musculaires sont le faible temps de récupération entre deux matchs et les grandes charges de travail lors des entraînements et des matchs (18).

3) Facteurs de risques de pathologies micro-traumatiques :

Concernant les pathologies micro-traumatiques, les facteurs de risque mis en évidence dans la littérature sont le sexe masculin, l'âge avancé, le poids, le haut niveau sportif et les antécédents de pathologies micro-traumatiques (19,20). La faiblesse musculaire des adducteurs de hanche et la réduction des amplitudes articulaires en abduction de hanche ont déjà été évoqués comme facteurs de risque spécifiques des pathologies micro-traumatiques inguinales (19).

E. Prévention :

Les mesures préventives des lésions musculo-tendineuses les plus utilisées en pratique sont le travail de renforcement musculaire excentrique et le travail

proprioceptif malgré leur faible niveau de preuve scientifique (13,18). Le travail d'étirement musculaire, souvent appliqué en pratique, n'a quant à lui jamais fait preuve de son efficacité sur la prévention de ces lésions.

La rééducation des déséquilibres musculaires révélés lors de tests isocinétiques par la comparaison des forces développées par des groupes musculaires agonistes et antagonistes en pré-saison a également montré une efficacité sur la prévention des lésions des muscles ischio-jambiers (16).

II. Le système EOS[®] :

A. Généralités :

L'appareil EOS[®] permet d'acquérir une image radiographique numérique de tout le squelette avec une dose d'irradiation très basse et de constituer dans la foulée un modèle volumique 3D des os radiographiés.

Ceci a été rendu possible grâce à la chambre proportionnelle multifilaire à Xénon inventée par le physicien français Georges CHARPAK, qui lui a valu le prix Nobel de physique en 1992 (21). Elle est intercalée entre la source de rayon X et les détecteurs terminaux. Ainsi, chaque rayon X émis par le tube radiogène stimule, à l'intérieur de cette chambre, un détecteur intermédiaire qui en réponse, émet un grand nombre de photons. Les photons vont, à leur tour, stimuler les détecteurs terminaux qui vont générer l'image numérique (22).

Cette invention a conduit l'équipe pluri disciplinaire du laboratoire de biomécanique de l'Ecole nationale supérieure des arts et métiers (Ensam) et du Laboratoire de

recherche en imagerie et orthopédie de Montréal à créer un nouvel appareil d'imagerie médical dénommé EOS[®] (23,24). Cet appareil permet la reconstruction d'une image 3D des structures osseuses par stéréoradiographie, à partir de deux radiographies 2D acquises simultanément dans 2 plans orthogonaux (une de face et une de profil de l'ensemble du corps) et dans un environnement calibré.

L'appareil EOS[®] comporte une cabine ouverte à base carrée de 2 mètres de côté et haute de 2,70 mètres (Figure 1).

Figure 1 : L'appareil EOS[®] d'après Dubousset et al.(23)



Le patient y est installé en position debout et positionne les membres supérieurs en ante-flexion des épaules à 90° avec les coudes et les avant-bras posés contre la

paroi située en face (22). Les pieds sont espacés d'environ 20 à 25 cm l'un de l'autre. La commande de l'appareil se fait depuis une console voisine de la cabine dont elle est séparée par un paravent plombé. L'acquisition de l'image radiographique résulte de la course verticale conjointe, de part et d'autre du patient, de la source de rayons X et du système de détection situés dans les parois de la cabine.

L'amplitude maximale de cette course est de 180 cm permettant de balayer de la plante des pieds jusqu'au sommet de la tête la majorité des patients. Elle dure environ 20 à 25 secondes pour un balayage du corps entier.

La stimulation des détecteurs est ensuite convertie en image numérique au format DICOM par une console informatique séparée.

B. Les avantages du système EOS® :

Le système EOS® possède plusieurs avantages, que sont sa bonne qualité d'image malgré une faible dose de radiation, l'étude de la statique en position debout, la possibilité de couvrir en même temps l'ensemble du rachis, du bassin et des membres inférieurs et enfin la possibilité de reconstruction 3D dans le plan axial.

1) Qualité de l'image :

La qualité de l'image est permise par un faisceau de rayon X collimaté empêchant le rayonnement diffusé, source de bruit en radiographie conventionnelle. La qualité de l'image est aussi attribuée à la suppression de la parallaxe déformant l'image

radiographique classique par un abord de l'objet radiographié orthogonal à chaque instant du déplacement du couple tube-détecteur.

La taille des pixels de 254 micromètres et les 30000 niveaux de gris rendent visibles des zones d'épaisseur différentes, des os et des parties molles, avec une adaptation au morphotype du patient et permettent d'obtenir une image de qualité (25).

Plusieurs études ont été menées dans le but d'évaluer la qualité de l'image obtenue en EOS® comparativement à la radiographie conventionnelle (24). L'image EOS® a été estimée comme équivalente ou supérieure à celle obtenue en radiographie conventionnelle lors de l'examen rachidien en dehors des processus épineux lombaires (25). En revanche il a été démontré que sa qualité est inférieure à la qualité de la radiographie conventionnelle pour l'examen du bassin et des membres inférieurs (26).

2) Faible dose de radiation :

Le deuxième avantage majeur est la réduction de la dose de rayonnements ionisants par l'effet multiplicateur de la chambre de Charpak, qui permet une réduction de dose dans un rapport de 1 à 10 pour le protocole standard et de 1 à 30 pour le protocole micro-dose par rapport à une radiographie numérique classique ; et dans un rapport allant, selon l'objet anatomique radiographié, de 1 à 50 par rapport au scanner X (22,25,27).

3) L'étude en position debout :

Autre avantage de ce système, l'acquisition d'image de la statique rachidienne et pelvienne en orthostatisme permet d'analyser l'attitude du rachis et des membres inférieurs dans des conditions physiologiques, ce que ne permettent pas le scanner ou l'IRM.

C. Les inconvénients du système EOS® :

Les inconvénients résultent notamment de la nécessaire immobilité du patient en position debout le plus souvent, ou assise, à l'origine de possibles erreurs ou de répétition de l'acquisition (24).

L'installation d'un même patient dans la cabine doit être identique à chaque examen, des différences de mesures intra individuelles de paramètres tels que la cyphose thoracique, la pente sacrée, l'axe sagittal vertical et l'inclinaison de la vertèbre T1 ayant été trouvées chez les patients suivis dans le cadre d'une scoliose idiopathique de l'adolescent (28).

L'étude sagittale des membres inférieurs peut être rendue difficile par leur superposition lors de l'acquisition de profil, corrigée en décalant légèrement un pied par rapport à l'autre mais en s'écartant alors de la position naturelle.

De plus, des erreurs de traçage manuel sont possibles lors du traitement 3D des images, notamment en cas de structures osseuses difficiles à discerner comme lors des déformations rachidiennes sévères.

D. Les applications cliniques actuelles :

Le système EOS® a aujourd'hui de nombreuses applications cliniques. La rachimétrie en est une des principales. Elle est appliquée dans la scoliose et de manière plus générale dans les troubles de la statique rachidienne, dans l'étude du rachis dégénératif, de l'ostéoporose vertébrale (29–32) ou encore lors du suivi des spondyloarthrites axiales (24,33). Ce système est particulièrement intéressant dans la scoliose, notamment dans la scoliose idiopathique de l'adolescent (SIA) nécessitant un suivi radiographique régulier et permettant, comme vu précédemment, une réduction considérable des doses de rayonnements ionisants (24,34–43), ainsi que l'étude de la rotation axiale du bassin (RAB) dont elle est responsable (44).

La radiomésure des membres inférieurs est également une application clinique de l'EOS® actuellement répandue dans le milieu de la chirurgie orthopédique. Elle comprend :

- la goniométrie, étudiée en 2D et en 3D dans le plan frontal et sagittal,
- la coxométrie, qui présente ici l'avantage d'être complétée par une étude des torsions fémorales (TF) et tibiales (TT). Elle est utilisée en chirurgie orthopédique en pré- et post-opératoire d'arthroplasties de genou ou de hanche afin d'apprécier par exemple l'orientation de l'implant acétabulaire par rapport au bassin (45).
- la mesure de la longueur des membres inférieurs segmentaire ou totale associée à la mesure de l'inclinaison latérale du bassin ou obliquité pelvienne (OP) (22,46,47).

Enfin le système EOS® a également permis le développement de l'étude de l'équilibre sagittal du bassin, devenu systématique pour tout bilan morpho-statique.

III.L'équilibre sagittal du rachis et du bassin :

A. Généralités :

La bipédie humaine est exclusive, stable et ergonomique (48,49). Elle a été rendue possible par une évolution importante du corps humain et notamment des structures portantes que sont le rachis, le bassin et les membres inférieurs (50). La colonne vertébrale humaine possède ainsi 3 courbures sagittales à la différence des autres primates qui n'en possèdent qu'une. Ces 3 courbures permettent au rachis d'être plus résistant, plus souple et plus apte à bénéficier d'un haubanage musculaire efficace, et le rendent ainsi mieux adapté à la station debout. Le bassin s'est redressé et élargi. Le sacrum lui s'est verticalisé, devenant un socle pour le rachis (50). Aux membres inférieurs, les hanches et genoux sont passés d'une position en flexion chez les primates à une position en extension maximale chez l'homme, par la verticalisation et l'allongement du fémur, un élargissement du plateau tibial proximal et une majoration de l'angle trochléen fémoral (50).

La statique frontale du rachis et du bassin est simple : le rachis est vertical, avec un axe médian passant à l'état normal par le milieu de la symphyse pubienne et du sacrum.

Dans le plan sagittal, la statique est complexe et fait intervenir des facteurs rachidiens, extra-rachidiens (muscles, fascias, viscères) et pelviens. Lors de la station debout, le bassin et le rachis adoptent une position d'équilibre et dessinent des courbures dans le plan sagittal (51). Cet équilibre résulte de l'action combinée de la pesanteur et des muscles sur les structures osseuses. Il est obtenu quand le centre de gravité du corps, localisé classiquement en regard de T9, se projette à

l'aplomb de l'arc postérieur des deux dernières vertèbres lombaires et en arrière des têtes fémorales. De manière physiologique, l'effort musculaire à son maintien est minimal. La position du bassin est l'élément central de l'équilibre sagittal sur le plan statique et dynamique en modifiant les courbures rachidiennes.

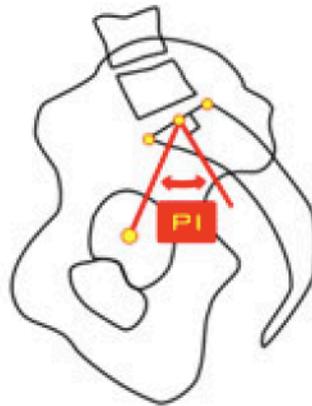
B. La statique sagittale du bassin :

1) Généralités :

La statique sagittale du bassin est caractérisée par 3 angles principaux mesurés sur une radiographie standard de bassin de profil ou sur une radiographie de type EOS[®] : l'incidence pelvienne (IP ou PI), la version pelvienne (VP ou PT) et la pente sacrée (PS ou SS).

2) L'incidence pelvienne :

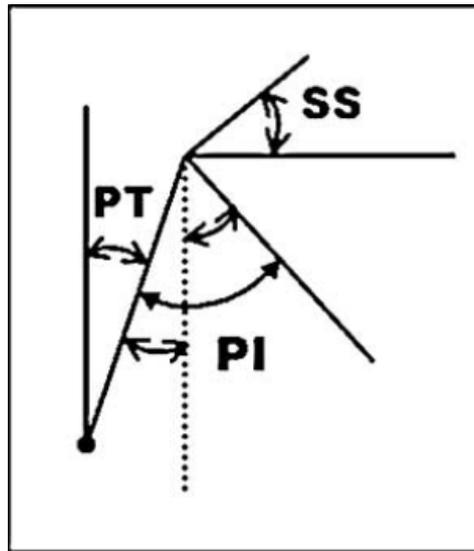
L'incidence pelvienne a été décrite par Duval-Beaupère et Legaye (52,53). Elle correspond à l'angle formé entre la perpendiculaire au plateau sacré en son centre et la droite qui joint ce point et le centre de l'axe bi-coxo-fémoral. Sa valeur normale est de $55^{\circ} \pm 10^{\circ}$ (54) (Figure 2).

Figure 2 : L'incidence pelvienne d'après Le Huec et al. (49)

Ce paramètre est la carte d'identité d'un individu pour l'équilibre économique de son rachis (55). Il s'agit d'une donnée anatomique constante, propre à chaque individu, fixée en fin de croissance et indépendante de la position du bassin (55).

Par une simple construction géométrique, on montre que cet angle correspond à la somme algébrique de 2 angles : la version pelvienne et la pente sacrée (Figure 3).

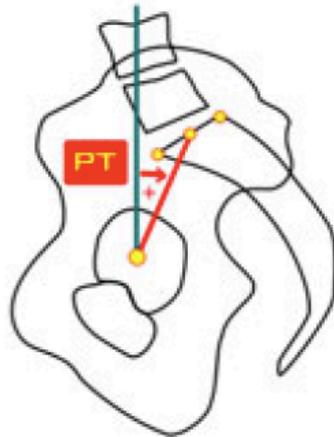
Figure 3 : Construction géométrique des paramètres pelviens d'après Vaz et al. (56)



Commentaire : Cette figure met en évidence la relation algébrique qui lie les 3 paramètres pelviens : IP (ou PI) = PS (ou SS) + VP (ou PT)

3) La version pelvienne :

La version pelvienne est l'angle compris entre la verticale et la droite qui joint le plateau sacré en son centre et le centre de l'axe bi-coxo-fémoral (Figure 4). Elle traduit la position du bassin dans l'espace. Debout, cet angle est ouvert vers l'arrière et est de $13^{\circ} \pm 6^{\circ}$ (54).

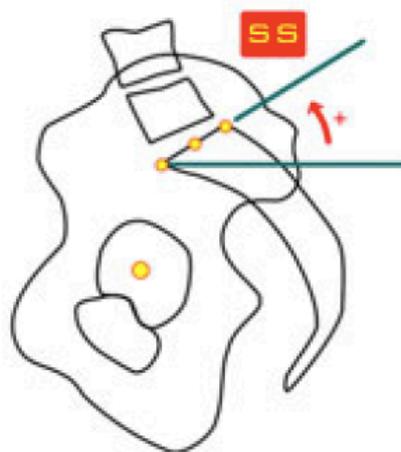
Figure 4 : La version pelvienne d'après Le Huec et al. (49)

Un angle élevé traduira une rétroversion du bassin. Dans cette position, le plateau sacré est horizontal et le corps du sacrum est vertical.

A l'inverse, une faible version pelvienne ou une version pelvienne négative traduira une antéversion du bassin.

4) La pente sacrée :

La pente sacrée est l'angle compris entre le plateau sacré et l'horizontale (Figure 5). Sa valeur normale est de $41 \pm 8^\circ$ (54). Son inclinaison conditionne celle du rachis lombaire sus-jacent (53).

Figure 5 : La pente sacrée d'après Le Huec et al. (49)

C. La statique sagittale du rachis :

Les courbures rachidiennes sont acquises, et apparaissent progressivement lors de la marche (57). Les angles sont habituellement mesurés selon la méthode de Cobb (angles formés par les droites tangentes aux plateaux des vertèbres extrêmes limitant une courbure donnée) (48). Ces courbures comprennent :

- la lordose lombaire qui, entre L1 et L5, fait en moyenne $41^{\circ} \pm 11^{\circ}$ chez l'homme et $46^{\circ} \pm 11^{\circ}$ chez la femme (54), et entre L1 et S1, fait en moyenne $61,4^{\circ} \pm 9,72^{\circ}$ chez les hommes et les femmes confondus (58). Elle est, comme vu précédemment, fortement liée à la pente sacrée et à l'incidence pelvienne,
- la cyphose thoracique dont la valeur normale entre T4 et T12 est de $40^{\circ} \pm 10^{\circ}$,
- la lordose cervicale,
- la gîte sagittale, angle formé par la verticale et un segment de droite joignant le centre des têtes fémorales et le centre de T9. Sa valeur normale est de

10°+/-3°. Elle renseigne sur l'économie de l'équilibre coxo-fémoral. Plus elle diminue, plus le tronc se projette en avant.

D. Relations entre la statique du bassin et du rachis :

L'incidence pelvienne étant fixe, la somme de la version pelvienne et de la pente sacrée est constante. Ainsi quand l'une augmente, l'autre diminue.

Pour une incidence donnée, la version pelvienne détermine la pente sacrée, qui détermine elle-même une position du rachis lombaire (53). Une forte incidence pelvienne détermine donc des courbures sagittales rachidiennes importantes avec notamment une lordose lombaire importante (55).

La possibilité de rotation du bassin autour de l'axe des têtes fémorales est un des meilleurs mécanismes de régulation de l'équilibre sagittal (59). La capacité de rétroversion du bassin d'un individu est limitée par la valeur de sa propre incidence pelvienne. Un patient ayant une petite incidence pelvienne aura une capacité réduite à compenser un déséquilibre sagittal par la rétroversion du bassin. En effet, le décalage postérieur du sacrum par rapport aux têtes fémorales est limité.

A l'inverse, un individu avec une valeur élevée d'incidence pelvienne en déséquilibre sagittal, aura des possibilités plus élevées de rétroversion du bassin et sera capable d'augmenter largement le décalage postérieur entre le sacrum et les têtes fémorales dans le plan sagittal.

