

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LITTÉRATURE	3
1.1 Anatomie.....	3
1.1.1 Articulation du genou	3
1.1.2 Articulation de la hanche	9
1.2 Biomécanique du membre inférieur.....	10
1.2.1 Mécanismes de blessure sans contact	11
1.2.2 Biomécanique de l’atterrissage	14
1.2.3 Facteurs de risque de dégradation de la biomécanique.....	17
1.2.3.1 Fatigue neuromusculaire.....	18
1.2.3.2 Facteurs intrinsèques.....	20
1.2.3.3 Facteurs extrinsèques	21
1.2.3.4 Facteurs cognitifs	21
1.3 Tâche perceptivo-cognitive.....	23
1.3.1 Simulation d’une charge cognitive	24
1.3.2 MOT.....	25
CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUES ET OBJECTIFS DE L’ÉTUDE	31
2.1 Contexte	31
2.2 Problématiques.....	31
2.3 Objectif et hypothèses de recherche	32
CHAPITRE 3 MÉTHODOLOGIE	33
3.1 Participants.....	33
3.2 Protocole expérimental	34
3.2.1 Phase 1 : Instrumentation et calibration.....	34
3.2.2 Phase 2 : Tâche 3D de MOT.....	36
3.2.3 Phase 3 : Tâches biomécaniques.....	37
3.2.4 Phase 4 : Protocole de fatigue.....	38
3.3 Analyses biomécaniques.....	40
3.4 Analyses statistiques	40
CHAPITRE 4 RÉSULTATS	43
4.1 Caractéristiques et résultats (physiques et de MOT) des participantes.....	43
4.2 Cinématiques.....	43
4.2.1 Courbes typiques.....	43
4.2.2 Résultats interparticipantes	45
4.2.3 Résultats intraparticipantes	49
4.3 MOT.....	55
CHAPITRE 5 DISCUSSION	57

CONCLUSION.....	63
ANNEXE I CARACTÉRISTIQUES ET RÉSULTATS (PHYSIQUES ET MOT) DES PARTICIPANTES.....	65
ANNEXE II RÉSULTATS CINÉMATIQUES.....	66
LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	75

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 4.1	Effet du MOT (pré et post-fatigue) sur la moyenne $\pm$ écart-type des angles (deg) au contact initial (CI) et à la position maximale (PM) pendant un atterrissage sur une seule jambe toutes participantes confondues46
Tableau 4.2	Cinématique (angles) du genou de chaque sujet avec une analyse statistique ANOVA et un test LSD sur l'effet du MOT à la position maximale. La flexion, l'abduction et la rotation interne sont positives. Les valeurs grisées indiquent une différence significative suivant les deux conditions ($p < 0.05$).49
Tableau 4.3	Cinématique (angles) de la hanche de chaque sujet avec une analyse statistique ANOVA et un test LSD sur l'effet du MOT à la position maximale. La flexion, l'abduction et la rotation interne sont positives. Les valeurs grisées indiquent une différence significative suivant les deux conditions ($p < 0.05$).51
Tableau 4.4	Cinématique (angles) du genou de chaque sujet avec une analyse statistique ANOVA et un test LSD sur l'effet du MOT à la position maximale. La flexion, l'abduction et la rotation interne sont positives. Les valeurs grisées indiquent une différence significative suivant les deux conditions ($p < 0.05$)53

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1	Vue antérieure du genou droit en flexion.4
Figure 1.2	Mouvements du genou Tirée de Pal (2008).....5
Figure 1.3	Plans et directions anatomiques. Tirée et modifiée de Fuentes (2010).....5
Figure 1.4	Vues antérieure et postérieure des ligaments du genou8
Figure 1.5	Rotations de la hanche Tirée de Samson W. (2012).....9
Figure 1.6	Position de non-retour versus position de sécurité Tirée de Ireland (1999).....12
Figure 1.7	Exemple de « sidestep » Tirée de Xie et al. (2013)15
Figure 1.8	Exemple de « stop jump » Tirée de Sell et al. (2007).....15
Figure 1.9	Modèle de compréhension des blessures du LCA. Les cercles rouges montrent notre intérêt lors de cette étude : étudier l’impact des facteurs cognitifs pour être ensuite capable d’identifier les athlètes susceptibles d’avoir une blessure lors d’une situation de jeu. Image tirée et modifiée de Bahr et Krosshaug (2005)18
Figure 1.10	Résultats obtenus par McLean et Samorezov (2009) sur la cinématique du membre inférieur lors d’un atterrissage sur une seule jambe, avec les variables de planification du mouvement et de fatigue musculaire. Résultats obtenus pour l’abduction de la jambe non fatiguée.....23
Figure 1.11	Perspective du gardien de but en relation avec la tâche perceptivo-cognitive. Tirée de Faubert et Sidebottom (2012)24
Figure 1.12	Étapes de la tâche de MOT Tirée de Faubert et Sidebottom (2012).....27
Figure 1.13	Courbes de comparaison entre athlètes professionnels, élites et non-athlètes lors d'un entraînement cognitif. Tirée de Faubert (2013)28
Figure 1.14	Effet de l'entraînement sur la vitesse de suivi des cibles au MOT. Tirée de (Faubert et Barthès, 2012)28

Figure 1.15	Comparaison d'équipes professionnelles dans 4 sports différents (debout et assis lors du suivi des cibles). Tirée de Faubert et Barthès (2012).....	29
Figure 3.1	Modélisation du participant sous Nexus	36
Figure 3.2	Participante exécutant un atterrissage lors du protocole d'acquisition.....	38
Figure 3.3	Schéma représentatif du protocole d'acquisition lors d'une séance avec une participante.....	39
Figure 4.1	Exemple de courbe de flexion d'une participante (n°3), représentant les déplacements angulaires en fonction du pourcentage du cycle d'atterrissage	44
Figure 4.2	Exemple de courbe d'abduction d'une participante (n°3), représentant les déplacements angulaires en fonction du pourcentage du cycle d'atterrissage	44
Figure 4.3	Exemple de courbe de rotation interne d'une participante (n°3), représentant les déplacements angulaires en fonction du pourcentage du cycle d'atterrissage.....	45
Figure 4.4	Comparaison de l'effet de la fatigue (avec et sans MOT) sur la moyenne des angles (deg) $\pm$ écart type, à la position maximale (PM) pour la flexion du genou pendant un atterrissage sur une seule jambe toutes participantes confondues	47
Figure 4.5	Comparaison de l'effet de la fatigue (avec et sans MOT) sur la moyenne des angles (deg) $\pm$ écart type à la position maximale (PM) pour l'abduction du genou pendant un atterrissage sur une seule jambe toutes participantes confondues	48
Figure 4.6	Comparaison de l'effet de la fatigue (avec et sans MOT) sur la moyenne des angles (deg) à la position maximale (PM) pour la rotation interne du genou pendant un atterrissage sur une seule jambe toutes participantes confondues	48
Figure 4.7	Comparaison des moyennes $\pm$ écart type des angles d'abduction du genou (PM) lors de l'atterrissage du groupe « Tendance en abduction » entre les 4 conditions : Pré-fatigue sans MOT, Pré-fatigue avec MOT, Post-fatigue sans MOT, Post-fatigue avec MOT.....	54
Figure 4.8	Comparaison des scores MOT du groupe « Tendance en abduction » avec les autres participantes.....	56

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

AM	Faisceau antéromédial
AP	Antéropostérieur
CI	Condition initiale
LCA	Ligament croisé antérieur
LCP	Ligament croisé postérieur
LCL	Lateral Collateral Ligament
MCL	Medial Collateral Ligament
ML	Médiolatéral
MOT	Multiple Object Tracking
PD	Proximodistal
PL	Faisceau postérolatéral
PM	Position maximale
TFL	Tenseur du fascialata

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

°	Degré
Deg	Degré
Log	Logarithme
cm/s	centimètre par secondes
N	Newton
N/mm	Newton par millimètres

INTRODUCTION

Le membre inférieur est composé de trois articulations complexes : la cheville, le genou et la hanche. Ces articulations sont mises à rude épreuve lors d'activités sportives et se retrouvent souvent blessées, que ce soit des foulures, fractures, déchirures, etc. Une des blessures les plus fréquentes est la rupture du ligament croisé antérieur (LCA) du genou (estimée à 100 000 - 200 000 / an aux États-Unis (Shimokochi et al., 2013)). Ce ligament doit normalement permettre d'amener une stabilité à l'articulation, en s'opposant à une translation vers l'avant ainsi qu'à une rotation interne du tibia par rapport au fémur, mais lorsqu'il est surcontraint, il peut rompre. Chez les athlètes, les conséquences d'une rupture du LCA sont considérables puisque cette blessure mène vers un arrêt complet de l'entraînement et de la compétition pendant une longue période (6-9mois) ainsi que d'importantes pertes financières (le coût d'un traitement chirurgical et d'une réadaptation pour cette blessure a été estimé entre 17000\$ et 25000\$ par patient aux États-Unis (Kiapour et Murray, 2014)). Cette blessure a également des répercussions postopératoires et/ou physiques, car plus d'un tiers des patients ayant subi une intervention chirurgicale ne sont pas capable de retrouver leur niveau de jeu préchirurgie (Martin et al., 2013) et elle augmente le risque de développer plus rapidement des pathologies méniscales et particulièrement de l'ostéoarthrose au niveau du genou (Gelber et al., 2000; Reid et al., 2015; Simon et al., 2015). La vaste majorité des blessures du LCA, entre 72% et 95% (Shimokochi et al., 2013), surviennent par des mécanismes sans contact, c'est-à-dire qu'aucun élément extérieur (un coup) ne va agir sur le genou.

La plupart des protocoles de prévention des blessures du LCA sont focalisés sur le renforcement neuromusculaire avec des exercices d'équilibre, de pliométrie, d'agilité ou encore d'étirements (Campbell et al., 2014; Hewett et al., 1999; Labella, Hennrikus et Hewett, 2014; Mandelbaum et al., 2005), ce qui a pour effet de retarder la fatigue physique et ses effets biomécaniques. Or, certaines études récentes ont démontré qu'il y aurait un lien entre les facteurs cognitifs (Borotikar et al., 2008; Cortes et al., 2013; McLean et Samorezov, 2009) et la blessure du LCA.

L'objectif de cette étude est alors d'évaluer l'effet d'une charge perceptivo-cognitive, simulant une charge cognitive en situation de jeu, sur les changements de la biomécanique des membres inférieurs lors d'un atterrissage, ainsi que son impact, en raison des contraintes engendrées, sur le LCA. En plus de l'impact isolé de cette charge cognitive, celui de la combinaison de la fatigue et de la tâche de suivi de cibles MOT (*Multiple Object Tracking*) est étudié afin de vérifier si la fatigue musculaire seule va impacter la biomécanique ou si l'effet combiné va amener encore plus de changements.

Pour ce faire, le CHAPITRE 1 présente une revue de la littérature ainsi que l'anatomie du membre inférieur, qui sera suivie du CHAPITRE 2 énonçant la problématique de l'étude, ainsi que les objectifs et les hypothèses de recherche. Par la suite, la méthodologie associée à cette étude sera détaillée dans le CHAPITRE 3, celle-ci qui a permis la production et l'analyse des résultats qui sont exposés dans le CHAPITRE 4. Enfin, ces résultats sont interprétés et discutés dans le CHAPITRE 5 avant de conclure.

Ce mémoire permet ainsi d'avoir une meilleure compréhension des effets de la charge cognitive, combinée ou non avec une fatigue musculaire, sur la biomécanique des membres inférieurs en situation de jeu. Il peut également servir de base pour le développement de nouveaux entraînements avec pour objectif de réduire le risque de blessures.

CHAPITRE 1

REVUE DE LITTÉRATURE

1.1 Anatomie

Dans les parties suivantes, l'anatomie du membre inférieur sera présentée, à savoir les articulations du genou, de la hanche et de la cheville.

1.1.1 Articulation du genou

L'articulation du genou met en relation trois os qui sont le fémur, le tibia et la patella (Figure 1.1) et peut supporter de lourdes charges, jusqu'à quatre fois le poids du corps. Ces trois os sont liés grâce à trois articulations :

- L'articulation fémoro-patellaire, ou trochléenne (acteur principal dans la flexion/extension), liant la patella au fémur.
- La double articulation fémoro-tibiale, bicondylaire (chaque condyle fémoral s'articule avec chaque condyle tibial), liant le fémur au tibia.