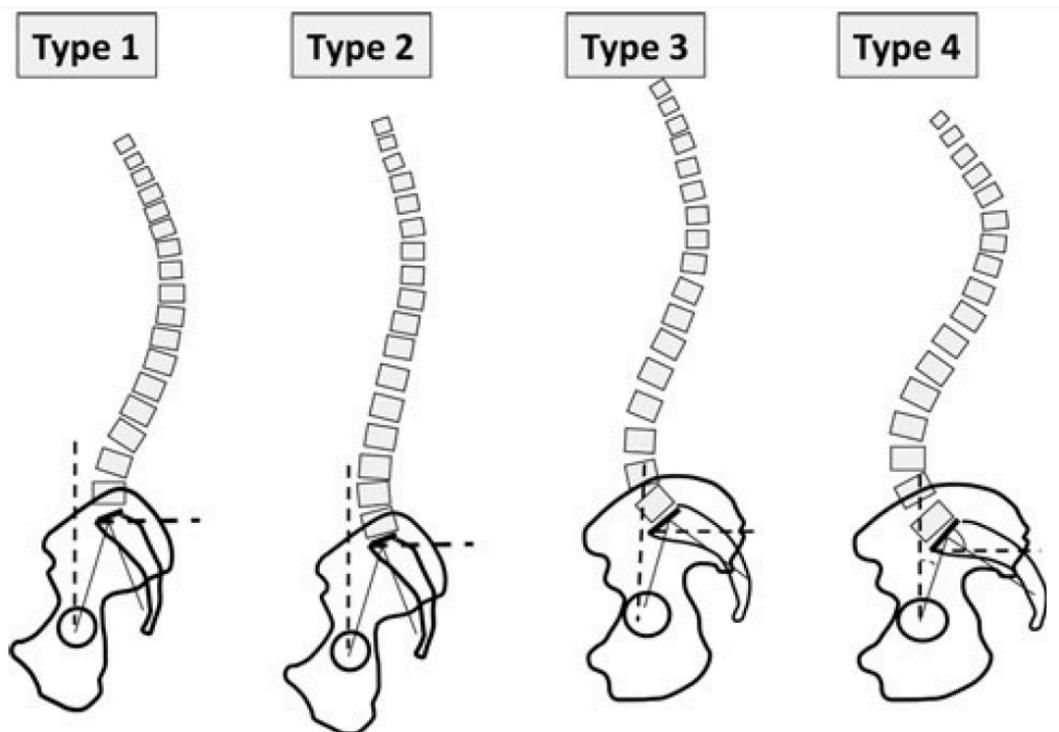
Cette chaîne dynamique aboutit normalement, comme vu précédemment, à un parfait équilibre sagittal où le poids du corps passe un peu en arrière de l'axe de rotations des têtes fémorales.

La finalité de cette organisation géométrique est mécanique, pour s'adapter aux contraintes de la station debout et de l'activité physique et répartir ces contraintes entre les différents disques et les articulaires postérieures. Ainsi, si la force de pesanteur est excentrée par rapport au segment vertébral, une force d'équilibration opposée est nécessaire, fournie par les muscles et ligaments antérieurs ou postérieurs. Sur chaque vertèbre, il s'exerce donc une force qui associe force de pesanteur et force d'équilibration.

Enfin, pour que ce système soit parfaitement économique pour l'organisme, la mobilité passive de toutes les articulations concernées doit être conservée et les capacités musculaires normales.

Certaines équipes ont mis en relation ces paramètres par des équations prédictives permettant de vérifier que la pente sacrée et la lordose lombaire sont adéquates par rapport à l'incidence pelvienne, dans la perspective d'une station debout économique, et dans le but de guider la rééducation et de mieux cibler la kinésithérapie (55). L'application de ces équations se limite actuellement au contexte pré-opératoire d'arthrodèses rachidiennes (60).

Une classification des lordoses lombaires en fonction de la pente sacrée a été proposée récemment par Roussouly (Figure 6) (61).

Figure 6 : Les 4 types de lordose d'après Roussouly et al. (61)

Il décrit 4 types de lordose :

- en cas de pente sacrée faible $<35^\circ$, la lordose lombaire peut être soit courte, incurvée et basculée en arrière (type 1), soit large, aplatie et peu basculée (type 2).
- en cas de pente sacrée entre 35° et 45° , la lordose est moyenne correspondant le plus souvent à la lordose anatomique (type 3).
- en cas de pente sacrée $>45^\circ$, la lordose augmente en angulation et en nombre de vertèbres (type 4).

IV. L'outil isocinétique :

A. Généralités :

Le concept de travail isocinétique a été introduit par Hislop et Perrine en 1967 (62). Les appareils d'isocinétisme sont d'abord apparus aux Etats Unis dans les années 1970 puis en France à partir des années 1980. Initialement utilisés chez les spationautes, ces appareils ont ensuite rapidement pris une place importante dans le milieu sportif professionnel, puis ont vu leurs indications s'étendre progressivement (63).

B. Fonctionnement :

Le fonctionnement des appareils d'isocinétisme repose sur deux principes (63):

- La maîtrise de la vitesse : on impose une vitesse constante au mouvement du segment de membre, au lieu de lui imposer une résistance fixe.
- L'asservissement de la résistance : la résistance varie et s'auto-adapte en tous points du mouvement par l'intermédiaire d'un frein électro-mécanique pour être égale à la force développée par le muscle, lorsque la vitesse présélectionnée est atteinte. On parle ici de vitesse angulaire pouvant aller de 0°/seconde à 400°/seconde.

Ils permettent de travailler selon les deux modes de contraction concentrique et excentrique, et d'obtenir une contraction musculaire maximale à vitesse constante sur l'amplitude totale du mouvement articulaire. Ce mouvement est unidirectionnel.

Ainsi lors d'un test portant sur le genou, le patient enchaîne les mouvements de flexion et extension ce qui permet d'évaluer le quadriceps et les ischio-jambiers.

Ils comportent 3 modules : le dynamomètre, les accessoires et le système

informatique qui assure l'analyse des résultats, leur visualisation par l'intermédiaire d'un écran et leur édition ou leur stockage (Figure 7).

Figure 7 : La machine d'isocinétique (www.medimex.fr)



Les paramètres évalués sont nombreux (Annexe 3) :

- Graphiques, par l'enregistrement de la courbe des moments de forces, construite à partir des deux paramètres suivants : en ordonnée le moment de force et en abscisse la position angulaire.
- Quantitatifs, par l'analyse du moment de force maximal (MFM) exprimé en Newton-mètre (Nm) correspondant au moment de force le plus élevé développé au cours du mouvement, du travail maximal exprimé en Joule (J) ou encore de la puissance musculaire maximale exprimée en Watt (W) (64).

La comparaison des MFM entre groupes homologues est intéressante en pratique. Elle permet de comparer chez un même sujet les forces développées par 2 groupes

musculaires homologues (par exemple la comparaison des muscles quadriceps droit et gauche) et d'exprimer les différences en pourcentage.

Les mesures isocinétiques permettent également de tester simultanément des groupes musculaires antagonistes et d'établir des ratios. Les ratios les plus classiques comparent les MFM des muscles antagonistes lors d'un même mode de contraction concentrique. Un ratio mixte, rapportant le MFM des muscles IJ en mode excentrique sur le MFM du muscle quadriceps en mode concentrique, a également été décrit (65). Il présente l'avantage d'être plus proche de la réalité fonctionnelle.

C. Application de l'outil isocinétique du genou dans le milieu sportif :

Cet outil est utilisé depuis de nombreuses années dans le milieu sportif professionnel, afin de détecter de manière préventive des déséquilibres musculaires et ainsi les rééduquer avant le début de la saison.

De nombreux auteurs s'accordent sur le fait qu'il existe un haut degré de corrélation entre une asymétrie de force musculaire pour des muscles homologues et le risque traumatique pour le groupe musculaire le plus faible. Ainsi une asymétrie significative entre muscles homologues peut être considérée comme pathologique (64).

Les ratios de MFM entre groupes antagonistes (comme par exemple le rapport IJ/quad lors d'un même mode de contraction concentrique ou lors de mode de contraction différents (ratio mixte)) sont également importants pour la mise en évidence d'un déséquilibre de la force musculaire (66). Il est admis qu'un ratio IJ excentrique à 30° par seconde / quadriceps concentrique à 240° par seconde

inférieur à 0,80 est à risque de blessures des muscles de la face postérieure de la cuisse (67). Cette remarque est très significative chez les sprinters en athlétisme et les footballeurs chez qui les ischio-jambiers luttent par une contraction excentrique contre une extension rapide et puissante du segment jambier.

V. Synthèse :

Depuis plusieurs années, l'étude de l'équilibre sagittal du rachis et du bassin se développe, notamment grâce à l'apparition de nouvelles technologies telle que le système EOS[®]. Ceci a permis de mieux connaître les paramètres pelviens clés de cet équilibre : l'incidence pelvienne, la version pelvienne et la pente sacrée. L'incidence pelvienne est fixée en fin de croissance. Elle conditionne les autres paramètres pelviens et rachidiens, ainsi que les capacités du bassin à s'adapter lors de déséquilibres sagittaux. Cet équilibre pelvi-rachidien est maintenu par les forces exercées par les muscles de la colonne, du pelvis et de la cuisse, muscles étroitement liés les uns aux autres.

L'intérêt de ces paramètres a été démontré dans de nombreux domaines, mais aucune étude ne les a encore reliés de manière directe à la traumatologie des sportifs.

Parallèlement, bien que les blessures pelvi-fémorales soient très répandues en traumatologie du sport et notamment dans le football, notre compréhension de leurs facteurs prédisposants est limitée.

Notre hypothèse est qu'il existe un lien entre l'équilibre sagittal du bassin et donc du rachis, et la survenue de lésions aiguës et micro-traumatiques du complexe pelvi-fémoral chez les footballeurs professionnels.

VI. Objectifs :

A. Objectif principal :

L'objectif principal de notre étude est donc de rechercher les liens existants entre la valeur des angles rachidiens et pelviens mesurés sur une radiographie EOS[®] et l'incidence des lésions aiguës et micro-traumatiques du complexe pelvi-fémoral en les séparant selon le type de lésion et la localisation.

La mise en évidence d'un tel lien nous permettrait dans un 1^{er} temps de repérer les morphotypes à risques de blessures, puis dans un second temps d'essayer de modifier cet équilibre sagittal par des mesures rééducatives à visée préventive.

B. Objectifs secondaires :

Les objectifs secondaires de notre étude sont :

- L'étude du lien entre l'importance des torsions fémorales en EOS[®] et l'incidence des blessures ipsilatérales, musculaires et tendineuses, du complexe pelvi-fémoral.
- L'étude du lien entre la valeur des angles rachidiens et pelviens mesurés sur radiographie EOS[®] et l'équilibre musculaire mesuré sur les tests isocinétiques.

- L'étude du lien entre la valeur des angles rachidiens et pelviens mesurés sur radiographie EOS[®] et l'origine ethnique.
- Tenter d'identifier des morphotypes radiographiques de joueurs en fonction de leur poste.

Patients et méthodes

I. Patients :

Ont été considérés tous les joueurs d'une équipe professionnelle de football de ligue 1 présents entre le début de la saison de 2011-2012 et la fin de la saison 2015-2016. Soixante seize joueurs ont appartenu à l'équipe au cours de ces 5 saisons.

A. Critères d'inclusion :

- Age supérieur à 18 ans
- Avoir réalisé un EOS[®] au cours des 5 saisons
- Avoir réalisé un test isocinétique en début de la saison au cours de laquelle a été réalisée l'EOS[®]

B. Critères d'exclusion :

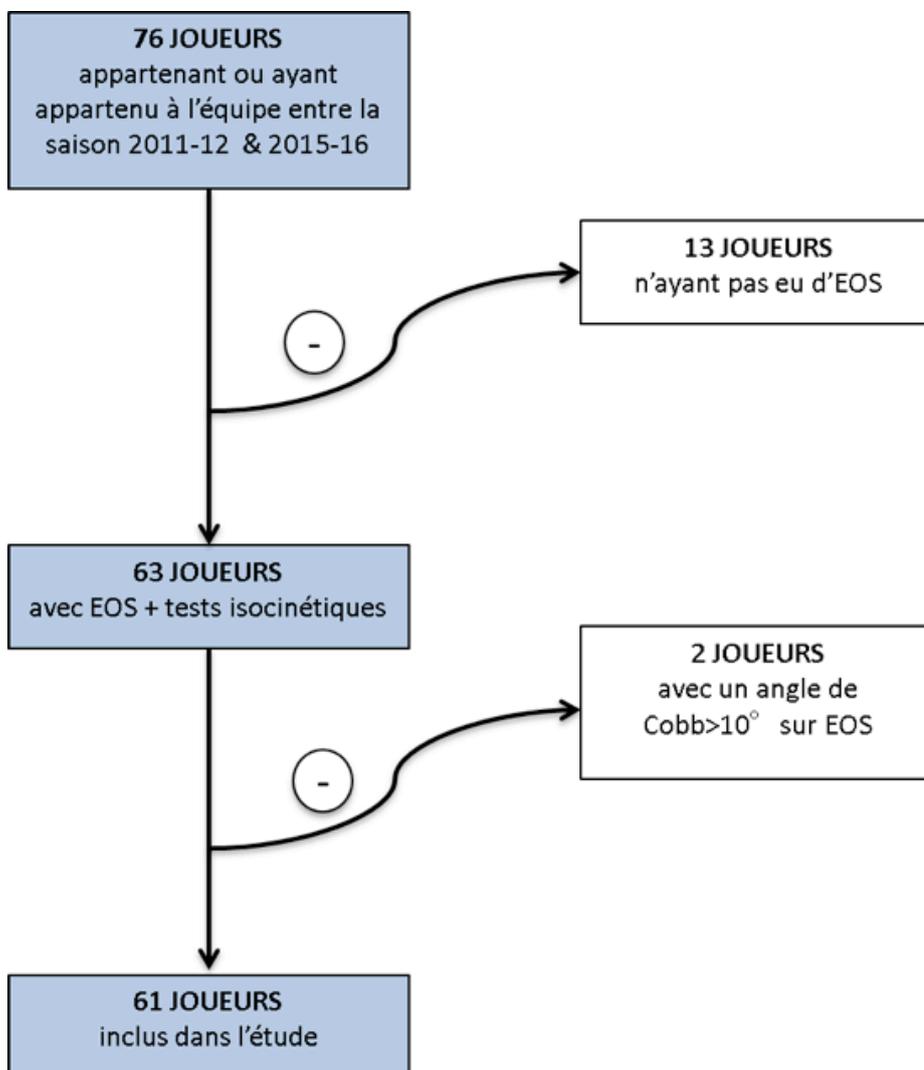
- Angle de Cobb > 10° sur l'EOS[®]

Ce critère se justifie par les déformations tridimensionnelles du rachis qu'il entraîne, pouvant perturber la balance sagittale pelvi-rachidienne (53).

C. Echantillon retenu :

Parmi les 76 joueurs, 63 avaient réalisé une radiographie EOS[®]. Deux d'entre eux avaient une scoliose avec un angle de Cobb > 10° et ont été exclus de l'étude. Au total, 61 joueurs ayant appartenu à l'équipe au cours d'une de ces 5 saisons ont été inclus dans l'échantillon (Figure 8).

Figure 8 : Flow chart de l'étude



II. Protocole :

A. Recueil des données cliniques :

Toutes les données cliniques dont le poids, la taille, la latéralité, l'âge, le poste et l'origine ethnique des joueurs, ont été recueillies exclusivement par le même médecin de l'équipe professionnelle de manière informatisée.

La latéralité du joueur correspond au membre inférieur dominant de frappe.

L'âge des joueurs utilisé dans notre étude correspond à l'âge lors de leur passage en EOS®.

Les temps de jeu sont collectés par le préparateur physique de l'équipe au cours de l'ensemble des matchs de Ligue 1, de Ligue Europa (ou UEFA Europa League) et de Championnat de France Amateur (CFA). Les temps de jeu en équipe nationale ne sont pas retenus pour notre étude, le joueur dépendant alors d'un autre staff médical et paramédical.

B. Protocole de réalisation des radiographies EOS® :

Un examen d'imagerie de type EOS® a été réalisé sur chacun des 61 joueurs au cours de l'une des 5 saisons à l'hôpital Jeanne De Flandre au CHRU de Lille.

Les images numériques obtenues ont fait l'objet d'un réglage optimal par le manipulateur en radiologie médicale. Les repères de radiomésure nécessaires à la mesure notamment de la lordose lombaire L1-S1, de la cyphose thoracique T4-T12, de l'obliquité pelvienne, de la bascule pelvienne, de l'incidence pelvienne, de la

penne sacrée, de la version pelvienne et des longueurs fémorales droites et gauches y ont été apposés, suivi de la reconstruction 3D de tous les niveaux ostéo-articulaires, puis de l'impression des documents film ou papier et de l'archivage numérique. Afin d'éviter de potentiels problèmes de reproductibilité inter-individuelle, un seul manipulateur en radiologie médicale a réalisé les réglages et repères de l'ensemble des joueurs. Le logiciel sterEOS[®], ayant en mémoire des modèles radioanatomiques, permet de potentialiser le procédé de modélisation volumique manuel. Ce travail nécessite actuellement une quinzaine de minutes de manipulation des images pour un rachis entier (22).

C. Recueil des blessures et diagnostic :

Toutes les blessures survenues au cours des saisons de 2011-2012 à 2015-2016 ont été répertoriées par le médecin de l'équipe en notant notamment :

- la date de la blessure,
- le coté de la blessure,
- l'âge du joueur au moment de la blessure,
- le mécanisme lésionnel que nous avons divisé, pour des raisons de simplification, en 5 catégories :
 - les lésions lors des accélérations/courses,
 - les lésions lors d'appui aux changements de direction,
 - les lésions lors des frappes de balle (toutes frappes, passes)
 - les lésions lors d'autres actions comprenant notamment les sorties aériennes et les contrôles,

- les lésions lors d'actions indéterminées.
- la présence d'un contact direct. Les blessures à contact n'ont pas été retenues pour notre étude.
- le nombre de jours d'arrêt avant la reprise des entraînements avec le groupe,
- la survenue en entraînement ou en match, que nous n'avons pas différencié dans le cadre de notre étude.
- le diagnostic lésionnel : toutes les blessures ont été diagnostiquées par un examen physique complet réalisé par le médecin de l'équipe, associé de manière systématique à un examen échographique réalisé sur place par le médecin. L'appareil d'échographie utilisé était de marque SonoSite / Fujifilm, de modèle X-Porte, et les sondes utilisées étaient de type linéaires avec des fréquences allant de 6 à 15 MHz. Le diagnostic était parfois précisé par une IRM en cas de besoin, réalisée alors 48h à 72h après le traumatisme, toujours dans le même centre de radiologie.

Deux types de blessures ont été pris en compte dans notre étude :

- les lésions musculaires aiguës, elles même divisées en 3 catégories : les courbatures / contractures, les lésions bénignes (correspondant aux stades léger, mineur et modéré de la classification de l'UEFA ou à un stade IRM de type 1 ou 2 de la classification de Renoux et Brasseur) et les lésions musculaires graves (correspondant au stade majeur de la classification de l'UEFA nécessitant un arrêt du joueur de plus de 28 jours et/ou un stade IRM de type 3). Les muscles pris en compte dans notre étude sont les muscles ischio-jambiers, quadriceps, psoas, obturateurs interne et externe, et les adducteurs.

- les lésions micro-traumatiques de type « pubalgies », qui se limitent ici à la prise en compte de l'atteinte des adducteurs et des arthropathies publiennes.

Les blessures du crâne, du rachis lombaire, dorsal, cervical, des membres supérieurs, des mains, des genoux, des jambes, des pieds, des chevilles et des hanches (de type coxopathies et conflits coxo-fémoraux) n'ont pas été prises en compte dans notre étude.