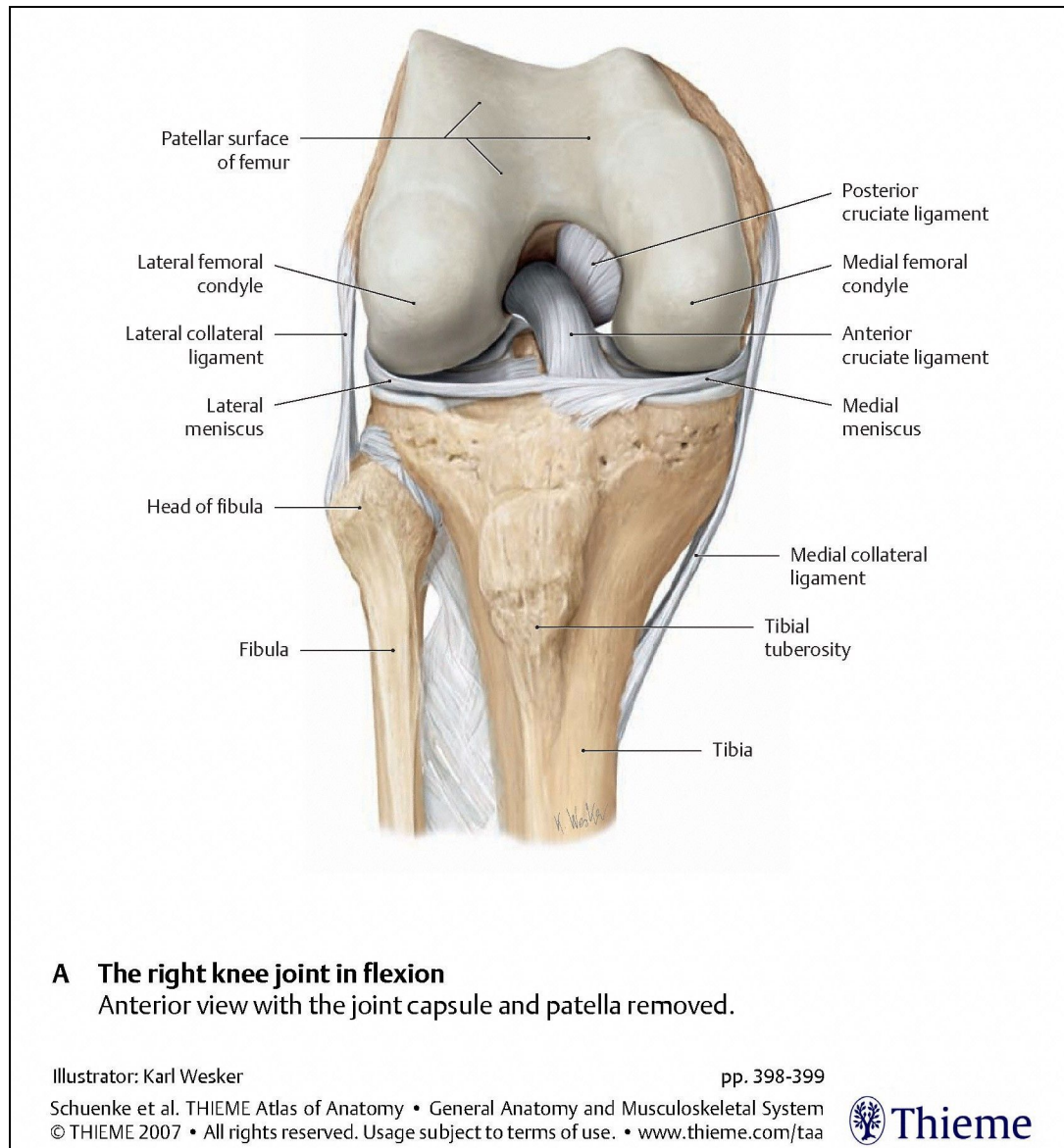


Figure 1.1 Vue antérieure du genou droit en flexion.

Cette articulation possède six degrés de liberté et permet d'effectuer trois types de rotations (flexion/extension, adduction/abduction, rotation interne/externe) et trois types de déplacements (antéropostérieur (AP), médiolatéral (ML) et proximodistal (PD)) (Figure 1.2). Trois plans de l'espace sont également utilisés afin de décrire les mouvements liés au membre inférieur (Figure 1.3).

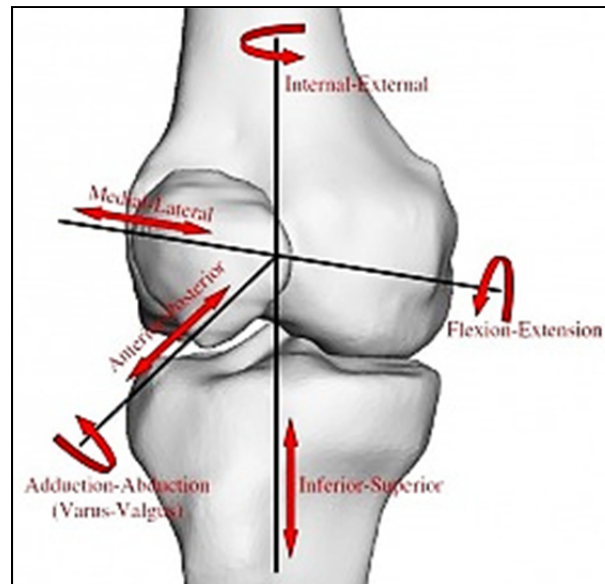


Figure 1.2 Mouvements du genou
Tirée de Pal (2008)

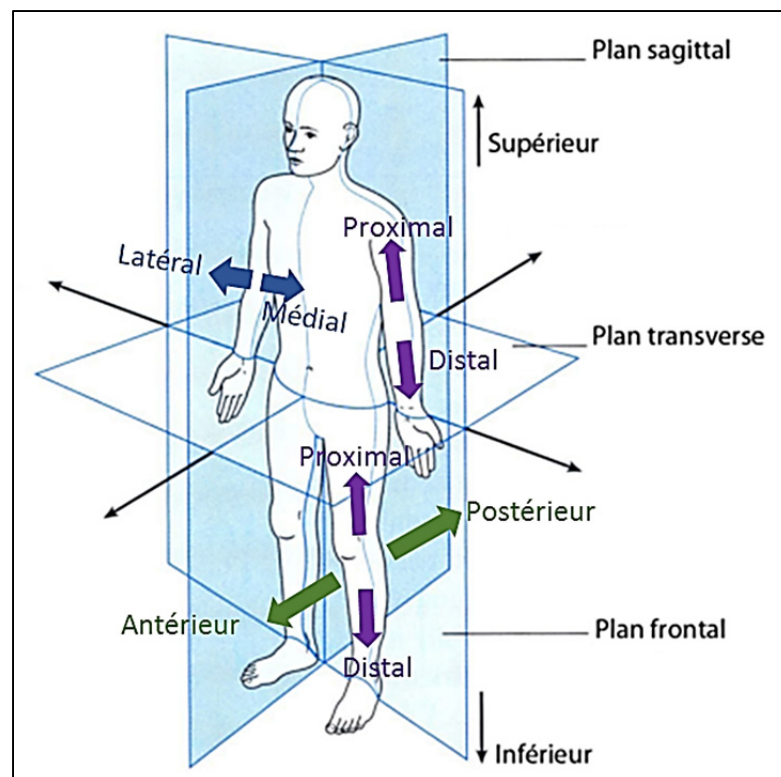


Figure 1.3 Plans et directions anatomiques.
Tirée et modifiée de Fuentes (2010).

Deux ménisques sont également présents dans le genou : il s'agit du ménisque médial (externe) et du ménisque latéral (interne). Ce sont des fibrocartilages composés essentiellement d'eau (75%) et d'une matrice extra-cellulaire (25%). Ils augmentent la congruence articulaire et la stabilisation du genou, protègent le cartilage, participent à la lubrification articulaire et assurent l'absorption des chocs.

Participant, et même assurant le maintien de l'articulation du genou, on trouve dans le genou différents ligaments (Dufour et Pillu, 2005) (Figure 1.4), à savoir :

- Ligament collatéral fibulaire (Lateral Collateral Ligament LCL) : connecte l'épicondyle latéral du fémur avec le côté latéral de la tête du péroné (fibula). C'est un ligament plutôt court et flexible. Il permet d'empêcher une dislocation latérale et aide ainsi à stabiliser le genou.
- Ligament collatéral tibial (Medial Collateral Ligament MCL) : mesure entre 8 et 12 centimètres de long et ressemble à une bande du point de vue de l'épaisseur. Il connecte l'épicondyle médial du fémur avec la face latérale de l'épiphyse proximale du tibia. Il renforce la surface médiale de la capsule articulaire du genou.

Ces deux ligaments possèdent les deux caractéristiques communes d'être plus tendus en extension et en rotation latérale.

- Ligament patellaire : composé de deux parties, une médiale et une latérale, il est grandement responsable de l'extension du genou et du maintien de la position de la patella. Il est en réalité une extension du tendon du quadriceps, et vient connecter la patella à la tubérosité supérieure du tibia.
- Ligament croisé antérieur (LCA) et postérieur (LCP) : principaux acteurs pour garantir la stabilité du genou et le maintenir en place. Le LCP est le ligament le plus fort dans l'articulation du genou et fait en sorte de maintenir une position normale entre le fémur et le tibia.

Le LCA quant à lui, limite le déplacement antérieur (translation vers l'avant) du tibia par rapport au fémur et empêche la rotation interne de ce premier. Il est défini comme une bande intra-articulaire et extra synoviale, composée de tissus conjonctifs denses, contenant principalement des fibres de collagène de type 1 et 3 (Bicer et al., 2010). La

longueur du ligament peut varier entre 22 et 41 mm avec une largeur allant de 7 à 12 mm (Duthon et al., 2006). De manière générale, le modèle le plus représentatif accepté par la communauté scientifique est une division du LCA en deux parties, soit un faisceau antéromédial (AM) et postérolatéral (PL), bien qu'on trouve dans la littérature l'existence d'un troisième faisceau intermédiaire (Bicer et al., 2010; Duthon et al., 2006; Kweon, Lederman et Chhabra, 2013). Du côté proximal, ces faisceaux vont venir s'attacher sur le fémur, et plus précisément sur le condyle fémoral latéral, via des points d'insertion au niveau de la ligne intercondylienne latérale et de la ligne de séparation latérale des AM et PL (Ferretti et al., 2007; Fu et Jordan, 2007; Kweon, Lederman et Chhabra, 2013). Du côté distal, les faisceaux viennent s'attacher sur le tibia, dans la fosse intercondylienne antérieure, de manière antérolatérale à l'épine tibiale. Cette région où vient s'insérer le ligament est appelée « footprint » (Bicer et al., 2010; Iriuchishima et al., 2015).

- Ligaments poplités arqué et oblique : le poplité arqué vient s'attacher au niveau de l'apex fibulaire et possède une forme de triangle pour se lier au condyle fémoral. Le poplité oblique dérive quant à lui, du tendon semi-membraneux, et permet de renforcer (tout comme l'arqué) la stabilité postérieure du genou.
- Ligament antérolatéral : l'étude menée par (Claes et al., 2013) montre qu'il existe un ligament rattachant le fémur et le tibia; ce qui est pertinent quand on sait qu'il peut jouer un rôle dans l'instabilité du genou comme le pivot shift. Des études restent à être menées pour déterminer précisément sa fonction et son rôle dans les blessures du genou.