Cent quarante neuf blessures ont été relevées. Parmi ces 149 blessures, 30 ont été retrouvées comme discordantes entre le diagnostic clinique initial et le nombre de jours d'arrêt du joueur. Une IRM a été retrouvée pour 21 de ces blessures soient 70% des cas, permettant de préciser le diagnostic. Pour les 9 restantes, c'est le nombre de jour d'arrêt du joueur qui était pris en compte pour déterminer le stade de la lésion.

D. Protocole de recueil des données isocinétiques :

Les tests isocinétiques des genoux étaient réalisés au centre d'entraînement chaque début de saison par un des kinésithérapeutes. Seul celui réalisé au début de la saison au cours de laquelle était réalisée l'EOS[®] était pris en compte dans notre étude pour chacun des joueurs.

Ces tests étaient réalisés sur une machine de marque Con-Trex après un échauffement sur vélo de 10 minutes à faible résistance. Les objectifs et le déroulement du test étaient préalablement expliqués aux joueurs.

Les joueurs étaient en position assise, le dossier incliné à 90°. La profondeur de l'assise était réglée de manière à ce que le dos du joueur soit en contact avec le dossier et à laisser un espace de 2 cm entre le bord du siège et les jambes. L'axe du dynamomètre était aligné avec l'axe de rotation de l'articulation passant à travers les condyles fémoraux. La cuisse du membre inférieur testé était attachée par une sangle, avec un contre-appui tibial du côté controlatéral (Figure 9).

Figure 9 : Installation d'un joueur sur machine isocinétique Con-Trex durant l'exercice



Les tests étaient réalisés en mode concentrique sur les quadriceps et les Ischio-jambiers à 60°/seconde (3 répétitions), à 240°/seconde (5 répétitions) et en mode excentrique sur les ischio-jambiers à 30°/seconde (3 répétitions). Chaque test à chaque vitesse était précédé de la réalisation d'un essai de 3 répétitions sous-maximales. Le repos entre chaque série était de 60 secondes. En cas de coefficient de corrélation élevé, un test supplémentaire était réalisé. Les tests étaient réalisés avec stimulation verbale et sans rétrocontrôle visuel.

Les paramètres recueillis étaient le moment de force maximal (MFM, exprimé en Nm) des quadriceps et des ischio-jambiers à chaque vitesse, le ratio du moment de force des muscles ischio-jambiers sur celui du muscle quadriceps en mode concentrique à 240°/seconde (conc240 IJ/quad) et 60°/seconde (conc60 IJ/quad) de chaque côté, ainsi que le ratio mixte correspondant au rapport du moment de force des muscles ischio-jambiers en mode excentrique à la vitesse de 30°/s sur celui du muscle quadriceps en mode concentrique à la vitesse de 240°/s.

III. Analyse statistique :

Il s'agit d'une étude unicentrique de cohorte rétrospective de données collectées prospectivement.

Les analyses ont été réalisées par la cellule de bio-statistique du CHRU de Lille. Une analyse descriptive des données a d'abord été faite : les variables quantitatives sont présentées en moyennes et en écart-types, les variables qualitatives en effectif et fréquence.

Les incidences des blessures ont été calculées en divisant le nombre total de blessures par la somme des temps de jeu en match des joueurs. Elle est exprimée en nombre de blessures pour 1000 heures de jeu, avec un intervalle de confiance à 95%.

Pour l'analyse des relations entre les paramètres radiographiques EOS[®] et les incidences des blessures, un modèle de régression Binomial négative a été utilisé et ajusté car les conditions d'application du modèle de Poisson n'étaient pas respectées.

Pour l'analyse des relations entre les paramètres radiographiques EOS[®] et l'origine ethnique des joueurs, le test non paramétrique de Kruskal-Wallis a été utilisé.

Une méthode de classification de type analyse factorielle discriminante a ensuite été appliquée afin de classer les postes des joueurs selon les paramètres obtenus en EOS.

Les valeurs des 3 ratios isocinétiques ont été comparées entre les deux latéralités par le test non paramétrique de Wilcoxon.

Le test de corrélation Spearman a ensuite été utilisé pour l'analyse des relations entre les valeurs des ratios isocinétiques et les paramètres radiographiques thoraco-lombo-pelviens.

Le seuil de significativité a été fixé à $p < 0,05$ pour l'ensemble des analyses.

Résultats

I. Population :

A. Données démographiques des joueurs :

Les caractéristiques démographiques des 61 joueurs inclus dans notre étude sont présentées dans le tableau 3.

L'âge moyen des joueurs était de 24,5 ans +/- 4,9 ans, les âges extrêmes étant de 18 ans à 32 ans.

L'IMC moyen était de 23 kg/m² +/- 1,6 kg/m².

Concernant la répartition des postes, 33% des joueurs inclus dans l'étude avaient le poste d'attaquant, 31% de défenseur, 26% de milieu de terrain et enfin 10% de gardien.

Concernant la latéralité, 93% des joueurs avaient leur membre inférieur dominant de frappe droit contre 7% gauche.

Enfin concernant l'origine ethnique, 39% des joueurs étaient d'origine caucasienne, 39% d'origine africaine, 6,5% d'origine antillaise et sud américaine, 5% d'origine d'Afrique du nord, 3% d'origine réunionnaise et enfin 1,5% d'Amérique centrale.

Le temps de jeu moyen sur les 5 saisons était de 83,6 +/- 73,5 heures.

Tableau 3 : Caractéristique de la population (n=61)

Âge	24,5 +/- 4,9
IMC (kg/m²)	23 +/- 1,6
Poste	
Attaquant	20 (33)
Défenseur	19 (31)
Milieu de terrain	16 (26)
Gardien	6 (10)
Origine ethnique	
Caucasien	24 (39)
Africain	24 (39)
Nord africain	3 (5)
Antillais	4 (6,5)
Réunionnais	2 (3)
Amérique Centrale	1 (1,5)
Amérique Sud	4 (6,5)
Latéralité	
Droite	57 (93)
Gauche	4 (7)
Temps de jeu (heures)	83,6 +/- 73,5

Les données quantitatives sont exprimées en moyenne +/- écart-type, les données qualitatives en effectif (fréquence).

B. Description des blessures :

Nous avons comptabilisé un total de 149 blessures au cours des 5 saisons soit une moyenne de 2,4 blessures par joueur. La répartition des blessures est présentée dans le graphique 1.

1) Stade des lésions :

Au total, 94,6% des blessures étaient d'origine aigüe traumatique, contre 5,4% d'origine micro-traumatique. Parmi les blessures d'origine traumatique, 39% étaient des courbatures ou des contractures, 46% étaient des lésions bénignes et 10% des lésions sévères.

2) Muscles atteints :

Les muscles les plus fréquemment atteints étaient les muscles IJ avec un total de 63 blessures, soit 42,5% de l'ensemble des blessures et 44,7% des blessures aigües. Dix neuf étaient des courbatures ou contractures (30%), 36 des lésions bénignes (57%) et 8 des lésions graves (12,5%).

La deuxième localisation la plus fréquente était les muscles et tendons des adducteurs avec un total de 47 blessures soit 31,7% de l'ensemble des blessures. Parmi elles, 40 étaient aigües, dont 22 étaient des courbatures ou contractures (47%), 15 des lésions bénignes (32%), 3 des lésions graves (6,5%). Enfin 7 de ces blessures étaient des lésions micro-traumatiques.

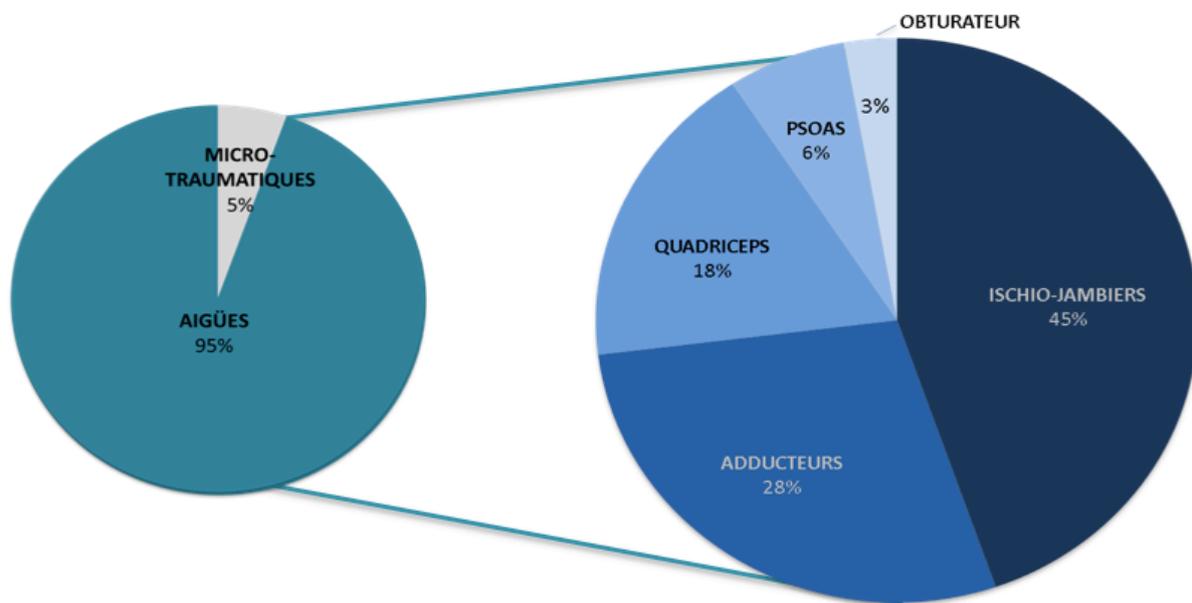
Vingt cinq blessures du muscle quadriceps ont été recensées, correspondant à 17% de l'ensemble des blessures et 17,7% des blessures aigües. Douze étaient des courbatures ou contractures (48%), 12 des lésions bénignes (48%) et 1 lésion était grave (4%).

Neuf blessures concernaient le muscle psoas soit 6% de l'ensemble des blessures et 6,4% des blessures aigües, dont 4 étaient des courbatures ou contractures (44%), 4 des lésions bénignes (44%) et 1 une lésion grave (11%).

Quatre des lésions concernaient les muscles obturateurs interne et externe, soit 2,7% de l'ensemble des blessures et 2,8% des blessures aiguës, dont 1 courbature ou contracture (25%), 1 lésion bénigne (25%) et 2 lésions graves (50%).

Nous avons enfin recensé 1 arthropathie pubienne d'origine micro-traumatique.

Graphique 1 : Répartition des blessures



C. Paramètres EOS® :

Les caractéristiques des paramètres sagittaux en EOS® des joueurs sont présentées dans le tableau 4.

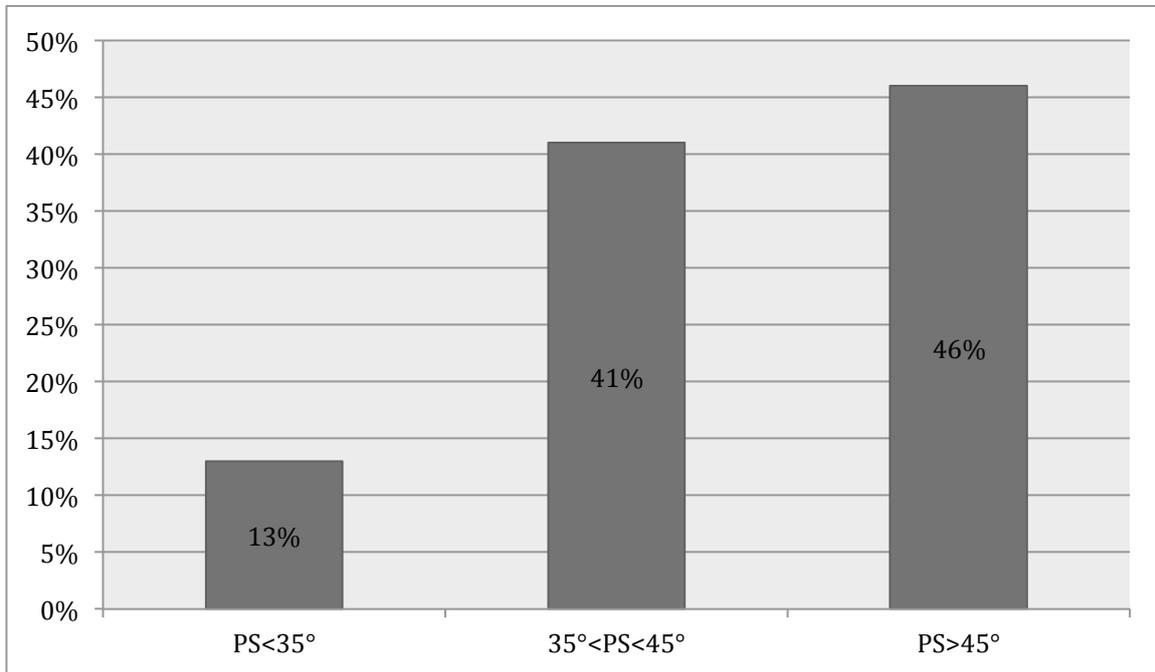
Tableau 4 : Caractéristiques des paramètres EOS® des joueurs

Cyphose T4-T12 (°)	30,8 +/- 7,9
Lordose L1-S1 (°)	57,5 +/- 10,6
Incidence pelvienne (°)	54,6 +/- 10,8
Version pelvienne (°)	9,08 +/- 5,6
Pente sacrée (°)	45,4 +/- 8,8
Obliquité pelvienne (mm)	4,4 +/- 4,1
Rotation axiale du bassin (°)	0,6 +/- 4
Torsion fémorale droite (°)	17,4 +/- 8,8
Torsion fémorale gauche (°)	17,8 +/- 9,8
Inégalité longueur membres inférieurs (cm)	0,6 +/- 0,4

Les données quantitatives sont exprimées en moyenne +/- écart-type

Nous avons étudié la répartition des pentes sacrées de nos joueurs en fonction de la classification de Roussouly (cf p. 25). Elle est présentée dans le graphique 2. Treize pourcent des joueurs avaient une pente sacrée <35°, 41% avaient une pente sacrée comprise entre 35° et 45° et enfin 46% des joueurs avaient une pente sacrée >45°.

Graphique 2 : Répartition des pentes sacrées d'après la classification de Roussouly et al. (61)



II. Incidence des blessures :

L'incidence globale des blessures était de 32 blessures en match et entraînement pour 1000 heures de jeu en match. Parmi elles, nous avons trouvé une incidence d'environ 3 blessures graves pour 1000 heures de jeu, et 1,5 blessures d'origine micro-traumatiques pour 1000 heures de jeu.

L'incidence des blessures latéralisées à gauche était de 15 pour 1000 heures de jeu, contre 14 pour 1000 heures de jeu à droite.

III. Critère de jugement principal : Lien entre les paramètres EOS[®] et incidence des blessures du complexe pelvi-fémoral :

A. Paramètres EOS[®] et incidence globale des blessures :

Les résultats concernant la relation entre les paramètres EOS[®] et l'incidence globale des blessures sont présentés dans le tableau 5. Nous avons trouvé une relation statistiquement significative entre la valeur de la version pelvienne (VP) et l'incidence de survenue de toutes les blessures confondues ($p = 0,02$). Les valeurs élevées de cette variable conduisent à une diminution moyenne de l'incidence du nombre de blessures (coefficient dans la régression négatif à $-0,092$). Il n'y a pas de lien trouvé pour les valeurs des paramètres rachidiens T4-T12 et L1-S1 ($p=0,18$ et $p=0,21$ respectivement), des autres paramètres pelviens (IP, OP, RAB) ni pour les inégalités de longueur des membres inférieurs.

Tableau 5 : Relations entre les paramètres radiographiques sagittaux en EOS[®] et l'incidence globale des blessures (n=61)

Variables	Coefficients	Erreur standard	P value
T4-T12	0.0213	0,016	0.1869
L1-S1	-0.0326	0,025	0.2087
IP	0.0346	0,030	0.2500
VP	-0.0924	0,040	0.0224 *
OP	0.0074	0,033	0.8222
RAB	-0.0388	0,028	0.1739
Inégalité longueur membres inférieurs	0.1141	0,307	0.7108

Commentaire : astérisque (*) en cas de significativité statistique ($p < 0,05$)

B. Paramètres EOS[®] et incidence des blessures musculotendineuses des adducteurs :

Les résultats sont présentés dans le tableau 6. Aucun des paramètres sagittaux en EOS[®] n'a été corrélé de manière significative à l'incidence des blessures musculotendineuses des adducteurs.

Tableau 6 : Relations entre les paramètres radiographiques sagittaux en EOS[®] et l'incidence des blessures des adducteurs (n=61)

Variables	Coefficients	Erreur standard	P value
T4-T12	0.0538	0,033	0.112
L1-S1	-0.0740	0,053	0.163
IP	0.0766	0,060	0.209
VP	-0.1317	0,084	0.117
OP	-0.0292	0,072	0.686
RAB	-0.0018	0,059	0.976
Inégalité longueur membres inférieurs	0.8355	0,635	0.188

Commentaire : astérisque (*) en cas de significativité statistique (p <0,05)

C. Paramètres EOS[®] et incidence des blessures des muscles IJ :

Les résultats concernant la relation entre les paramètres EOS[®] et l'incidence des blessures des muscles IJ sont présentés dans le tableau 7. Aucun lien statistiquement significatif n'a été trouvé entre les paramètres rachidiens et pelviens en EOS[®] et l'incidence des blessures des muscles IJ.

Tableau 7 : Relations entre les paramètres radiographiques sagittaux en EOS[®] et l'incidence des blessures des IJ (n=61)

Variables	Coefficients	Erreur standard	P value
T4-T12	0.0196	0,025	0.435
L1-S1	0.0011	0,040	0.978
IP	-0.0215	0,047	0.652
VP	-0.0106	0,065	0.871
OP	-0.0007	0,055	0.887
RAB	-0.0383	0,042	0.370
Inégalité longueur membres inférieurs	0.5267	0,463	0.255

Commentaire : astérisque (*) en cas de significativité statistique (p <0,05)

D. Paramètres EOS[®] et incidence des blessures des muscles quadriceps :

Les résultats concernant la relation entre les paramètres EOS[®] et l'incidence des blessures du quadriceps sont présentés dans le tableau 8. Aucun lien statistiquement significatif n'a été trouvé entre les paramètres rachidiens et pelviens en EOS[®] et l'incidence des blessures du quadriceps.