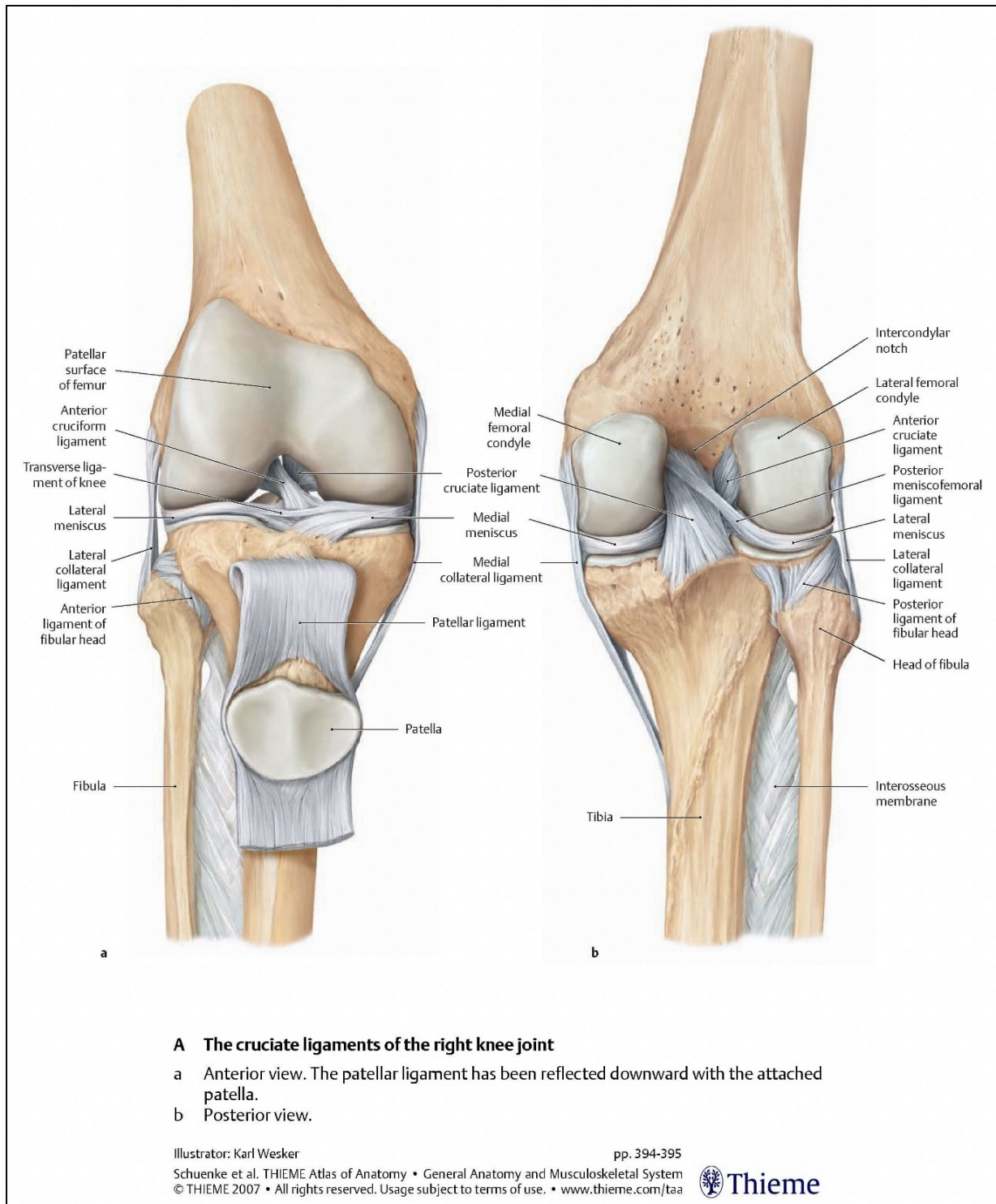


Figure 1.4 Vues antérieure et postérieure des ligaments du genou

1.1.2 Articulation de la hanche

L'articulation de la hanche (ou articulation coxo-fémorale) est associée à une articulation sphéroïde (*Ball and socket joint*). En effet, la tête fémorale est représentée comme une sphère tandis que l'acétabulum (ou cavité cotyloïde) est en forme de coupe où la tête fémorale vient se loger. Aussi, la profondeur de l'acétabulum permet d'éviter les dislocations de la hanche en limitant les mouvements du fémur.

Cette disposition permet trois mouvements rotationnels qui sont la flexion/extension, l'abduction/adduction et la rotation interne/externe (Figure 1.5).

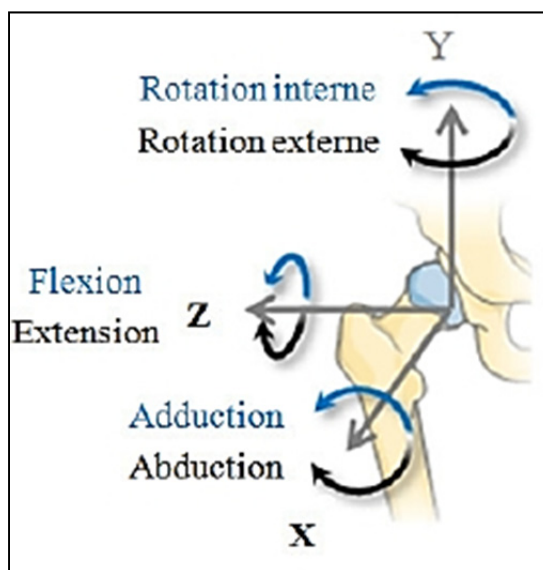


Figure 1.5 Rotations de la hanche
Tirée de Samson W. (2012)

Cette articulation est entourée d'une capsule articulaire composée de tissus fibreux en externe et d'une membrane synoviale interne. La capsule fibreuse se fixe sur l'acétabulum du côté proximal, et du côté distal, elle se fixe en avant sur la ligne intertrochantérienne antérieure et sur la base du grand trochanter. Associés à cette capsule, quatre ligaments sont définis comme des éléments de stabilité passive de l'articulation : ilio-fémoral, ischio-fémoral, pubo-



fémoral et le ligament de la tête fémorale (ou rond). Le ligament ilio-fémoral permet de renforcer et consolider l'articulation.

Dans cette articulation, on trouve également des éléments de stabilité active, à savoir les muscles tels que : le long, court et grand adducteur, le droit interne (gracile), le pectiné, l'ilio-psoas, le petit, moyen et grand fessier, le tenseur du fascialata (TFL), le carré fémoral, les jumeaux, le pyramidal (piriforme), le droit fémoral (antérieur), le sartorius et les ischio-jambiers. Ces muscles participent à l'abduction et l'adduction, la rotation interne et externe, la flexion et l'extension de la hanche.

1.2 Biomécanique du membre inférieur

Dans l'analyse du mouvement des membres inférieurs, différentes mesures peuvent être utilisées, comme la position angulaire des segments, les forces de réaction au sol, les moments, la vitesse et/ou l'accélération des segments. À l'aide de ces mesures, il est possible de s'intéresser à une blessure bien connue dans le monde sportif : la rupture sans contact du LCA.

Comme dit précédemment, le LCA joue un rôle très important dans la stabilité du genou et limite le déplacement antérieur du tibia par rapport au fémur. Son deuxième rôle est qu'il contraint également la rotation interne du tibia par rapport au fémur. Il intervient également dans la stabilité de l'hyper extension du genou et des rotations du plan frontal avec l'abduction et l'adduction. Le LCA est un matériau au comportement non linéaire possédant des propriétés de viscoélasticité (capacité à s'étirer) et d'anisotropie (variation des propriétés biomécaniques suivant l'orientation). À titre d'exemple, le LCA est plus fort dans les directions qui sont relatives à l'orientation de ses fibres prédominantes, que dans les directions alignées avec l'axe tibial (Benno M. Nigg, 2007; Woo et al., 1991). Le LCA a pour rigidité 242N/mm et pour tension maximale entre 1725N et 2200N selon les études. Ceci peut varier de par l'orientation, les chargements répétitifs et l'âge (Kweon, Lederman et Chhabra, 2013; Noyes, 1984; Woo et al., 1991).

1.2.1 Mécanismes de blessure sans contact

Les ruptures du LCA sont généralement le résultat de chargements excessifs sur celui-ci, et la vitesse de déformation va définir le type de blessure engendrée (Noyes, 1974). Dans plus de 70% des cas, ces ruptures se font sans qu'il y ait eu contact direct avec le genou (Shimokochi et al., 2013). On trouve dans la littérature trois principaux mécanismes de blessures qui peuvent résulter d'une décélération rapide des membres inférieurs combinée à un pivot, d'un atterrissage avec le genou en hyper extension ou d'un pivot soudain : un mouvement en valgus (genou vers l'intérieur, en abduction) combiné à une rotation tibiale externe, une rotation interne tibiale par rapport au fémur, ou une hyper extension du genou (Noyes et al., 1983).

L'intérêt de savoir quels pourraient être les paramètres cinétiques et cinématiques liés à la rupture du LCA est primordial dans ces sports qui requièrent une décélération rapide pendant un changement de direction, un pivot ou un atterrissage, car le risque y est élevé. Cette revue va se focaliser principalement sur le contexte de saut et d'atterrissage, car les facteurs sont directement affectés par le type de tâche exécutée, et se basera sur plusieurs études et méta-analyses comme celles de (Alentorn-Geli et al., 2009; Griffin et al., 2000; Griffin et al., 2006; Labella, Hennrikus et Hewett, 2014; Smith. et al., 2012). À titre d'exemple (Besier et al., 2001b), ont montré que les moments en varus/valgus et en rotation interne/externe au genou sont plus importants pour les mouvements de « *sidestep* » et « *crossover* » par rapport à la course.