Tableau 8 : Relations entre les paramètres radiographiques sagittaux en EOS[®] et l'incidence des blessures des quadriceps (n=61)

Variables	Coefficients	Erreur standard	P value
T4-T12	-0.1582	0.1130	0.1617
L1-S1	0.2613	0.1824	0.1520
IP	-0.5543	0.3207	0.0839
VP	0.6976	0.4485	0.1199
OP	0.2238	0.3440	0.5152
RAB	0.1782	0.2156	0.4086
Inégalité longueur membres inférieurs	-9.2380	6.3671	0.1468

Commentaire : astérisque (*) en cas de significativité statistique (p <0,05)

E. Paramètres EOS[®] et incidence des blessures des muscles psoas :

Les résultats sont présentés dans le tableau 9. Nous avons trouvé une tendance non statistiquement significative entre la version pelvienne et l'incidence des blessures du muscle psoas avec $p=0,0598$, ainsi qu'entre l'incidence pelvienne et l'incidence des blessures du muscle psoas avec $p=0,06$.

Tableau 9 : Relations entre les paramètres radiographiques sagittaux en EOS[®] et l'incidence des blessures des psoas (n=61)

Variables	Coefficients	Erreur standard	P value
T4-T12	0.0461	0.059	0.4374
L1-S1	-0.0864	0.087	0.3223
IP	0.1874	0.099	0.0600
VP	-0.2599	0.138	0.0598
OP	-0.0140	0.115	0.9035
RAB	-0.0861	0.100	0.3901
Inégalité longueur membres inférieurs	0,2289	1.208	0.8497

Commentaire : astérisque (*) en cas de significativité statistique ($p < 0,05$)

F. Paramètres EOS[®] et incidence des blessures des muscles obturateurs :

Les résultats concernant la relation entre les paramètres EOS[®] et l'incidence des blessures des muscles obturateurs sont présentés dans le tableau 10. Aucun lien statistiquement significatif n'a été trouvé entre les paramètres rachidiens et pelviens en EOS[®] et l'incidence des blessures des obturateurs.

Tableau 10 : Relations entre les paramètres radiographiques sagittaux en EOS[®] et l'incidence des blessures des obturateurs (n=61)

Variables	Coefficients	Erreur standard	P value
T4-T12	-0,1582	0,113	0.1617
L1-S1	0,2613	0,182	0.1520
IP	-0,5543	0.320	0.0839
VP	0,6976	0.448	0.1199
OP	0,2238	0.344	0.5152
RAB	0,1782	0.215	0.4086
Inégalité longueur membres inférieurs	-9,2380	6,367	0.1468

Commentaire : astérisque (*) en cas de significativité statistique (p <0,05)

G. Paramètres EOS[®] et incidence des blessures micro traumatiques :

Les résultats concernant la relation entre les paramètres EOS[®] et l'incidence des blessures micro-traumatiques sont présentés dans le tableau 11. Aucun lien statistiquement significatif n'a été trouvé entre les paramètres rachidiens et pelviens en EOS[®] et l'incidence des blessures micro-traumatiques.

Tableau 11 : Relations entre les paramètres radiographiques sagittaux en EOS[®] et l'incidence des blessures micro-traumatiques (n=61)

Variables	Coefficients	Erreur standard	P value
T4-T12	0.0563	0,092	0.5407
L1-S1	-0.1745	0,149	0.2420
IP	0.1950	0,165	0.2390
VP	-0.3479	0,214	0.1040
OP	-0.0083	0,193	0.9656
RAB	-0.0092	0,168	0.9561
Inégalité longueur membres inférieurs	-1,7055	1,938	0.3788

Commentaire : astérisque (*) en cas de significativité statistique (p <0,05)

IV. Critères de jugement secondaires :

A. Liens entre torsions fémorales en EOS[®] et blessures ipsilatérales :

Les résultats sont présentés dans le tableau 12. Aucun lien statistiquement significatif n'a été trouvé entre les torsions fémorales mesurées en EOS[®] et l'incidence des blessures aiguës et micro-traumatiques ipsilatérales des muscles IJ, adducteurs, quadriceps, psoas et obturateurs.

Tableau 12 : Relations entre les torsions fémorales gauche et droite en EOS[®] et l'incidence des blessures ipsilatérales (n=61)

Variables	Coefficients	Erreur standard	P value
TFG	-0,0224	0,015	0.155
TFD	0,0092	0,017	0.594

Commentaire : astérisque (*) en cas de significativité statistique ($p < 0,05$)

B. Lien entre les paramètres radiographiques sagittaux en EOS[®] et l'équilibre musculaire sur les tests isocinétiques :

Les résultats sont présentés dans le tableau 13. Le test de corrélation de Spearman a été appliqué après avoir vérifié l'absence de différence significative entre les cotés droit et gauche pour les 3 ratios par le test non paramétrique de Wilcoxon.

Les corrélations trouvées entre les valeurs des angles sagittaux rachidiens et pelviens en EOS[®] et les moyennes des 3 ratios mesurés lors des tests isocinétiques sont faibles (coefficients de corrélation R compris entre -0,5 et +0,5).

Une seule des corrélations est significative. Elle correspond au coefficient $-0,340$ entre la moyenne du ratio concentrique IJ/Quad à $60^\circ/s$ et l'angle T4-T12, avec $p = 0.015$. Quand l'angle T4-T12 a des grandes valeurs par rapport à sa moyenne, la moyenne du ratio concentrique IJ/Quad à $60^\circ/s$ a des valeurs plus petites que la moyenne. Nous avons calculé que 10% de l'information contenue dans T4-T12 est expliquée par moyenne du ratio concentrique IJ/Quad à $60^\circ/s$ ou inversement.

Tableau 13 : Relations entre les paramètres radiographiques EOS[®] sagittaux et les ratios isocinétiques (n=61)

Variables	T4-T12	L1-S1	IP	PS	VP
conc60 IJ/quad	-0.340 (p=0,015 *)	0.052 (p=0,128)	0.214 (p=0,128)	0.237 (p=0,128)	0.030 (p=0,128)
conc240 IJ/quad	-0.202 (p=0,128)	0.007 (p=0,128)	0.179 (p=0,128)	0.179 (p=0,128)	-0.011 (p=0,128)
Ratio mixte	-0.095 (p=0,128)	-0.040 (p=0,128)	-0.018 (p=0,128)	0.033 (p=0,128)	-0.027 (p=0,128)

Test de corrélation Spearman entre les moyennes des ratios isocinétiques et les paramètres rachidiens sagittaux en EOS[®], après comparaison des valeurs des ratios entre chaque côté par le test non paramétrique de Wilcoxon.

Astérisque (*) en cas de significativité statistique ($p < 0,05$)

C. Paramètres EOS[®] et caractéristiques de la population :

Les paramètres EOS[®] des joueurs ont été mis en relation avec certaines caractéristiques de la population (cf. tableau 3). Nous avons tout d'abord étudié le lien entre les paramètres EOS[®] et l'origine ethnique des joueurs. Les résultats sont présentés dans le tableau 14. Aucune relation statistiquement significative n'a été trouvée entre les paramètres rachidiens et pelviens en EOS[®] et l'origine ethnique des joueurs.

Tableau 14 : Relations entre les paramètres sagittaux en EOS[®] et l'origine ethnique (n=61)

Variables	Indice de KW	P value
T4-T12	3,2874	0,1933
L1-S1	1,3629	0,5059
IP	0,2884	0,8657
PS	0,0623	0,9693
VP	0,8201	0,6636
OP	1,9626	0,3748
RAB	2,5303	0,2822
Inégalité longueur membres inférieurs	3,0772	0,2147

Commentaire : Test de Kruskal-Wallis ; astérisque (*) en cas de significativité statistique (p<0,05)

Nous avons ensuite utilisé une méthode de classification de type analyse factorielle discriminante afin d'identifier des morphotypes radiographiques sagittaux des joueurs en fonction du poste du joueur dans l'équipe, qui n'a pas relevé de spécificités.

Discussion

L'objectif principal de notre étude était de rechercher les liens entre la valeur des angles sagittaux rachidiens et pelviens mesurés en EOS[®] et l'incidence des lésions aiguës et micro-traumatiques du complexe pelvi-fémoral. La finalité de ce travail était de repérer les morphotypes rachidiens et/ou pelviens à risque de blessure, afin de les corriger de manière préventive en proposant une rééducation adaptée.

Nous avons trouvé un lien statistiquement significatif entre l'incidence globale des blessures aiguës et micro-traumatiques du complexe pelvi-fémoral et la valeur de la version pelvienne. Une version pelvienne élevée est associée à une plus faible incidence des blessures. Une tendance non significative a été trouvée entre l'incidence des blessures du muscle psoas et l'incidence pelvienne d'une part, et entre l'incidence des blessures du muscle psoas et la version pelvienne d'autre part. Une faible corrélation a été trouvée entre le paramètre rachidien T4-T12 en EOS[®] et le ratio IJ/Quad en mode concentrique à 60°/s.

I. Intérêts de l'étude :

Malgré de nombreuses limites, cette étude présente plusieurs intérêts. Premièrement, les blessures pelvi-fémorales sont fréquentes chez les footballeurs professionnels, avec des conséquences multiples (2). Cependant les connaissances actuelles de leurs facteurs de risques et de leurs mesures préventives sont limitées. Pour le joueur, ces blessures entraînent un nombre de jours d'arrêt important sur la saison (2). Elles sont responsables de récives et de douleurs chroniques, elles même

responsables de conséquences sur la carrière du joueur (19,68). Ces blessures ont également un retentissement sur le club d'appartenance, affectant négativement la performance de l'équipe (69). Enfin, chaque période d'arrêt des joueurs a des conséquences financières importantes (70,71). Il apparaît donc important de mieux comprendre et connaître les facteurs de risque de blessures, et de pouvoir les prendre en charge de manière préventive.

Il s'agit à notre connaissance, de la première étude mettant en relation directe la pathologie traumatique aigüe du sportif avec l'équilibre sagittal du rachis et du bassin. Elle ouvre donc de nouvelles perspectives dans ce domaine. L'intérêt de l'équilibre sagittal du rachis et du bassin en traumatologie du sport avait cependant déjà été évoqué dans le cadre des lésions rachidiennes telles que les discopathies et les spondylolisthesis, des lésions pelviennes telles que les conflits antérieurs de hanche, et dans le cadre des pubalgies (51).

II. Résultats de l'étude :

A. Population :

Notre étude concerne exclusivement les joueurs de football professionnels. Soixante et un joueurs ont été inclus. L'âge moyen des joueurs était de 24,5 ans +/- 4,9 ans, et l'IMC moyen était de 23 kg/m² +/-1,6 kg/m². Ces données sont représentatives de la population des footballeurs professionnels, Ekstrand retrouvant en 2011 lors d'une étude portant sur 51 équipes professionnelles européennes un âge moyen de 25,3 ans et un IMC moyen de 23,6 kg/m² (3).

Le temps de jeu moyen de nos joueurs en match était de 83,6 +/- 73,5 heures sur les 5 saisons soit environ 17 heures par saison, ce qui est en dessous du temps d'exposition en match retrouvé par Ekstrand chez 2299 joueurs européens, qui était de 38h de match par saison par joueur (3). Les joueurs étudiés ont donc des temps de jeu inférieurs à la moyenne européenne, ce qui peut s'expliquer par une plus forte proportion de jeunes joueurs dans notre échantillon, joueurs moins souvent sélectionnés en match que les autres. Ceci est également à l'origine d'une grande variabilité des temps de jeu.

B. Description des blessures :

Nous avons calculé une incidence de 32,4 blessures en match et entraînement/1000 heures de jeu en match. Les résultats des incidences des blessures retrouvés dans la littérature sont variables. Toujours dans l'étude d'Ekstrand, une incidence de 2,48 blessures/1000 heures de jeu était trouvée (3). Ce chiffre concernait les blessures musculaires exclusivement, rapportées sur le temps de jeu total en match et en entraînement des joueurs. Les blessures tendineuses et micro-traumatiques n'étaient quant à elles pas prises en compte. Walden et al. trouvaient une incidence de 9,4 blessures pour 1000 heures de jeu en match et en entraînement (72). Toutes les blessures aiguës, chroniques, micro-traumatiques et toutes les localisations étaient prises en compte.

Une part importante de cet écart peut être expliqué par le fait que nous avons retenu les blessures musculaires et les blessures tendineuses, aiguës et micro-traumatiques, survenues en match et en entraînement. Pour le calcul de l'incidence, nous avons rapporté ce chiffre au temps de jeu total des joueurs en match. Les

temps de jeu en entraînement n'ont pas pu être pris en compte car ils n'étaient pas relevés de manière systématique, ce qui augmente significativement l'incidence des blessures.

En calculant l'incidence des blessures survenues en match uniquement, rapportée au temps de jeu en match, nous retrouvons une incidence de 14 blessures/1000h de jeu en match, ce qui est en dessous de l'incidence rapportée en match dans la littérature, comprise entre 24,9 et 34,8 blessures/1000 heures de match (72). Larruskain et al. ont trouvé une incidence des blessures de 29,86/1000h de match chez les footballeurs professionnels (73). Cela concernait toutes les blessures aiguës directes et indirectes, chroniques et micro-traumatiques, comprenant les blessures musculaires, tendineuses, fracturaires ou encore ligamentaires.

En nous basant sur les études prenant en compte les temps de jeu des joueurs par saison en match et en entraînement, nous constatons que le temps de jeu total (entraînement plus match) représente en moyenne 5 fois le temps de jeu en match (3,72,73). Si nous calculons l'incidence des blessures de nos joueurs en considérant un temps de jeu total (match et entraînement) égal à 5 fois le temps de jeu en match, nous obtenons une incidence des blessures de 4,83 blessures pour 1000 heures de jeu en match et entraînement, qui se rapproche alors de la littérature.

Il est intéressant de noter que les blessures concernent à part égale les membres inférieurs de frappe et d'appui, l'incidence des blessures du membre inférieur gauche étant de 15/1000h de jeu, et du membre inférieur droit de 14/1000h de jeu. Ces résultats semblent correspondre à ceux retrouvés par Ekstrand et al., qui retrouvaient une part quasi égale d'atteinte des muscles du membre inférieur de frappe et d'appui, en dehors du quadriceps pour lequel 60% des lésions musculaires

intrinsèques concernaient le membre inférieur de frappe (3).

Au final, seules 5,4% des blessures étaient d'origine micro-traumatiques, contre plus de 25% de l'ensemble des blessures habituellement retrouvés dans la littérature (2,74,75). La principale explication est que seules les blessures nécessitant au moins 24h d'arrêt d'un joueur étaient recensées dans la base de données. Or les pathologies micro-traumatiques sont responsables de douleurs d'intensité progressivement croissante, à l'origine d'une réduction des performances des joueurs mais sans entraîner un arrêt systématique du joueur (74). Il semble donc probable qu'un certain nombre de joueurs présentant des douleurs liées à une pathologie micro-traumatique puissent avoir continué à jouer en recevant des soins en parallèle. Ceci est à l'origine d'une sous estimation du nombre de pathologies micro-traumatiques comme montré récemment par Haroy et al. dans le cas des pubalgies (76). Cela rejoint le constat de Yang et al. qui trouvaient un temps d'arrêt de jeu des joueurs lors de micro-traumatismes nettement inférieur à celui des blessures aiguës, expliqué par le fait que les joueurs atteints de ces pathologies reprennent les entraînements et matchs avant la récupération complète, malgré les douleurs persistantes (74).

Le très faible nombre de lésions micro-traumatiques est également expliqué par le fait que plusieurs blessures concernées, même avec plus de 24h d'arrêt, ont affecté des joueurs qui n'ont pas fait l'objet d'une radiographie EOS[®] et qui ont donc été exclus de l'étude. C'est ainsi que des lésions du muscle grand droit de l'abdomen ou encore les hernies musculaires n'ont pas été incluses. Compte tenu de ce biais affectant l'échantillon, les résultats de notre étude concernent essentiellement les pathologies musculaires aiguës.

C. Description des paramètres EOS® :

Concernant les paramètres rachidiens, nous avons obtenu chez nos joueurs une cyphose thoracique T4-T12 moyenne de $30,8^{\circ} \pm 7,9^{\circ}$. Elle est nettement inférieure à la moyenne obtenue dans la population générale chez 300 sujets asymptomatiques, mesurée à $40^{\circ} \pm 10^{\circ}$ (54).

La lordose lombaire L1-S1 moyenne trouvée chez nos joueurs était de $57,5^{\circ} \pm 10,6^{\circ}$. Elle est proche mais légèrement inférieure aux valeurs moyennes trouvées dans la population générale chez 160 sujets asymptomatiques de sexe masculin et féminin, qui est de $61,4^{\circ} \pm 9,72^{\circ}$ (58).

Concernant les paramètres pelviens, l'incidence pelvienne moyenne des joueurs était de $54,6^{\circ} \pm 10,8^{\circ}$. Elle est superposable à celle de la population générale chez qui la norme est fixée à $55^{\circ} \pm 10^{\circ}$ (54). La version pelvienne moyenne des joueurs était de $9,1^{\circ} \pm 5,6^{\circ}$ ce qui est proche mais inférieur à la norme retenue chez les sujets asymptomatiques qui est de $13^{\circ} \pm 6^{\circ}$. Enfin la pente sacrée moyenne de nos joueurs était de $45,4^{\circ} \pm 8,8^{\circ}$, ce qui est proche mais supérieur à la norme de la population générale fixée à $41 \pm 8^{\circ}$ (54).

Ces résultats sont en accord avec ceux obtenus par l'équipe de Wodecki, qui a étudié la statique rachidienne et pelvienne de 31 footballeurs amateurs en comparaison à 47 sujets sédentaires (77). Les résultats mettaient en évidence chez les footballeurs une incidence et une pente sacrée plus élevées que chez les sujets du groupe témoin, et à l'inverse une cyphose thoracique et une version pelvienne moins importantes. Ce morphotype est proche de celui trouvé chez les patients ayant un spondylolisthésis par lyse isthmique (78–80).

La lordose lombaire des footballeurs mesurée par l'équipe de Wodecki était, contrairement à celle de nos joueurs, légèrement plus marquée que celle des non sportifs, mais de manière non significative. Une partie de cette différence peut être expliquée par le fait que la population sportive étudiée par Wodecki concernait des footballeurs non professionnels, âgés en moyenne de 30 ans à la différence de nos joueurs, professionnels, et dont l'âge moyen est de 24,5 ans.

D. Lien paramètres EOS[®] / Incidence des blessures :

Un lien statistiquement significatif a été trouvé entre la valeur de la VP et l'incidence globale des blessures avec $p=0,0224$. En revanche, nous n'avons pas trouvé de lien statistique entre cette VP et l'incidence des blessures musculo-tendineuses aiguës et micro-traumatiques prises indépendamment : celles des IJ, quadriceps, adducteurs, psoas, obturateurs interne ou externe, symphyse pubienne. Seule une tendance non significative a été retrouvée entre les angles VP et IP et l'incidence des blessures du muscle psoas, avec respectivement $p=0,059$ et $p=0,06$. Ainsi les valeurs élevées de VP seraient liées à une diminution de l'incidence des blessures du psoas, et les valeurs élevées d'IP seraient liées à une augmentation de l'incidence des blessures du psoas. L'absence de significativité de ces résultats pourrait être expliquée par un manque de puissance, 9 blessures seulement concernant le muscle psoas sur les 149 blessures recensées.

La relation entre la version pelvienne et les blessures aiguës n'a jamais été recherchée ou mise en évidence. Cependant, une synthèse de la bibliographie montre que les liens entre les paramètres pelvi-rachidiens et les structures musculo-tendineuses lombo-pelvi-fémorales sont étroits. En effet, la contraction de ces

muscles va modifier la position du bassin. Ainsi, l'action d'antéversion du bassin est permise par un couple de force entre les muscles fléchisseurs de hanche, dont font partie les muscles ilio-psoas, rectus femoris et long adducteur, et les muscles érecteurs du rachis dont le carré des lombes (81–84). L'action de rétroversion du bassin est quant à elle permise par un couple de force entre les muscles extenseurs de hanche dont font partie les muscles IJ, grand glutéal et grand adducteur, et les muscles abdominaux dont le grand droit de l'abdomen (81,83–85).

L'équilibre de la force musculaire entre ces muscles fléchisseurs et extenseurs de hanche semble donc avoir un rôle majeur dans la statique sagittale du bassin (81).

La littérature concernant l'effet de la souplesse de ces muscles sur la statique du bassin est en revanche pauvre. Cet effet a été étudié pour les muscles IJ, dont la diminution de la souplesse est à l'origine d'une augmentation de la rétroversion pelvienne (86–90). Cette relation est significative lors d'une flexion importante du rachis, mais semble moins importante lors d'une antéflexion limitée du tronc et de la station debout (91–93). L'effet de la souplesse des muscles fléchisseurs de hanche sur la statique du bassin n'a quant à lui pas été précisé.

Les conséquences de la bascule du bassin dans une position antérieure ou postérieure sur les tensions musculo-tendineuses pelvi-fémorales sont également peu décrites, en dehors d'une étude cadavérique de Harvey et al. dans laquelle est mise en évidence une élévation des tensions des muscles IJ lors d'une flexion de hanche et d'une rétroversion du bassin (94).

Les muscles pelvi-trochantériens, dont font partie les muscles obturateurs, jouent quant à eux un rôle de maintien du pelvis (82). Leur rôle sur la statique sagittale du bassin semble moins évident que sur la statique transversale. En effet ils ont une action de rotation externe de la hanche. Cette action sera particulièrement

importante en football lors des changements brusques de direction, au cours desquels il s'associera une contraction excentrique des muscles rotateurs internes de la hanche dont font partie les adducteurs. Cette co-contraction brutale des muscles adducteurs pourrait être à l'origine de blessures (81).

Au final, les mécanismes à l'origine d'une plus faible incidence des blessures chez les joueurs ayant les angles de VP les plus élevés sont probablement multiples, mais restent à préciser. Ils pourraient comprendre notamment :

- un meilleur équilibre des forces musculaires, avec un couple de force extenseurs de hanche / muscles abdominaux plus efficace.
- une souplesse satisfaisante des muscles fléchisseurs de hanche.

Dans cette même vision, nous pouvons imaginer que les valeurs basses de VP, associées à une antéversion élevée du bassin, puissent être à l'origine d'une plus grande incidence des blessures aiguës par :

- une faiblesse des muscles extenseurs de hanche.
- un manque de souplesse des muscles fléchisseurs de hanche.

Actuellement, seule la raideur des muscles quadriceps a été montrée comme facteur de risque de blessure des muscles quadriceps et IJ (17). L'effet de la raideur du muscle psoas sur l'incidence des blessures reste à préciser. Cette hypothèse pourrait expliquer la relation trouvée entre la version pelvienne et l'incidence pelvienne d'une part, et l'incidence des blessures du psoas d'autre part.

Quel que soit le mécanisme en cause, dans le cas de la mise en évidence d'une version pelvienne faible, il serait intéressant de rechercher, par l'examen clinique, un déficit musculaire des muscles extenseurs de hanche ou un manque de souplesse

des muscles fléchisseurs de hanche, afin de le corriger de manière préventive par des techniques rééducatives.

Enfin, le rôle de la version pelvienne dans la pathogénie des blessures micro-traumatiques de type pubalgie a, quant à lui, déjà été évoqué. Parmi les facteurs favorisant les pubalgies, le morphotype en antéversion du bassin semble jouer un rôle important (51,95,96). Il est accompagné d'une hyperlordose lombaire et d'une rétraction des chaînes antérieures, et augmente les contraintes sur la symphyse pubienne. Cela aurait ainsi un effet décoaptateur de l'arthrodie qui rendrait la symphyse plus sensible aux forces de cisaillement, fortes dans la pratique du football (95). Dans cette même vision, Rolland incite à dépister une population à risque constituée par les sportifs disposant d'une faible incidence pelvienne et d'une antéversion excessive (51).

E. Lien paramètres EOS[®] / Equilibre musculaire :

Seule une faible corrélation a été retrouvée entre la cyphose thoracique T4-T12 et le ratio isocinétique IJ/Quad à la vitesse de 60°/seconde. Ainsi quand l'angle T4-T12 a des grandes valeurs par rapport à sa moyenne, la moyenne du ratio concentrique IJ/Quad à 60°/s a des valeurs plus petites que la moyenne.

Cette association, bien que faible, pourrait être expliquée par la relation étroite des IJ avec les paramètres de la statique pelvienne, comme vu dans le chapitre précédent. Un déséquilibre musculaire entre les muscles IJ et quadriceps, représenté par une altération du ratio isocinétique, pourrait ainsi entraîner des troubles de la posture pelvienne et des mouvements compensatoires du rachis thoraco-lombaire. Un déficit relatif des muscles IJ pourrait donc être responsable d'une antéversion pelvienne,

avec une diminution de la version pelvienne et donc une augmentation de la pente sacrée, elle même liée à une accentuation des courbures rachidiennes.

Cependant, aucune relation n'a été trouvée dans notre étude entre les paramètres pelviens et la lordose lombaire L1-S1, et les ratios isocinétiques.

De plus, nous savons que le quadriceps et les IJ ne participent que partiellement aux mouvements de version pelvienne.

III.Limites de l'étude, considérations méthodologiques :

La première remarque est que les sujets sont des footballeurs professionnels, ce qui rend les résultats non généralisables à une population de sportifs amateurs.

Par ailleurs, de nombreuses limites méthodologiques sont apparues au cours de notre étude.

Premièrement, seuls 61 sujets ont été inclus, ce qui en limite la puissance statistique.

Concernant le recueil de données, les blessures étaient initialement classées par le médecin officiel de l'équipe selon la classification clinique de Järvinen reprise par Labareyre. Elle distingue, comme vu en introduction, les courbatures, contractures, élongations et déchirures partielles ou totales. Cette classification est empirique et manque de précision. Nous avons donc finalement reclassé les blessures selon le modèle de l'UEFA qui nous paraissait plus précis, et qui permet de confronter nos résultats à ceux des études internationales. Il distingue les grades de sévérité légère, mineure, modérée, et majeure, en fonction du nombre de jour d'arrêt des joueurs.

Nous avons été confronté, lors de l'analyse des données, à des discordances entre le nombre de jours d'arrêt du joueur et le diagnostic clinique initial dans 30 cas soit 20% des blessures. Elles étaient rétablies par stadification IRM dans 76% des cas. Après relecture par un radiologue ostéo-articulaire disposant de 9 ans d'expérience, 11 de ces blessures étaient finalement concordantes entre le nombre de jours d'arrêt et la classification IRM, soit 52% des cas. Il semble a posteriori nécessaire, pour plus de rigueur méthodologique, de classer toutes les lésions musculaires par imagerie, en utilisant par exemple la classification de Brasseur couplée à celle de Rodineau.

Pour des raisons de simplification, nous avons divisé les blessures en blessures aiguës et micro-traumatiques. Les blessures récidivantes ont été considérées comme blessures aiguës.

Comme vu précédemment, seules 5,6% des blessures sont d'origine micro-traumatique. Les résultats concernent donc essentiellement les pathologies musculaires aiguës.

Concernant les radiographies EOS[®], celles-ci ont été réalisées 1 fois par joueur au cours de l'une des 5 saisons consécutives de l'étude. Les blessures ont quant à elles été recensées tout au long des 5 saisons consécutives. Il est possible que les paramètres radiologiques sagittaux puissent, en dehors de l'incidence pelvienne qui est fixe, s'être modifiés au cours du temps. Dans cette hypothèse, il s'agirait d'une limite méthodologique. Des radiographies EOS[®] réalisées de manière annuelle pourraient alors permettre d'aboutir à de meilleures corrélations statistiques.

Les tests isocinétiques ont quant à eux été réalisés au début de chaque saison. Cependant, seuls les tests de début de la saison au cours de laquelle ont été réalisés les radiographies EOS[®] du joueur ont été pris en compte. Le délai entre la réalisation

des test isocinétiques et des radiographies EOS[®] pouvait cependant s'étendre sur plusieurs mois. La réalisation des test isocinétiques de manière plus rapprochée des radiographies EOS[®] serait là aussi susceptible d'aboutir à de meilleures corrélations statistiques.

IV. Enseignements et perspectives :

Ce travail est un premier pas dans la mise en relation de l'équilibre sagittal avec la traumatologie du sportif qui, nous l'espérons, invitera à de nouvelles études dans ce domaine.

Nous avons mis en évidence qu'il existait effectivement un lien entre la version pelvienne et l'incidence des blessures traumatiques et micro-traumatiques pelvi-fémorales prises dans leur ensemble, lien que nous avons tenté d'expliquer.

Cette corrélation n'était en revanche pas retrouvée lors de l'analyse des paramètres radiographiques avec l'incidence des blessures prises indépendamment pour chaque groupe musculaire en dehors du psoas, ce qui suggère une limitation liée à la taille des échantillons pour ces sous-groupes de blessures. Une étude multicentrique, portant sur un plus grand nombre de joueurs et donc prenant en compte un nombre plus important de blessures, semble donc tout d'abord nécessaire afin de mieux préciser le lien entre la VP et les blessures aiguës. Une telle étude pourrait notamment permettre de mettre en évidence des liens entre la VP et les blessures aiguës de chaque groupe musculaire.

Il sera ensuite intéressant de pouvoir analyser de manière plus spécifique le lien existant entre la pathologie micro-traumatique du complexe pelvi-fémoral et la statique pelvienne, lien suggéré par la littérature.

Le lien de cet équilibre sagittal avec les pathologies rachidiennes et coxo-fémorales, non prises en compte dans notre étude, doit également être recherché. En effet, contrairement à la station debout normale durant laquelle la hanche est stabilisée par l'action du couple de force poids de corps / tension passive des structures capsulo-ligamentaires antérieures des hanches, l'antéversion du bassin est responsable d'une majoration de la tension des structures capsulo-ligamentaires antérieures et d'une modification de la répartition des points de pressions sur le cartilage articulaire (81). Cette situation pourrait être à l'origine de l'apparition de pathologies de hanche telles que la coxarthrose et les conflits coxo-fémoraux.

La place des équations prédictives décrites par Duval Beaupère et Legaye puis par Vialle et al. devra également être déterminée (60). Pour cela, il serait intéressant de calculer l'écart (ΔVP) entre la VP mesurée et la VP théorique, obtenue par le calcul des équations prédictives en fonction de l'incidence pelvienne, suivi dans un second temps de l'étude du lien entre la ΔVP et l'incidence des blessures.

Il nous paraît également important de continuer de préciser le lien existant entre cette statique sagittale et l'équilibre musculaire. Pour cela il sera intéressant d'évaluer les relations entre la statique sagittale du bassin et l'équilibre musculaire isocinétique des muscles fléchisseurs et extenseurs de la hanche. La relation entre la souplesse et la longueur de ces muscles pelvi-fémoraux et les paramètres EOS® de la statique rachidienne et pelvienne sagittale devra également être étudiée.

Une étude interventionnelle sera enfin nécessaire, afin d'évaluer l'efficacité de la prise en charge préventive rééducative des versions pelviennes basses sur les blessures musculaires aiguës et micro-traumatiques du complexe pelvi-fémoral.

Conclusion

Ce travail est un premier pas dans la mise en relation de l'équilibre sagittal du rachis et du bassin et la traumatologie des sportifs. Notre étude a mis en évidence une relation entre la statique sagittale pelvienne et l'incidence de survenue des blessures aiguës et micro-traumatiques du complexe pelvi-fémoral. Les valeurs de version pelvienne les plus élevées au sein de notre population de footballeurs professionnels sont en effet associées à une plus faible incidence des blessures. Cependant, nous n'avons pas mis en évidence de lien entre les paramètres sagittaux pelvi-rachidiens et l'incidence des blessures spécifiques à chaque groupe musculaire. De nouvelles études à plus forte puissance seront nécessaires afin de mieux préciser ce lien. Ces développements pourraient permettre de déboucher, après en avoir étudié l'efficacité, sur de nouvelles techniques préventives par la rééducation.

Références bibliographiques

1. Hagglund M. Methods for epidemiological study of injuries to professional football players: developing the UEFA model. *Br J Sports Med.* 1 juin 2005;39(6):340-6.
2. Ekstrand J, Hägglund M, Waldén M. Injury incidence and injury patterns in professional football: the UEFA injury study. *Br J Sports Med.* juin 2011;45(7):553-8.
3. Ekstrand J, Hägglund M, Waldén M. Epidemiology of muscle injuries in professional football (soccer). *Am J Sports Med.* juin 2011;39(6):1226-32.
4. Waldén M, Hägglund M, Ekstrand J. Injuries in Swedish elite football—a prospective study on injury definitions, risk for injury and injury pattern during 2001. *Scand J Med Sci Sports.* 1 avr 2005;15(2):118-25.
5. Järvinen TA, Kääriäinen M, Järvinen M, Kalimo H. Muscle strain injuries. *Curr Opin Rheumatol.* mars 2000;12(2):155-61.
6. Labareyre H, Roger B, Thelen P. Evaluation des lésions musculaires récentes du membre inférieur : clinique et imagerie. *Panor En Traumatol Sport Paris Masson.* :2002.
7. Rodineau J, Durey A. Le traitement médical des lésions musculaires. *JAMA IVème Journ Natl Médecine Rééduc.* 1990;20-2.
8. Renoux J, Brasseur J. Classification des différents types de lésions musculaires traumatiques en IRM. *Savoir Faire En Imag Osteo-Articul Sport Imag.* 2016;18:83-9.
9. O'Donoghue D. Principals in the management of specific injuries. *O'Donoghue Ed Treat Inj Athletes 4th Edn Phila PA Saunders* 1984 Pp 39–91.
10. Fuller CW. Consensus statement on injury definitions and data collection procedures in studies of football (soccer) injuries. *Br J Sports Med.* 1 mars 2006;40(3):193-201.
11. Courthaliac C, Lhoste-Trouilloudet A, Peetrans P. Échographie des muscles. *J Radiol.* Décembre 2005;Vol 86, N° 12-C2:1859-67.
12. Mueller-Wohlfahrt H-W, Haensel L, Mithoefer K, Ekstrand J, English B, McNally S, et al. Terminology and classification of muscle injuries in sport: The Munich consensus statement. *Br J Sports Med.* avr 2013;47(6):342-50.
13. McCall A, Carling C, Davison M, Nedelec M, Le Gall F, Berthoin S, et al. Injury risk factors, screening tests and preventative strategies: a systematic review of the evidence that underpins the perceptions and practices of 44 football (soccer) teams from various premier leagues. *Br J Sports Med.* mai 2015;49(9):583-9.
14. Small K, McNaughton L, Greig M, Lovell R. The effects of multidirectional

soccer-specific fatigue on markers of hamstring injury risk. *J Sci Med Sport*. janv 2010;13(1):120-5.

15. Fousekis K, Tsepis E, Poulmedis P, Athanasopoulos S, Vagenas G. Intrinsic risk factors of non-contact quadriceps and hamstring strains in soccer: a prospective study of 100 professional players. *Br J Sports Med*. 1 juill 2011;45(9):709-14.

16. Croisier J-L, Ganteaume S, Binet J, Genty M, Ferret J-M. Strength imbalances and prevention of hamstring injury in professional soccer players: a prospective study. *Am J Sports Med*. août 2008;36(8):1469-75.

17. Hrysomallis C. Injury Incidence, Risk Factors and Prevention in Australian Rules Football. *Sports Med*. mai 2013;43(5):339-54.

18. McCall A, Davison M, Andersen TE, Beasley I, Bizzini M, Dupont G, et al. Injury prevention strategies at the FIFA 2014 World Cup: perceptions and practices of the physicians from the 32 participating national teams. *Br J Sports Med*. mai 2015;49(9):603-8.

19. Whittaker JL, Small C, Maffey L, Emery CA. Risk factors for groin injury in sport: an updated systematic review. *Br J Sports Med*. 1 juin 2015;49(12):803-9.

20. Ryan J, DeBurca N, Creesh KM. Risk factors for groin/hip injuries in field-based sports: a systematic review. *Br J Sports Med*. 1 juill 2014;48(14):1089-96.

21. Charpak G. La détection des particules. *Recherche*. 1981;128:1384-96.

22. Wybier M, Bossard P, Laredo JD. Le système EOS. *L'Actualité Rhumatol*. 2012;13:179-94.

23. Dubousset J, Charpak G, Dorion I, Skalli W, Lavaste F, Deguise J e coll, et al. Le Systeme EOS Nouvelle Imagerie Osteo-Articulaire basse dose en position debout. *Mém L'Académie Natl Chir*. 2005;4:22–27.

24. Melhem E, Assi A, El Rachkidi R, Ghanem I. EOS(®) biplanar X-ray imaging: concept, developments, benefits, and limitations. *J Child Orthop*. févr 2016;10(1):1-14.

25. Deschênes S, Charron G, Beaudoin G, Labelle H, Dubois J, Miron M-C, et al. Diagnostic imaging of spinal deformities: reducing patients radiation dose with a new slot-scanning X-ray imager. *Spine*. 20 avr 2010;35(9):989-94.

26. Krug KB, Weber C, Schwabe H, Sinzig N-M, Wein B, Müller D, et al. Comparison of image quality using a X-ray stereotactical whole-body system and a direct flat-panel X-ray device in examinations of the pelvis and knee. *ROFO Fortschr Geb Rontgenstr Nuklearmed*. janv 2014;186(1):67-76.

27. Delin C, Silvera S, Bassinet C, Thelen P, Rehel J-L, Legmann P, et al. Ionizing radiation doses during lower limb torsion and anteversion measurements by EOS stereoradiography and computed tomography. *Eur J Radiol*. févr 2014;83(2):371-7.