Comme décrit précédemment, cette rupture résulterait principalement d'un mouvement en valgus et d'une rotation tibiale externe. On retrouve ces paramètres avec l'étude de (Ireland, 1999) quand il parle de « *position of no return* » (Figure 1.6).

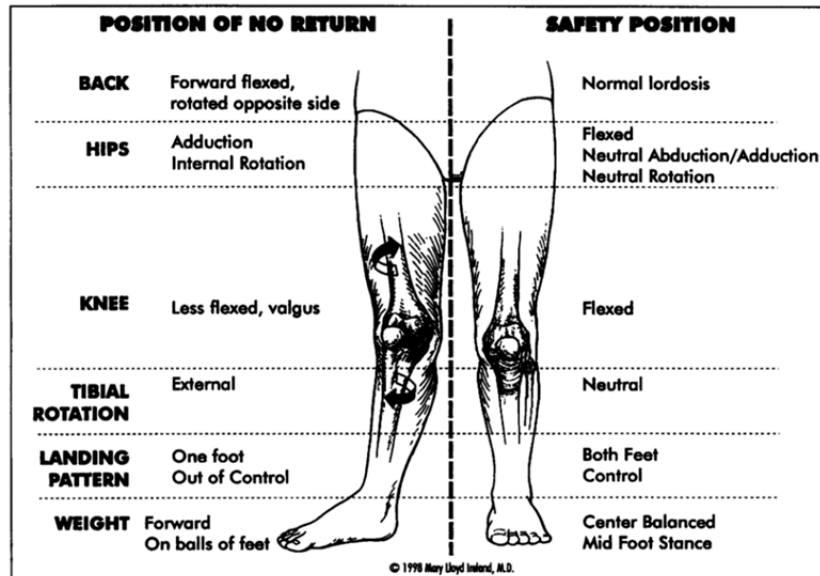


Figure 1.6 Position de non-retour versus position de sécurité
Tirée de Ireland (1999)

La position de sécurité présentée se compose d'une lordose normale, d'une flexion de la hanche, mais avec une abduction et rotation neutre, d'un genou fléchi avec une abduction et une rotation neutre, et d'un contrôle des deux pieds. On s'intéresse alors à une position de risque dans le but de connaître l'influence de chaque position dans les trois plans en comparant des athlètes blessés versus non blessés, ou en comparant des athlètes masculins et féminins :

- Plan sagittal

D'après la littérature, on remarque que dans le plan sagittal, plus l'articulation est en flexion pendant l'atterrissage, plus l'énergie est absorbée, ce qui fait que l'impact transféré au genou en devient réduit. Chaque mouvement qui va influencer la flexion pourrait donc contribuer à une blessure du LCA ou à réduire ce risque avec une posture moins raide pendant l'atterrissage (Kirkendall et Garrett, 2000). Dans l'étude de (Yu et al., 2005) des joueuses de soccer démontrent une diminution des angles de flexion à la hanche et au genou à l'atterrissage par rapport aux hommes après l'âge de 13 ans, lors d'une tâche « *stop-jump* ». Ceci pousserait les joueuses à un plus haut risque de blessure du LCA, car une plus grande

force est transmise au genou. Une autre étude de (Hewett et al., 2005) a montré que l'angle de flexion du genou au contact initial et le moment de flexion du genou en position maximale sont restés similaires entre des athlètes féminines blessées et non blessées. Pourtant, l'angle maximal de flexion du genou était diminué pour le groupe d'athlètes blessé par rapport au groupe contrôle. L'impact du plan sagittal reste quand même limité quand il est évalué de façon isolée comme le montre les études de (McLean et al., 2004; Pflum et al., 2004), qui prouvent que seule, la force ne serait pas assez importante pour rompre le LCA.

- Plan frontal (ou coronal)

Dans le plan frontal, on parlera principalement de l'abduction de la hanche et du genou. Vis-à-vis de la hanche, il n'est pas possible de conclure que ses variations d'angle ou de moment seuls peuvent mettre à risque le LCA. L'on peut par contre suggérer que les angles à la hanche peuvent être déterminants pour la force qui va être appliquée au genou. En effet, en prenant l'étude de (Ford, Myer et Hewett, 2003), l'augmentation du moment d'adduction au niveau de la hanche ferait en sorte que le genou se retrouve contraint en valgus. Concernant le genou, l'étude de (Myer et al., 2014a) relate qu'avec un atterrissage supérieur à 25Nm, et avec un genou placé en abduction, le risque blessure du LCA serait augmenté chez les athlètes filles du secondaire (*High school*). De la même façon, (Hewett et al., 2005) a mené une étude sur 205 athlètes féminines jouant au soccer, basketball et volleyball, en utilisant une tâche de saut et d'atterrissage. Neuf athlètes ont été blessées au LCA et pour ces athlètes, l'angle d'abduction du genou ($P < 0.05$) à l'atterrissage était de 8° supérieur. Celles-ci avaient également 2.5 fois plus de moments d'abduction du genou ($P < 0.001$) et 20% de plus de force de réaction au sol ($P < 0.05$); tandis que le temps de positionnement à l'atterrissage (*stance time*) était 16% plus court. L'augmentation du mouvement, de la force, et des moments arrivent donc plus rapidement.

- Plan transverse

(Lephart et al., 2002) ont montré que les athlètes féminines (soccer, basketball, volleyball) présentent un déplacement angulaire maximal plus important que les hommes au niveau de la rotation interne de la hanche lors d'atterrissage sur une seule jambe. Concernant le genou, la

rotation du tibia est un facteur connu de risque de rupture du LCA (Estes et al., 2015; Yeow et al., 2009) et le fait de la limiter aurait tendance à prévenir cette blessure (Mokhtarzadeh et al., 2015). Bien que le risque de blessure du LCA soit plus associé à une rotation interne au niveau du tibia, car le chargement est important sur le ligament (Kim et al., 2015; Meyer et Haut, 2005; 2008; Shimokochi et Shultz, 2008), certaines études ont aussi associé la rotation externe à cette blessure (Boden et al., 2000; Fung et al., 2007; Ireland, 1999; Olsen et al., 2004; Park, Wilson et Zhang, 2008).

Regardant ces études, on en ressort qu'au niveau cinématique, moins de flexion au niveau du genou et de la hanche, combiné à plus d'abduction et à une augmentation de la rotation interne (ou externe) du genou, mènerait vers un risque élevé de rupture du LCA.

1.2.2 Biomécanique de l'atterrissage

La biomécanique de l'atterrissage est relativement dissemblable de celle de la marche par exemple, dans le sens où il n'existe pas de modèle répétable, de courbe typique, d'une étude à l'autre. C'est une tâche très variable qui, même si l'on demande à plusieurs personnes d'effectuer le même saut, peut donner des résultats différents. Comme mentionné dans les sections précédentes, il existe différents types de tâches permettant d'analyser la biomécanique des membres inférieurs présentés ci-dessous, et on s'intéresse particulièrement à l'atterrissage, car c'est une tâche qui se retrouve souvent en situation de jeu et en cause dans les blessures du LCA sans contact :

- Les « sidestep » et « crossover »



Figure 1.7 Exemple de « sidestep »
Tirée de Xie et al. (2013)

Dans l'étude de (Xie et al., 2013) par exemple, cette tâche a permis d'identifier, à partir des différentes phases d'une coupure de mouvement avec un déplacement sur le côté (*sidestep cutting*), la phase la plus à même de placer l'athlète en position de risque de blessure du LCA, pour des joueuses de basketball.

- Les « stop jump »

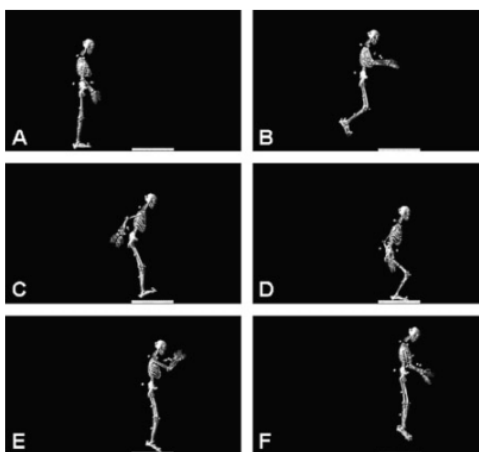


Figure 1.8 Exemple de « stop jump »
Tirée de Sell et al. (2007)

Dans l'étude de (Sell et al., 2007) par exemple, cette tâche a permis d'étudier les éléments prédicteurs d'une force de cisaillement antérieur du tibia proximal, connu pour causer un risque de blessure du LCA.

- Les sauts avec départ arrêté vers l'avant et un atterrissage sur une ou deux jambes. Dans l'étude de (McLean et Samorezov, 2009) par exemple, cette tâche a permis d'étudier l'effet de la fatigue musculaire sur le risque de blessure du LCA.
- Les « drop jump » ou « drop landings »: les sauts à partir d'un positionnement en hauteur (sur une boîte par exemple) avec un atterrissage sur une ou deux jambes. Pour les « drop jump », une fois que le participant a atterri, il effectue immédiatement un saut vertical. Dans l'étude de (Dowling, 2010) par exemple, cette tâche a permis d'étudier les différentes stratégies d'atterrissage et le risque par rapport aux blessures du LCA.

À des fins d'analyse de ces tâches, des marqueurs réfléchissants sont utilisés avec les systèmes optiques. Ces marqueurs sont posés directement sur la peau au niveau des points de repère définis comme dans les études de (Borotikar et al., 2008; McLean et Samorezov, 2009) par exemple. Bien que les études utilisant ce système soient de haut niveau, il persiste un problème bien connu dans le milieu de l'analyse biomécanique en 3 dimensions, à savoir les artéfacts des tissus mous (*soft tissues artéfacts*). En effet, le fait de positionner des marqueurs sur la peau va créer des erreurs de positions relatives au suivi de l'os, qui peuvent aller jusqu'à 30 ou 40mm (Benoit et al., 2006; Cappozzo et al., 1996; Kuo et al., 2011). Ces erreurs sont d'autant plus importantes, car elles peuvent masquer les angles observés lorsqu'ils sont de faible amplitude, comme c'est le cas avec les angles d'abduction et de rotation du genou.

Malheureusement, il n'existe pas de solution parfaite à l'heure actuelle pour éviter ces artéfacts, car cet effet est dépendant de plusieurs facteurs comme la localisation des marqueurs, l'activité qui est exécutée, les caractéristiques des participants, et le segment

instrumenté (Benoit, Damsgaard et Andersen, 2015; Peters et al., 2010). Par contre, il existe certains outils qui auraient tendance à réduire ces artéfacts avec une bonne fiabilité, au niveau des membres inférieurs, et notamment pour l'analyse de la marche avec un exosquelette composé de corps rigides (Ganjikia et al., 2000; Garling et al., 2007; Labbe et al., 2008). Ainsi, afin d'obtenir le moins d'artéfacts de peau possibles, le choix d'éviter de positionner les marqueurs sur la peau directement peut être fait, et les marqueurs seront alors disposés sur des corps rigides (des plaques par exemple), qui viennent s'attacher sur le participant, comme on peut le voir dans les études de (Cortes et al., 2013; Khalid et al., 2015) par exemple.

1.2.3 Facteurs de risque de dégradation de la biomécanique

À la suite de cette introduction concernant les techniques d'analyse de la biomécanique, les facteurs de risque de rupture du LCA sont présentés. Ceux-ci ont été identifiés et regroupés dans (Figure 1.9) par (Bahr et Krosshaug, 2005) et certains de ces facteurs seront présentés ci-après.