28. Pasha S, Capraro A, Cahill PJ, Dormans JP, Flynn JM. Bi-planar spinal stereoradiography of adolescent idiopathic scoliosis: considerations in 3D alignment and functional balance. *Eur Spine J Off Publ Eur Spine Soc Eur Spinal Deform Soc*

Eur Sect Cerv Spine Res Soc. oct 2016;25(10):3234-41.

29. Briot K, Fechtenbaum J, Etcheto A, Kolta S, Feydy A, Roux C. Diagnosis of vertebral fractures using a low-dose biplanar imaging system. *Osteoporos Int J Establ Result Coop Eur Found Osteoporos Natl Osteoporos Found USA*. nov 2015;26(11):2649-55.
30. Sapin-de Broses E, Jolivet E, Travert C, Mitton D, Skalli W. Prediction of the vertebral strength using a finite element model derived from low-dose biplanar imaging: benefits of subject-specific material properties. *Spine*. 1 févr 2012;37(3):E156-162.
31. Sapin E, Briot K, Kolta S, Gravel P, Skalli W, Roux C, et al. Bone mineral density assessment using the EOS low-dose X-ray device: a feasibility study. *Proc Inst Mech Eng [H]*. nov 2008;222(8):1263-71.
32. Fechtenbaum J, Etcheto A, Kolta S, Feydy A, Roux C, Briot K. Sagittal balance of the spine in patients with osteoporotic vertebral fractures. *Osteoporos Int J Establ Result Coop Eur Found Osteoporos Natl Osteoporos Found USA*. févr 2016;27(2):559-67.
33. Moltó A, Freire V, Feydy A, Paternotte S, Maksymowych WP, Benhamou M, et al. Assessing structural changes in axial spondyloarthritis using a low-dose biplanar imaging system. *Rheumatol Oxf Engl*. sept 2014;53(9):1669-75.
34. Vidal C, Ilharreborde B, Azoulay R, Sebag G, Mazda K. Reliability of cervical lordosis and global sagittal spinal balance measurements in adolescent idiopathic scoliosis. *Eur Spine J*. juin 2013;22(6):1362-7.
35. 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*. juill 2009;31(6):681-7.
36. Deschênes S, Godbout B, Skalli W, de Guise J. Semi-automation of the 3D reconstruction of the spine using wavelets and splines. *Stud Health Technol Inform*. 2002;91:276-80.
37. Cresson T, Chav R, Branchaud D, Humbert L, Godbout B, Aubert B, et al. Coupling 2D/3D registration method and statistical model to perform 3D reconstruction from partial x-rays images data. *Conf Proc Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc IEEE Eng Med Biol Soc Annu Conf*. 2009;2009:1008-11.
38. Laporte S, Skalli W, de Guise JA, Lavaste F, Mitton D. A biplanar reconstruction method based on 2D and 3D contours: application to the distal femur. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. févr 2003;6(1):1-6.
39. Le Bras A, Laporte S, Mitton D, de Guise JA, Skalli W. 3D detailed reconstruction of vertebrae with low dose digital stereoradiography. *Stud Health Technol Inform*. 2002;91:286-90.
40. Mitton D, Zhao K, Bertrand S, Zhao C, Laporte S, Yang C, et al. 3D reconstruction of the ribs from lateral and frontal X-rays in comparison to 3D CT-scan reconstruction. *J Biomech*. 2008;41(3):706-10.

41. Rousseau M-A, Laporte S, Chavary-Bernier E, Lazennec J-Y, Skalli W. Reproducibility of measuring the shape and three-dimensional position of cervical vertebrae in upright position using the EOS stereoradiography system. *Spine*. 1 nov 2007;32(23):2569-72.
42. Somoskeöy S, Tunyogi-Csapó M, Bogyó C, Illés T. Accuracy and reliability of coronal and sagittal spinal curvature data based on patient-specific three-dimensional models created by the EOS 2D/3D imaging system. *Spine J Off J North Am Spine Soc*. nov 2012;12(11):1052-9.
43. Al-Aubaidi Z, Lebel D, Oudjhane K, Zeller R. Three-dimensional imaging of the spine using the EOS system: is it reliable? A comparative study using computed tomography imaging. *J Pediatr Orthop Part B*. sept 2013;22(5):409-12.
44. Bendaya S, Witvoet VS, Goussard J-C. Réflexions autour du bassin [Internet]. Paris: Springer; 2011 [cité 8 déc 2016]. Disponible sur: <http://site.ebrary.com/id/10494300>
45. Lazennec JY, Rousseau MA, Rangel A, Gorin M, Belicourt C, Brusson A, et al. Pelvis and total hip arthroplasty acetabular component orientations in sitting and standing positions: measurements reproductibility with EOS imaging system versus conventional radiographies. *Orthop Traumatol Surg Res OTSR*. juin 2011;97(4):373-80.
46. Morvan G, Stindel E, Aksouh R. Mesure de la torsion fémorale : comparaison EOS/Scanner sur os sec. *Commun Aux Journ Fr Radiol Paris Palais Congrès*. 2009;
47. Schlatterer B, Suedhoff I, Bonnet X, Catonne Y, Maestro M, Skalli W. Skeletal landmarks for TKR implantations: evaluation of their accuracy using EOS imaging acquisition system. *Orthop Traumatol Surg Res OTSR*. févr 2009;95(1):2-11.
48. Morvan G, Wybier M, Mathieu P, Vuillemin V, Guerini H. [Plain radiographs of the spine: static and relationships between spine and pelvis]. *J Radiol*. mai 2008;89(5 Pt 2):654-663-666.
49. Le Huec JC, Aunoble S, Philippe L, Nicolas P. Pelvic parameters: origin and significance. *Eur Spine J*. sept 2011;20(S5):564-71.
50. Berge C. Heterochronic processes in human evolution: an ontogenetic analysis of the hominid pelvis. *Am J Phys Anthropol*. avr 1998;105(4):441-59.
51. Rolland E. L'équilibre lombo-pelvi-fémoral : de la physiologie à la pathologie. *J Traumatol Sport*. sept 2006;23(3):153-6.
52. Duval-Beaupère G, Schmidt C, Cosson P. A Barycentremetric study of the sagittal shape of spine and pelvis: the conditions required for an economic standing position. *Ann Biomed Eng*. 1992;20(4):451-62.
53. Legaye J, Duval-Beaupère G, Hecquet J, Marty C. Pelvic incidence: a fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves. *Eur Spine J Off Publ Eur Spine Soc Eur Spinal Deform Soc Eur Sect Cerv Spine Res Soc*. 1998;7(2):99-103.

54. 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 Joint Surg Am.* févr 2005;87(2):260-7.
55. Duval-Beaupère G, Legaye J. Composante sagittale de la statique rachidienne. *Rev Rhum.* 2004;105-19.
56. Vaz G, Roussouly P, Berthonnaud E, Dimnet J. Sagittal morphology and equilibrium of pelvis and spine. *Eur Spine J.* 2002;11(1):80–87.
57. Cil A, Yazici M, Uzumcugil A, Kandemir U, Alanay A, Alanay Y, et al. The evolution of sagittal segmental alignment of the spine during childhood. *Spine.* 1 janv 2005;30(1):93-100.
58. 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):346–353.
59. Roussouly P, Pinheiro-Franco JL. Biomechanical analysis of the spino-pelvic organization and adaptation in pathology. *Eur Spine J.* sept 2011;20(S5):609-18.
60. Rodineau J, Besch S. Rachis et sports: quels risques? Quels effets bénéfiques? : 29e journée de traumatologie du sport de la Pitié-Salpêtrière. *Journ Traumatol Sport Pitié-Salpêtrière.* 2011;
61. Roussouly P, Berthonnaud E, Dimnet J. [Geometrical and mechanical analysis of lumbar lordosis in an asymptomatic population: proposed classification]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* nov 2003;89(7):632-9.
62. Hislop HJ, Perrine JJ. The isokinetic concept of exercise. *Phys Ther.* févr 1967;47(2):114-7.
63. Matillon Y. Les appareils d'isocinétisme en évaluation et en rééducation musculaire : intérêt et utilisation [Internet]. ANAES; 1997 [cité 20 déc 2016]. Disponible sur: http://umvf.irenal.edu.mg/UMVFMiroir/campus-numeriques/urgencesOnLine/IMG/pdf/defibrillateur_cardiaque.pdf
64. Di Palma E. Dossier scientifique Isocinétisme - Isocinetique_easytech_dossier_scientifique. *elitemedicale.fr.* 2009;
65. Croisier JL, C Rielgaard JM. Mise au point d'un rapport isocinétique fléchisseurs du genou/quadriceps original. Application à une pathologie musculaire. *J Traumatol Sport.* 1996;13:115-9.
66. Croisier J-L, Crielgaard J-M. Expérience de l'isocinétisme dans l'encadrement sportif. *J Traumatol Sport.* 2004;21(4):238–243.
67. Croisier J-L, Crielgaard J-M. Exploration isocinétique: analyse des paramètres chiffrés. In: *Annales de réadaptation et de médecine physique* [Internet]. Elsevier; 1999 [cité 19 févr 2017]. p. 538–545. Disponible sur: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0168605400883816>
68. Drawer S, Fuller CW. Propensity for osteoarthritis and lower limb joint pain in retired professional soccer players. *Br J Sports Med.* 2001;35(6):402–408.

69. Hägglund M, Waldén M, Magnusson H, Kristenson K, Bengtsson H, Ekstrand J. Injuries affect team performance negatively in professional football: an 11-year follow-up of the UEFA Champions League injury study. *Br J Sports Med.* août 2013;47(12):738-42.
70. Ekstrand J. Keeping your top players on the pitch: the key to football medicine at a professional level. *Br J Sports Med.* 2013;47(12):723–724.
71. Ekstrand J, Waldén M, Hägglund M. Hamstring injuries have increased by 4% annually in men's professional football, since 2001: a 13-year longitudinal analysis of the UEFA Elite Club injury study. *Br J Sports Med.* juin 2016;50(12):731-7.
72. Walden M. UEFA Champions League study: a prospective study of injuries in professional football during the 2001-2002 season. *Br J Sports Med.* 1 août 2005;39(8):542-6.
73. Larruskain J, Lekue JA, Diaz N, Odriozola A, Gil SM. A comparison of injuries in elite male and female football players: A 5-Season prospective study. *Scand J Med Sci Sports* [Internet]. févr 2017 [cité 11 mars 2017]; Disponible sur: <http://doi.wiley.com/10.1111/sms.12860>
74. Yang J, Tibbetts AS, Covassin T, Cheng G, Nayar S, Heiden E. Epidemiology of overuse and acute injuries among competitive collegiate athletes. *J Athl Train.* 2012;47(2):198–204.
75. Junge A, Engebretsen L, Mountjoy ML, Alonso JM, Renström PAFH, Aubry MJ, et al. Sports injuries during the Summer Olympic Games 2008. *Am J Sports Med.* nov 2009;37(11):2165-72.
76. Harøy J, Clarsen B, Thorborg K, Hölmich P, Bahr R, Andersen TE. Groin Problems in Male Soccer Players Are More Common Than Previously Reported. *Am J Sports Med.* févr 2017;036354651668753.
77. Wodecki P, Guigui P, Hanotel M-C, Cardinne L, Deburge A. Equilibre sagittal du rachis. *Rev Chir Orthop Traumatol.* juin 2002;88(n°4):328-36.
78. During J, Goudfroot H, Keessen W, Beeker TW, Crowe A. Toward standards for posture. Postural characteristics of the lower back system in normal and pathologic conditions. *Spine.* févr 1985;10(1):83-7.
79. Mangione P, Sénégas J. [Sagittal balance of the spine]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 1997;83(1):22-32.
80. Boisaubert B, Montigny JP, Duval-Beaupere G. Incidence, sacrum et spondylolisthésis. *Rachis.* 1997;9(11.°4):87-192.
81. Neumann DA. Kinesiology of the musculoskeletal system : Foundations for Physical Rehabilitation. In: Mosby. 2002. p. 387-433.
82. Simon B, Gouilly P, Peverelly G. Le psoas : Synthèse de 12 actions musculaires. *Kinésithérapie Cah.* nov 2001;73-8.
83. Kamina P, Gouazé A. Anatomie clinique : Tome 1, Anatomie générale, membres. 4e édition. Paris: Maloine; 2009. 577 p.

84. Rouvière H, Delmas A. Anatomie humaine descriptive, topographique et fonctionnelle. 11ème édition. Vol. Tome 3 : Membres, système nerveux central. Masson;
85. Busquet L. Les chaînes musculaires : Lordoses, cyphoses, scolioses et déformations thoraciques. In: Frison-Roche. 1992.
86. Cristóbal RV, Miñarro PAL, Cárceles FA, Ros FE. Efectos del método Pilates sobre la extensibilidad isquiosural, la inclinación pélvica y la flexión del tronco. *Nutr Hosp Organo Of Soc Esp Nutr Parenter Enter.* 2015;32(5):1967–1986.
87. Muyor J, Alacid F, López-Miñarro P. Influence of Hamstring Muscles Extensibility on Spinal Curvatures and Pelvic Tilt in Highly Trained Cyclists. *J Hum Kinet* [Internet]. 1 janv 2011 [cité 29 mars 2017];29(1). Disponible sur: <http://www.degruyter.com/view/j/hukin.2011.29.issue--1/v10078-011-0035-8/v10078-011-0035-8.xml>
88. Congdon R, Bohannon R, Tiberio D. Intrinsic and imposed hamstring length influence posterior pelvic rotation during hip flexion. *Clin Biomech Bristol Avon.* nov 2005;20(9):947-51.
89. Nakamura M, Hasegawa S, Umegaki H, Nishishita S, Kobayashi T, Fujita K, et al. The difference in passive tension applied to the muscles composing the hamstrings - Comparison among muscles using ultrasound shear wave elastography. *Man Ther.* août 2016;24:1-6.
90. López-Miñarro PA, Alacid F. Influence of hamstring muscle extensibility on spinal curvatures in young athletes. *Sci Sports.* sept 2010;25(4):188-93.
91. Norris CM, Matthews M. Correlation between hamstring muscle length and pelvic tilt range during forward bending in healthy individuals: An initial evaluation. *J Bodyw Mov Ther.* avr 2006;10(2):122-6.
92. Cho M, Lu Z, Lee C. Influence of hamstring tightness in pelvic, lumbar and trunk range of motion in low back pain and asymptomatic volunteers during forward bending. *Asian Spine J.* 2015;9(4):535-40.
93. Li Y, McClure PW, Pratt N. The Effect of Hamstring Muscle Stretching on Standing Posture and on Lumbar and Hip Motions During Forward Bending. *Phys Ther.* 1 août 1996;76(8):836-45.
94. Harvey MA, Singh H, Obopilwe E, Charette R, Miller S. Proximal Hamstring Repair Strength: A Biomechanical Analysis at 3 Hip Flexion Angles. *Orthop J Sports Med.* avr 2015;3(4):2325967115576910.
95. Journée de traumatologie du sport de la Pitié-Salpêtrière, éditeur. Pathologie du complexe pelvi-fémoral du sportif. Issy-les-Moulineaux: Elsevier Masson; 2009.
96. Rochcongar P, Rolland J, Menou P. Influence de l'antéversion du bassin sur les contraintes de la symphyse pubienne. *Médecine Sport.* 1981;55:338-40.
97. Kapandji A-I, Judet T. Anatomie fonctionnelle : Tome 2 - Membre inférieur. 6e édition. Paris: Maloine; 2009. 314 p.

Table des tableaux

<u>Tableau 1</u> : Définitions pratiques de l'UEFA d'après Hagglund et al. (1)	4
<u>Tableau 2</u> : Classification des différents types de blessure d'après Hagglund et al.(1).....	4
<u>Tableau 3</u> : Caractéristique de la population (n=61)	42
<u>Tableau 4</u> : Caractéristiques des paramètres EOS des joueurs	45
<u>Tableau 5</u> : Relations entre les paramètres radiographiques sagittaux en EOS et l'incidence globale des blessures.....	47
<u>Tableau 6</u> : Relations entre les paramètres radiographiques sagittaux en EOS et l'incidence des blessures des adducteurs.....	48
<u>Tableau 7</u> : Relations entre les paramètres radiographiques sagittaux en EOS et l'incidence des blessures des IJ.....	49
<u>Tableau 8</u> : Relations entre les paramètres radiographiques sagittaux en EOS et l'incidence des blessures des quadriceps.....	49
<u>Tableau 9</u> : Relations entre les paramètres radiographiques sagittaux en EOS et l'incidence des blessures des psoas.....	50
<u>Tableau 10</u> : Relations entre les paramètres radiographiques sagittaux en EOS et l'incidence des blessures des obturateurs	51
<u>Tableau 11</u> : Relations entre les paramètres radiographiques sagittaux en EOS et l'incidence des blessures micro-traumatiques	51
<u>Tableau 12</u> : Relations entre les torsions fémorales gauche et droite en EOS et l'incidence des blessures ipsilatérales	52
<u>Tableau 13</u> : Relations entre les paramètres radiographiques EOS sagittaux et les ratios isocinétiques.....	53
<u>Tableau 14</u> : Relations entre les paramètres sagittaux en EOS et l'origine ethnique	54

Table des figures

<u>Figure 1</u> : L'appareil EOS d'après Dubousset et al.(23).....	12
<u>Figure 2</u> : L'incidence pelvienne d'après Le Huec et al. (48).....	19
<u>Figure 3</u> : Construction géométrique des paramètres pelviens d'après Vaz et al. (55)	20
<u>Figure 4</u> : La version pelvienne d'après Le Huec et al. (48).....	21
<u>Figure 5</u> : La pente sacrée d'après Le Huec et al. (48)	22
<u>Figure 6</u> : Les 4 types de lordose d'après Roussouly et al. (58)	25
<u>Figure 7</u> : La machine d'isocinétique (www.medimex.fr).....	27
<u>Figure 8</u> : Flow chart de l'étude	33
<u>Figure 9</u> : Installation d'un joueur sur machine isocinétique Con-Trex durant l'exercice	38
<u>Figure 10</u> : Anatomie muscle iliopsoas d'après Rouvière (99).....	83
<u>Figure 11</u> : Anatomie muscle obturateur interne d'après Rouvière (99).	85
<u>Figure 12</u> : Anatomie muscle obturateur externe d'après Rouvière (99).	86
<u>Figure 13</u> : Anatomie muscle quadriceps d'après Rouvière (99).	88
<u>Figure 14</u> : Anatomie muscles adducteurs (https://fr.wikipedia.org/wiki/Muscle_long_adducteur).....	90
<u>Figure 15</u> : Anatomie muscles ischio-jambiers d'après Rouvière (99).	92

Table des graphiques

<u>Graphique 1</u> : Répartition des blessures.....	44
<u>Graphique 2</u> : Répartition des pentes sacrées d'après la classification de Roussouly et al. (58).....	46

Annexes

<u>Annexe 1</u> : Rappel anatomique : La myologie de la ceinture et du membre inférieur.....	82
A. Les muscles de la ceinture du membre inférieur :	82
B. Les muscles de la cuisse :	86
<u>Annexe 2</u> : Le compte rendu EOS	93
<u>Annexe 3</u> : Le compte-rendu isocinétique	97

Annexes

Annexe 1 : Rappel anatomique : La myologie de la ceinture et du membre inférieur

Notre étude portant sur les lésions des muscles du complexe pelvi-fémoral, un bref rappel de l'anatomie des muscles pris en compte semble important.

A. Les muscles de la ceinture du membre inférieur :

1) *Muscle ilio-psoas* :

Il est formé de deux muscles, grand psoas et iliaque, qui se réunissent au voisinage de leur terminaison (Figure 10) (83).

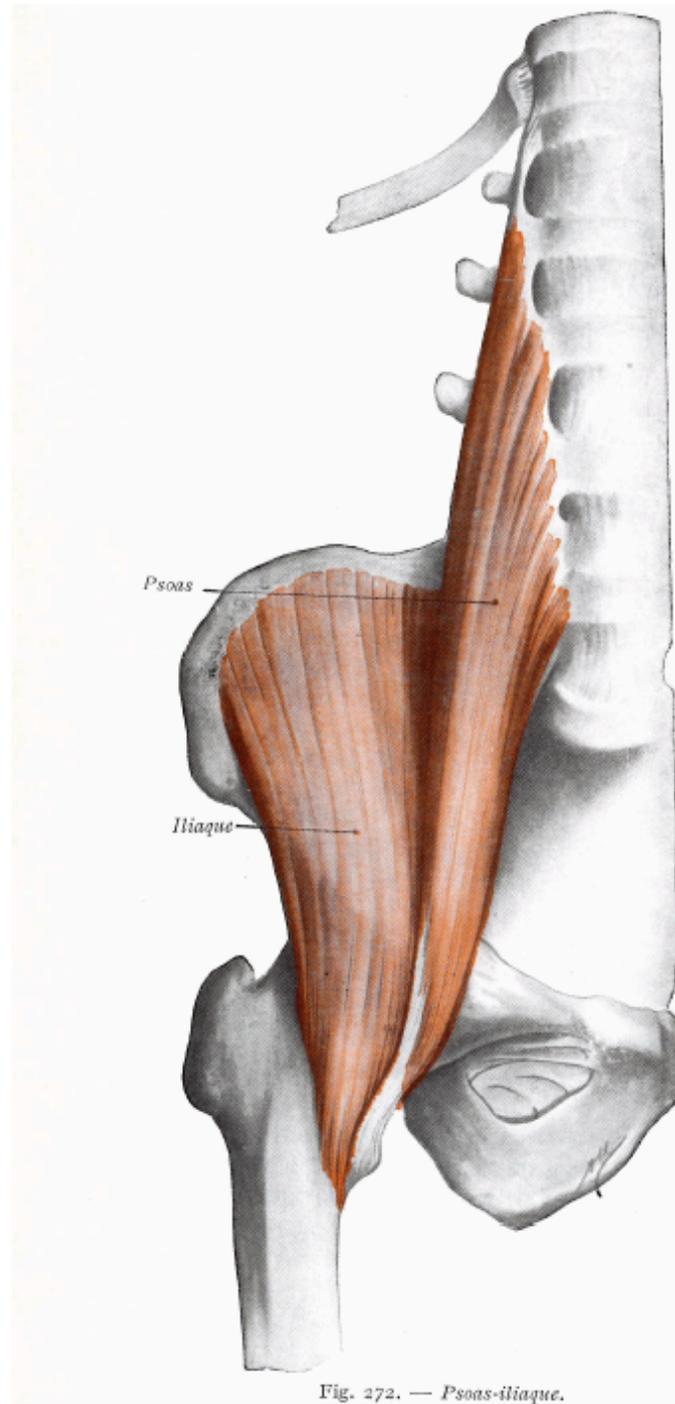
1. Muscle grand psoas :

Son origine se fait sur la face latérale des corps des vertèbres T12 à L5 par des arcades fibreuses, sur les disques intervertébraux correspondants et sur le bord inférieur des processus transverses. Son ventre est volumineux. Ses fibres convergent en bas et latéralement sur un tendon large qui glisse sur le bord antérieur de l'os iliaque et sur la face antérieure de l'articulation coxo-fémorale. Il se termine sur le petit trochanter.

2. Muscle iliaque :

Il prend son origine sur la fosse iliaque, sur la lèvre interne de la crête iliaque, sur l'aile du sacrum et sur l'articulation sacro-iliaque. Son ventre est large, épais, et occupe la fosse iliaque interne. Il se termine sur les faces antérieure et latérale du tendon du grand psoas.

Figure 10 : Anatomie muscle iliopsoas d'après Rouvière (84)



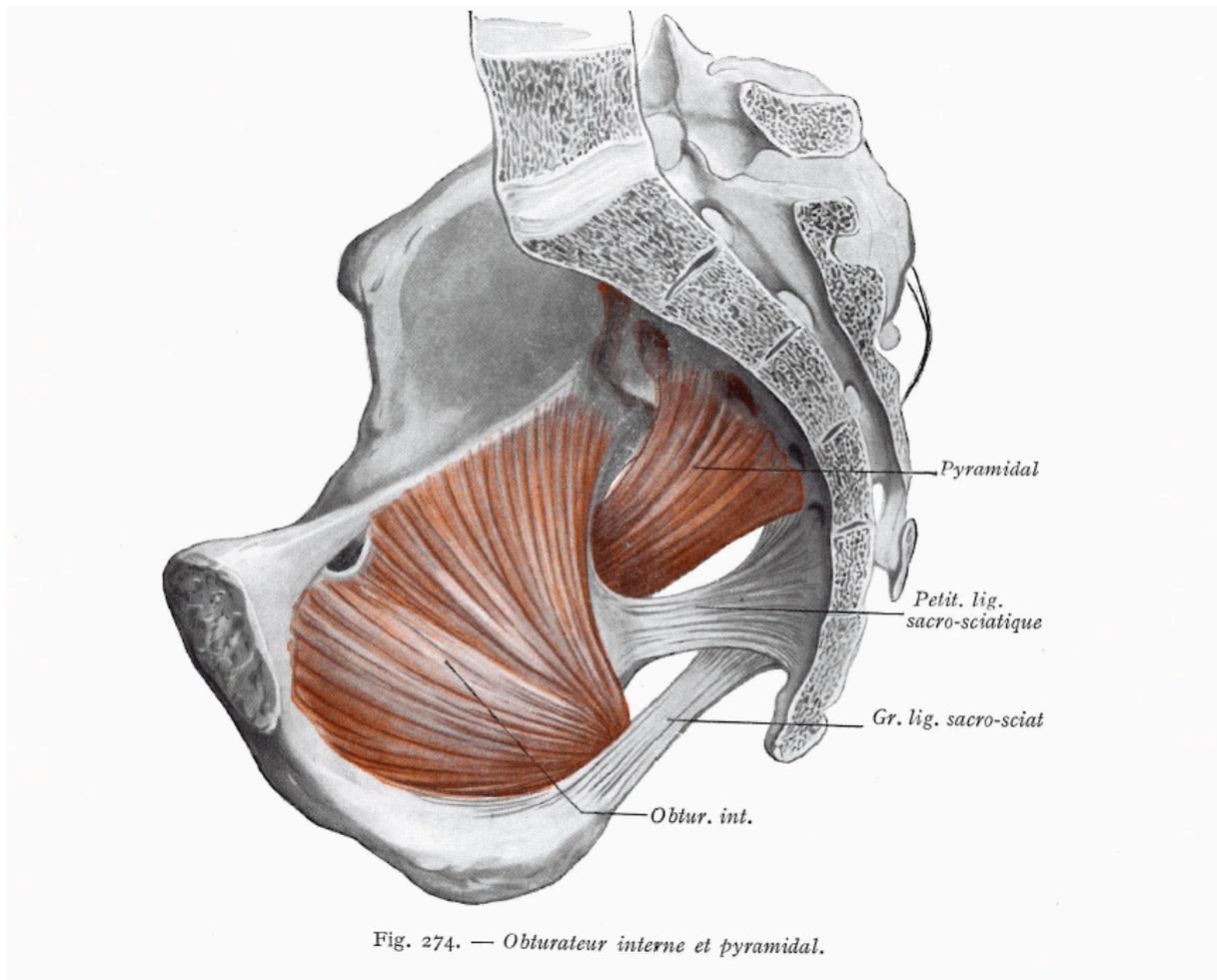
3. Action :

Il s'agit du plus puissant fléchisseur de hanche (97). Il est également rotateur latéral de la cuisse. Lorsqu'il prend son point fixe sur le fémur, il fléchit le rachis et le bassin

et imprime au tronc un mouvement de rotation controlatérale. Il s'agit d'un muscle postural dont la tension favorise, en station debout, la cohérence des surfaces articulaires de la hanche.

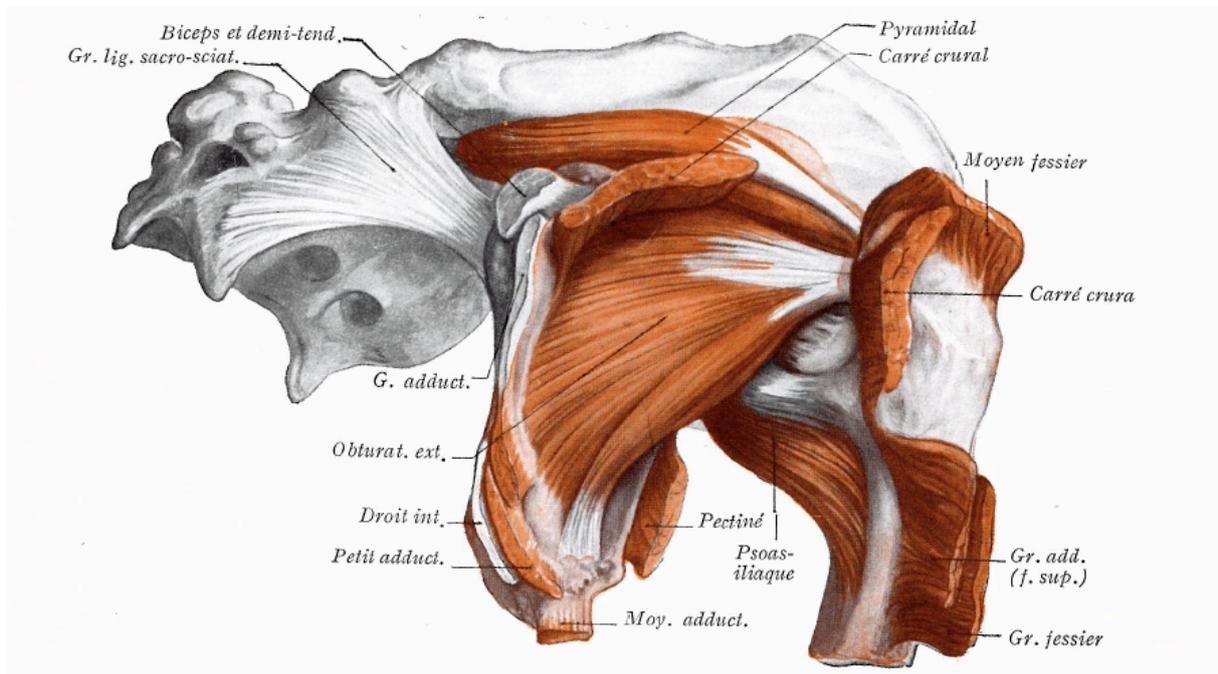
2) Muscle obturateur interne :

Son origine est musculaire sur la face interne de la membrane obturatrice et du pourtour du foramen obturé (Figure 11) (83). Ses fibres convergent vers la petite incisure ischiatique où elles se réfléchissent. Le tendon se dirige ensuite obliquement en dehors et en avant. Il se termine sur la face médiale du grand trochanter. Ce muscle est rotateur de la cuisse en dehors.

Figure 11 : Anatomie muscle obturateur interne d'après Rouvière (84).

3) **Muscle obturateur externe :**

Son origine est musculaire sur la face externe de la membrane obturatrice et sur le pourtour externe du foramen obturé (Figure 12) (83,84). Les fibres convergent vers un tendon oblique en haut et latéralement qui surcroise la tubérosité ischiatique. Il se termine dans la fosse trochantérique. Il est également rotateur de la cuisse en dehors.

Figure 12 : Anatomie muscle obturateur externe d'après Rouvière (84).

B. Les muscles de la cuisse :

1) *Muscle de la loge antérieure de la cuisse : le muscle quadriceps fémoral :*

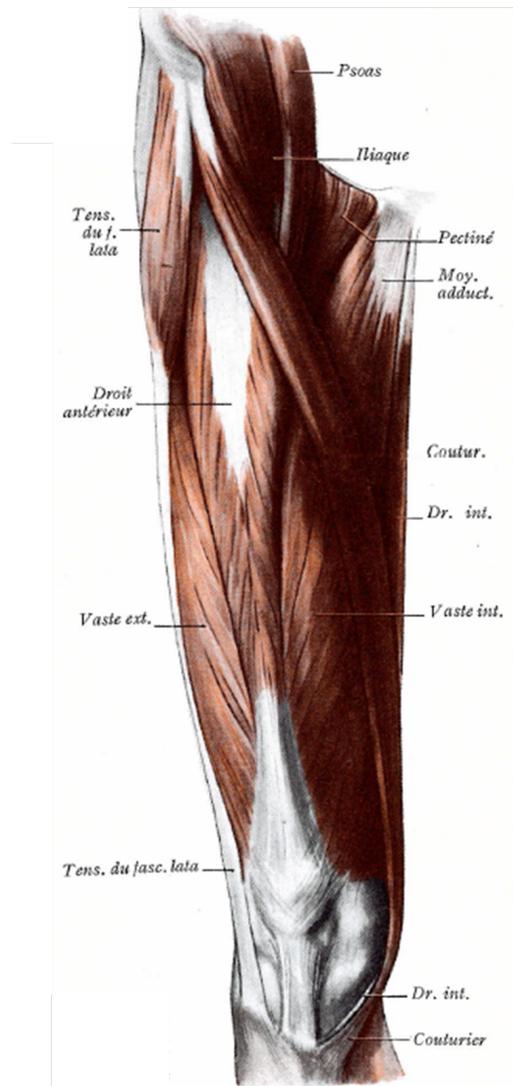
Il est constitué de 4 chefs musculaires : les muscles droit de la cuisse, vaste latéral, vaste intermédiaire et vaste médial (Figure 13) (83,84). Le droit fémoral prend son origine par un tendon bifurqué sur la face de l'épine iliaque antéro-inférieure (tendon direct) et dans la fossette supra-acétabulaire (tendon indirect). Son ventre est fusiforme, vertical. Il se termine sur la base de la patella.

Le muscle vaste latéral prend son origine sur le bord antéro-inférieur du grand trochanter, sur la partie supérieure de la lèvre latérale de la ligne âpre et sur la partie adjacente du septum intermusculaire fémoral latéral. Son ventre est épais.

Le muscle vaste intermédiaire prend son origine sur les deux tiers supérieurs des faces antérieure et postéro-latérale du fémur et sur le septum intermusculaire fémoral latéral. Son ventre est semi-cylindrique et ses fibres convergent vers la patella.

Le muscle vaste médial prend son origine sur la ligne spirale et sur la lèvre médiale de la ligne âpre et sur le septum intermusculaire fémoral médial. Son ventre est épais.

En distalité, chaque muscle du quadriceps se prolonge par une lame aponévrotique distincte. Ces lames se réunissent ensuite pour former le tendon quadricipital.

Figure 13 : Anatomie muscle quadriceps d'après Rouvière (84).

L'action du muscle quadriceps fémoral est double. Il est en effet fléchisseur de la hanche par le muscle droit fémoral, et extenseur de la jambe.

2) Muscles médiaux de la cuisse :

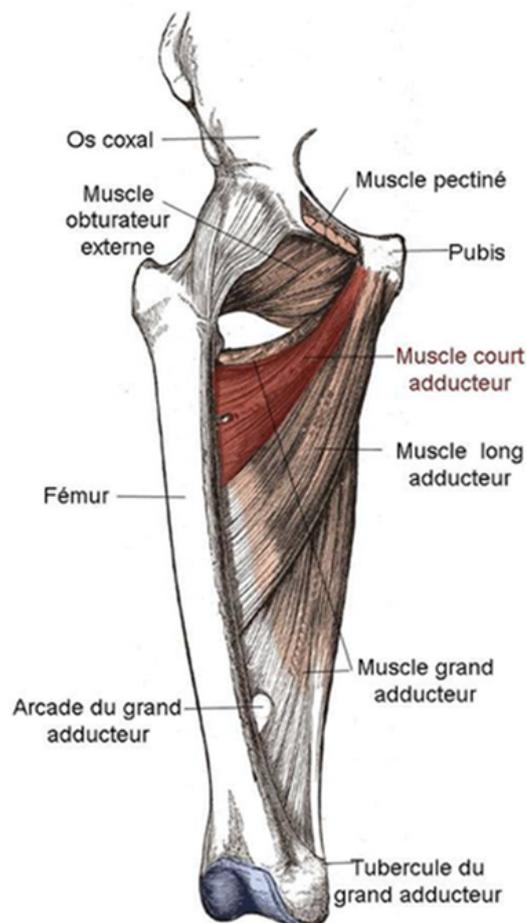
Ils sont organisés en trois plans : superficiel comprenant notamment le long adducteur, moyen constitué par le muscle court adducteur et profond constitué par le muscle grand adducteur (Figure 14) (83).

Le long adducteur prend son origine par un tendon sur la face antérieure du corps du pubis. Son ventre est triangulaire. Il se termine sur le tiers moyen de la lèvre médiale de la ligne âpre. Il est adducteur de la hanche et participe à sa flexion et à sa rotation latérale.

Le court adducteur prend son origine par un tendon sur la branche inférieure du pubis. Son ventre est triangulaire dirigé en bas et latéralement. Il se termine sur le tiers proximal de la ligne âpre entre la ligne pectinée et la tubérosité glutéale. Il est adducteur de la cuisse.

Le grand adducteur est large, et présente un faisceau antérieur naissant de la branche ischio-pubienne, et postérieur naissant du bord inférieur de la tubérosité ischiatique. Le faisceau antérieur se termine sur la lèvre médiale de la ligne âpre et sur la ligne supra-condylienne médiale tandis que le faisceau postérieur s'insère sur le tubercule de l'adducteur. Il s'agit d'un adducteur puissant de la cuisse et d'un extenseur de la cuisse par le faisceau postérieur.

Figure 14 : Anatomie muscles adducteurs
 (https://fr.wikipedia.org/wiki/Muscle_long_adducteur)



3) Muscles postérieurs de la cuisse :

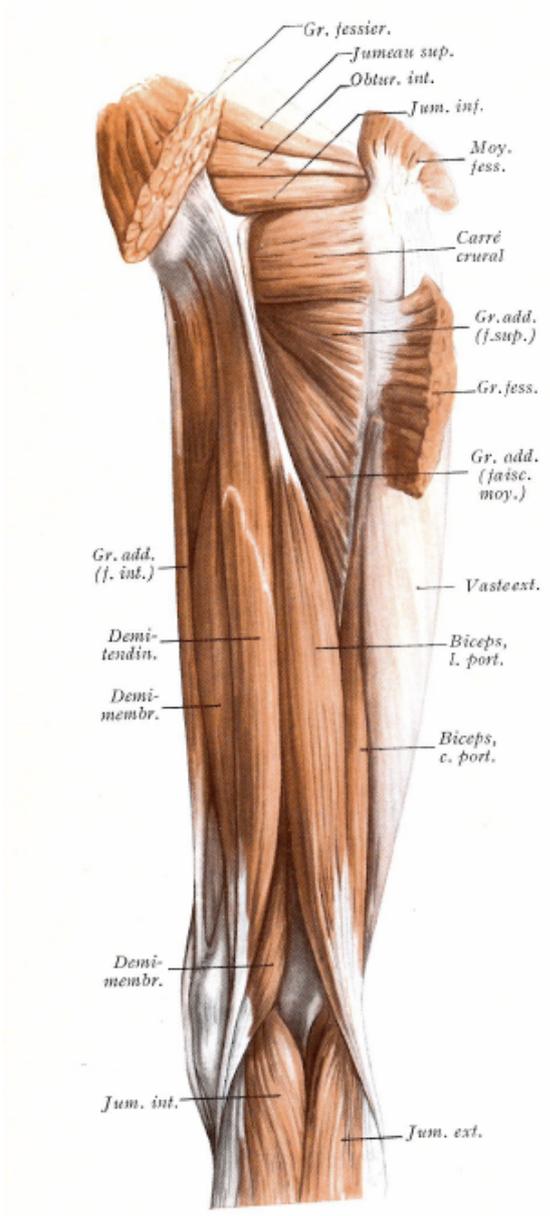
Ce groupe musculaire, regroupé sous le nom de muscles ischio-jambiers, inclue les muscles biceps fémoral, semi-tendineux et semi-membraneux (Figure 15) (83,84).

Le muscle biceps fémoral est formé de 2 chefs. Le chef long né d'un tendon conjoint avec celui du semi-tendineux, sur la tubérosité ischiatique. Le chef court naît par des fibres musculaires sur la moitié distale de la lèvre latérale de la ligne âpre. Il se termine sur la tête de la fibula avec des expansions tendineuses tibiales et aponévrotiques vers le fascia crural. C'est un fléchisseur de la jambe. La jambe fléchie, il devient rotateur latéral de la jambe et extenseur de la cuisse.

Le semi-tendineux naît du tendon conjoint avec le chef long du biceps fémoral, et se termine sur la partie supérieure de la face médiale du tibia avec les tendons de la patte d'oie. Il s'agit d'un fléchisseur de la jambe, et d'un rotateur médial de la jambe et extenseur de la cuisse lorsque la jambe est fléchie.

Le semi-membraneux naît d'un large tendon sur la tubérosité ischiatique, en dedans du tendon conjoint du long biceps fémoral et du semi-tendineux. Son insertion distale est complexe avec deux tendons principaux (direct et antérieur) à destinée du tibia, des expansions tendineuses à destinée du faisceau oblique postérieur du ligament collatéral médial, du muscle poplité et du ligament oblique poplité. Son action est la même que celle du semi-tendineux.

Figure 15 : Anatomie muscles ischio-jambiers d'après Rouvière (84).



Annexe 2 : Le compte rendu EOS

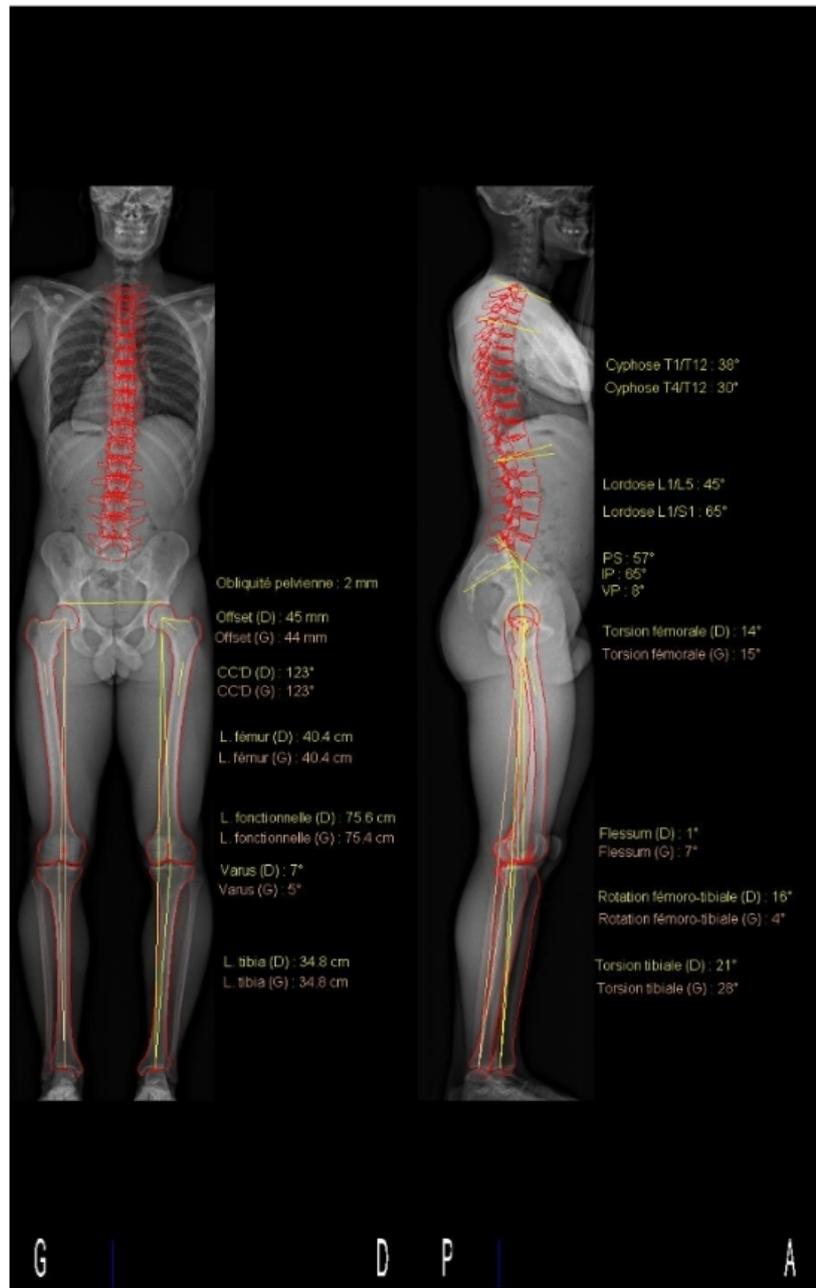
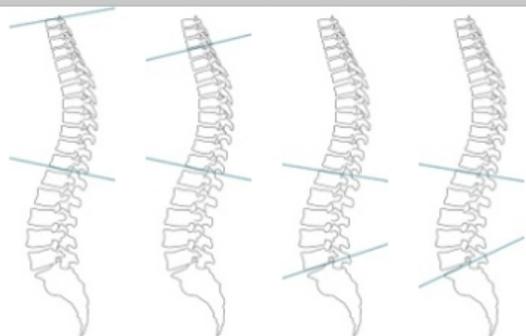
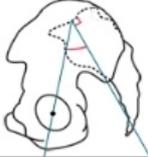
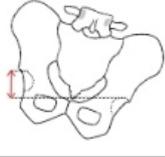
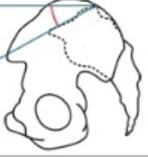
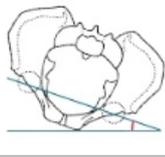
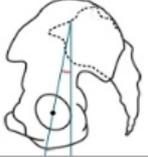


Image non diagnostique

Paramètres rachis	
<i>Equilibre sagittal (1)</i>	Valeur
Cyphose T1/T12	38°
Cyphose T4/T12	30°
Lordose L1/L5	45°
Lordose L1/S1	65°



(1) Paramètres calculés dans le repère du patient (basé sur un plan vertical passant par le centre des cotyles), qui corrige l'effet d'une potentielle rotation axiale du bassin lors de l'acquisition.
 Une rotation axiale de la vertèbre est de signe positif lorsque celle-ci est en rotation vers le côté gauche du patient.

Paramètres pelviens					
Paramètres pelviens	Valeur		Paramètres pelviens	Valeur	
Incidence pelvienne (1)	65°		Obliquité pelvienne (1)	2 mm	
Pente sacrée (1)	57°		Rotation axiale du bassin (2)	-0°	
Version pelvienne (1)	8°				

(1) Paramètres calculés dans le repère du patient (basé sur un plan vertical passant par le centre des cotyles), qui corrige l'effet d'une potentielle rotation axiale du bassin lors de l'acquisition.

(2) Une rotation axiale du bassin est de signe positif lorsque celui-ci est en rotation vers la gauche.

Paramètres genou			
Longueurs (3)	Droite	Gauche	
Longueur fémur	40.4 cm	40.4 cm	
Longueur tibia	34.8 cm	34.8 cm	
Longueur fonctionnelle	75.6 cm	75.4 cm	
Longueur anatomique	75.3 cm	75.1 cm	
Fémur (3)	Droite	Gauche	
Diamètre tête fémorale	45 mm	46 mm	
Longueur col	53 mm	53 mm	
Angle cervico-diaphysaire (CC'D)	123°	123°	
Offset fémoral	45 mm	44 mm	
Genou (4)	Droite	Gauche	
Valgus/Varus	Varus 7°	Varus 5°	
Flessum/Recurvatum	Flessum 1°	Flessum 7°	
HKS	5°	5°	
Angle fémoral mécanique	88°	89°	
Angle tibial mécanique	85°	87°	
Torsions (4)	Droite	Gauche	
Torsion fémorale	14°	15°	
Torsion tibiale	21°	28°	
Rotation fémoro-tibiale	16°	4°	

(3) Paramètres calculés en 3D.

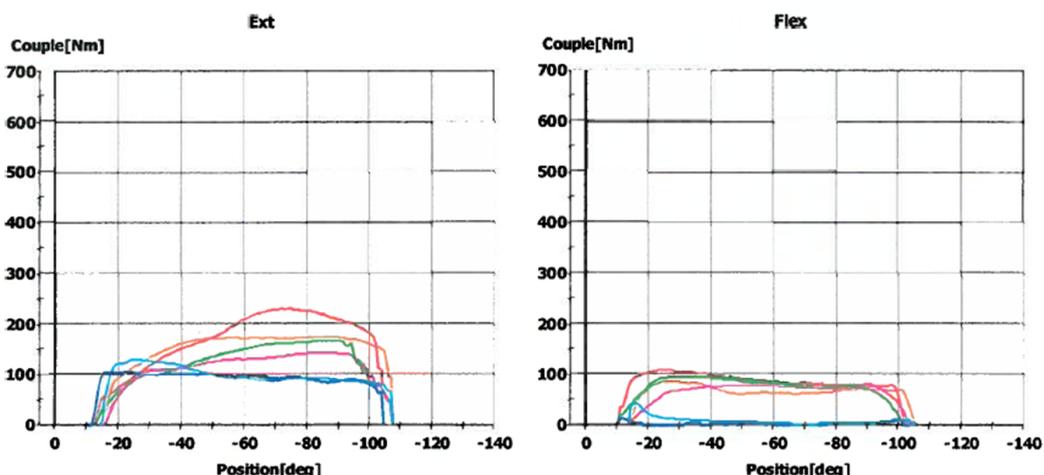
(4) Paramètres calculés relativement au plan bicondylien.

Annexe 3 : Le compte-rendu isocinétique

Comparaison, Vitesse Controlée

Con-Trex MJ, human kinetics 1.7.4 Filter V 1.7.3

- 1 28/06/2016 Droite Genou Ext/Flex 500 Nm Isocinétique classique Con/Con 60/60
11:33:18 Test 3 répét. pause 60s, Correction Gravité, Filtre passe-bas, Frottement compensé
- 2 28/06/2016 Droite Genou Ext/Flex 500 Nm Isocinétique classique Con/Con 240/240
11:35:21 Test 5 répét. pause 60s, Correction Gravité, Filtre passe-bas, Frottement compensé
- 3 28/06/2016 Droite Genou Ext/Flex 500 Nm Isocinétique classique Exc/Passif 30/30
11:37:25 Test 3 répét. pause 60s, Correction Gravité, Filtre passe-bas, Frottement compensé
- 4 28/06/2016 Gauche Genou Ext/Flex 500 Nm Isocinétique classique Con/Con 60/60
11:23:55 Test 3 répét. pause 60s, Correction Gravité, Filtre passe-bas, Frottement compensé
- 5 28/06/2016 Gauche Genou Ext/Flex 500 Nm Isocinétique classique Con/Con 240/240
11:25:53 Test 5 répét. pause 60s, Correction Gravité, Filtre passe-bas, Frottement compensé
- 6 28/06/2016 Gauche Genou Ext/Flex 500 Nm Isocinétique classique Exc/Passif 30/30
11:27:59 Test 3 répét. pause 60s, Correction Gravité, Filtre passe-bas, Frottement compensé



Description	Unité	1	2	3	4	5	6
Nombre de répétitions Ext	[n]	3	5	3	3	5	3
Mouvement Max. Ext	[deg]	-11.6	-11.6	-11.6	-14.7	-14.7	-14.7
Mouvement Max. Flex	[deg]	-102.0	-102.0	-102.0	-105.1	-105.1	-105.1
Couple max Ext	[Nm]	229.0	166.9	-109.7	186.3	140.9	-126.7
Couple max Flex	[Nm]	-107.8	-94.0	-11.7	-89.3	-81.0	-47.0
Couple max moy. Flex/ Ext	[%]	46,8	52,5	9,3	46,6	56,9	28,8
Couple max moy. Ext/ kg	[Nm/kg]	2,98	2,15	-1,40	2,40	1,80	-1,57
Couple max moy. Flex/ kg	[Nm/kg]	-1,39	-1,13	-0,13	-1,12	-1,02	-0,45
Coeff. de var. du pic de Couple	[%]	1,18	3,25	2,15	3,07	2,55	6,48
Coeff. de var. du pic de Couple	[%]	2,52	5,82	22,78	4,85	3,72	27,65
Puissance moy. Flex/ Ext	[%]	49,3	58,2	1,6	42,6	54,9	4,4
Puissance au pic Ext	[W]	240,1	678,9	58,0	196,2	572,5	66,9
Puissance au pic Flex	[W]	112,4	385,7	4,8	92,6	332,6	17,1
Travail moy. Flex/ Ext	[%]	50,4	58,1	1,8	43,0	57,1	4,6
Travail moy. Ext/ kg	[J/kg]	3,40	2,49	1,88	3,20	2,26	1,95
Travail moy. Flex/ kg	[J/kg]	1,71	1,45	0,03	1,37	1,29	0,09
Travail fatigue Ext	[J/s]	0,59	-2,83	-0,35	0,44	-2,86	-0,31
Travail fatigue Flex	[J/s]	0,70	-2,41	-0,03	0,59	0,21	-0,36

AUTEUR : Nom : FERENCZI

Prénom : Antoine

Date de Soutenance : Mercredi 17 mai 2017

Titre de la Thèse : Relations entre l'équilibre sagittal pelvi-rachidien et les blessures pelvi-fémorales chez des footballeurs professionnels

Thèse - Médecine - Lille 2017

Cadre de classement : Médecine physique et réadaptation (MPR)

Mots-clés : EOS ; équilibre sagittal ; version pelvienne ; blessures aiguës et micro-traumatiques ; football ; traumatologie

Résumé :

Contexte : Les blessures aiguës et micro-traumatiques représentent un problème récurrent rencontré par les sportifs professionnels, notamment par les footballeurs. Cependant, la compréhension de leurs facteurs de risque reste limitée. Parallèlement, nos connaissances de l'équilibre sagittal pelvi-rachidien se sont considérablement développées ces dernières années, notamment par l'utilisation de nouvelles méthodes d'études radiographiques tel que le système EOS[®]. L'objectif principal de notre étude était de rechercher les liens existants entre l'équilibre sagittal pelvi-rachidien en EOS[®] et l'incidence des blessures aiguës et micro-traumatiques du complexe pelvi-fémoral.

Méthode : Les joueurs d'une équipe de football de ligue 1 ont été suivis durant 5 saisons consécutives. Tous les joueurs ont réalisé une radiographie EOS. L'ensemble des blessures aiguës et micro-traumatiques des muscles ischio-jambiers, psoas, quadriceps, adducteurs, obturateurs et de la symphyse pubienne ont été recensées prospectivement au cours des 5 saisons. L'incidence des blessures a été calculée puis mise en relation avec les paramètres EOS[®] avec un IC à 95%.

Résultats : Soixante et un joueurs ont été inclus dans l'étude. L'âge moyen était de 24,5 ans. Au total, 149 blessures ont été recueillies. La version pelvienne moyenne était de 9,08° +/- 5,6°. Nous avons trouvé un lien statistiquement significatif entre l'incidence globale des blessures aiguës et micro-traumatiques pelvi-fémorales et la version pelvienne (VP) (p=0,0224). Les VP les plus élevées de notre groupe étaient associées à une plus faible incidence des blessures.

Conclusion : Un lien significatif a été trouvé entre la version pelvienne et l'incidence des blessures pelvi-fémorales, les valeurs élevées de VP dans notre groupe étant associées à une plus faible incidence des blessures. Ces résultats pourraient ouvrir sur de nouvelles méthodes préventives de ces blessures musculo-tendineuses, par la proposition d'une rééducation adaptée.

Composition du Jury :

Président : Monsieur le Professeur GIRARD Julien

Assesseurs : Madame le Professeur COTTEN Anne

Monsieur le Docteur TIFFREAU Vincent

Monsieur le Docteur MORAUX Antoine

Directrice de thèse : Madame le Docteur WIECZOREK Valérie