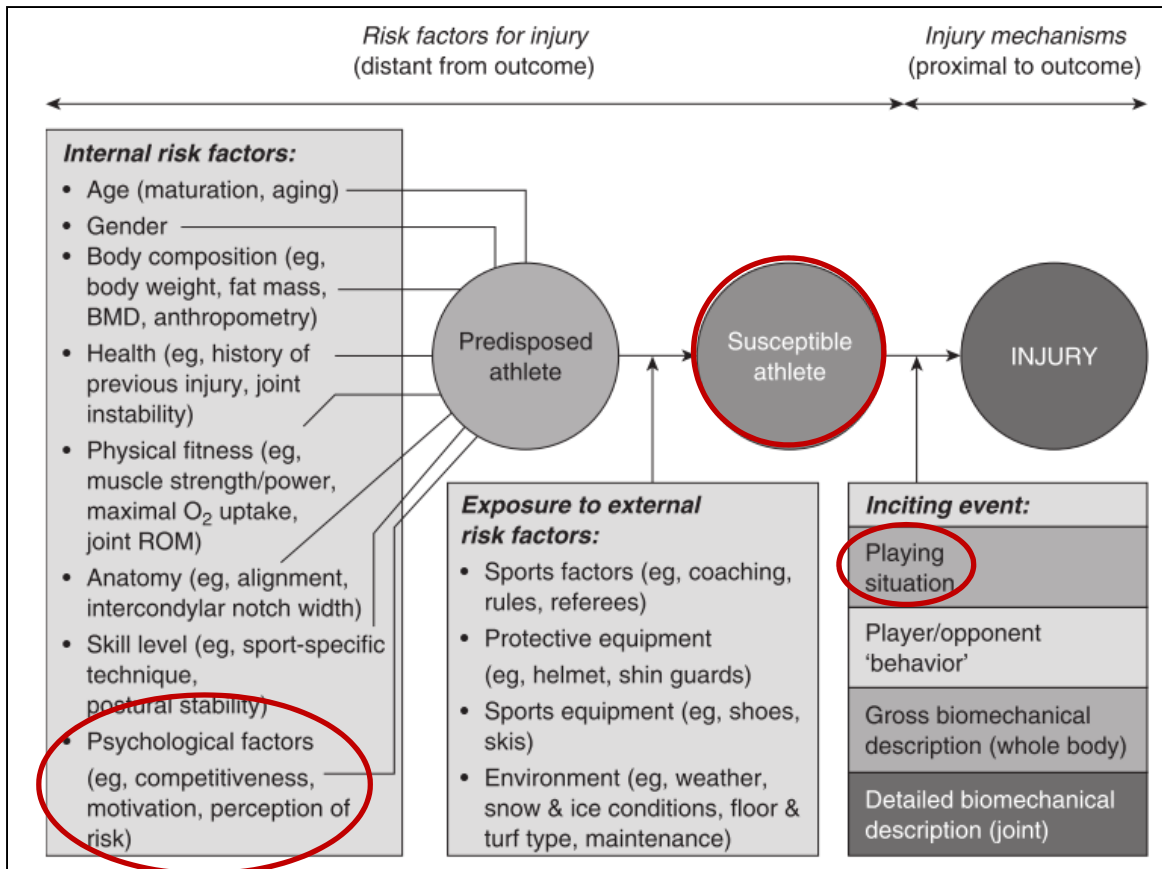


Figure 1.9 Modèle de compréhension des blessures du LCA. Les cercles rouges montrent notre intérêt lors de cette étude : étudier l'impact des facteurs cognitifs pour être ensuite capable d'identifier les athlètes susceptibles d'avoir une blessure lors d'une situation de jeu.
Image tirée et modifiée de Bahr et Krosshaug (2005)

1.2.3.1 Fatigue neuromusculaire

Un des facteurs bien connus qui conduisent à un risque important de changements de la biomécanique des membres inférieurs, et surtout à un risque de blessure du LCA, est la fatigue neuromusculaire. Il est possible de grouper les répercussions de cette fatigue selon trois modèles soit l'altération des mouvements, de l'activation et de la rigidité musculaire. Effectivement moins l'athlète présente une haute rigidité musculaire, plus le risque de blessure du LCA est important (Blackburn et al., 2013). De plus, un faible contrôle neuromusculaire au genou et à la hanche est un facteur de risque de blessure du LCA, ainsi que la stabilité posturale (Hewett et al., 2005; Paterno et al., 2010). Les atterrissages lors de sports vont intervenir dans la translation tibiale, et celle-ci se contrôle notamment par

l'activité des quadriceps et des ischio-jambiers (Solomonow et al., 1987). Comme dans l'étude in vivo de (Markolf, Graff-Radford et Amstutz, 1978), où la laxité du genou était réduite de 50% à 70% lorsqu'ils demandaient au sujet de contracter leurs muscles.

Un autre modèle bien connu qui met à risque le LCA est le ratio H/Q (*Hamstring/quadriceps*: ischio-jambier/quadriceps). En effet, l'activation des quadriceps avant les ischio-jambiers, une force des ischio-jambiers réduite, ou une activation trop importante des quadriceps, augmente la force de cisaillement antérieure, donc le chargement sur le LCA (Begalle et al., 2012; Li et al., 1999; Myer, Ford et Hewett, 2005; Saunders et al., 2014; Wild, Steele et Munro, 2013; Withrow et al., 2006). En dehors de l'activité musculaire, le patron du mouvement, tant cinématique que cinétique, est également altéré par la fatigue. Plusieurs études ont montré que la fatigue altère ces paramètres et certains d'entre eux ont aussi montré que c'est à partir de 50% de la fatigue maximale du participant que le LCA est mis à risque (Borotikar et al., 2008; Chappell et al., 2005; Cortes et al., 2013; Coventry et al., 2006; Kernozek, Torry et Iwasaki, 2008; Khalid et al., 2015; Lucci et al., 2011; McLean et al., 2007; McLean et Samorezov, 2009). Par exemple, dans l'étude de (Borotikar et al., 2008) lors d'atterrissages sur une seule jambe, la fatigue augmente l'extension, et la rotation interne de la hanche au contact initial. La fatigue augmente également l'abduction et la rotation interne du genou à la position maximale.

Plusieurs études ont cherché à retarder les effets négatifs de cette fatigue via des entraînements. (Sugimoto et al., 2014) présentent une méta-analyse dans laquelle ils montrent que des exercices de renforcement musculaire (notamment avec des « *Russian/Nordic Hamstring Curls* »), et de contrôle proximal augmenteraient l'efficacité des entraînements neuromusculaires pour réduire le risque de rupture du LCA, alors que des exercices de plyométrie ou d'équilibre ne seraient pas suffisants (Gilchrist et al., 2008; Heidt et al., 2000; Hewett et al., 1999; Kiani et al., 2010; LaBella et al., 2011; Mandelbaum et al., 2005; Olsen et al., 2005; Pasanen et al., 2008; Steffen et al., 2008; Waldén et al., 2012). Dans le même temps (LaBella, Hennrikus et Hewett, 2014) se sont également intéressés aux programmes d'entraînement neuromusculaires avec pour conclusions que des exercices de plyométrie

combinés à des techniques d'entraînement et des retours (*feedbacks*) aux athlètes seraient des composantes communes afin de réduire le taux de blessure du LCA (Hewett, Ford et Myer, 2006; Myer et al., 2013; Yoo et al., 2010). Les exercices d'équilibres seuls ne suffiraient pas et les entraînements de renforcement musculaire ne sont pas inclus dans certaines de ces études alors qu'il semble que ce soient les exercices les plus efficaces.

1.2.3.2 Facteurs intrinsèques

- Génétiques : il existerait effectivement un lien entre la blessure du LCA et des prédispositions familiales (Flynn et al., 2005; Harner et al., 1994; Myer et al., 2014b). À titre d'exemple, l'étude menée par (Hewett et al., 2010) proposait de déterminer si on pouvait voir une prédisposition à se blesser chez des jumeaux. Cette étude a montré entre autres, qu'une augmentation de l'angle d'abduction du genou et de la laxité de l'articulation, ainsi qu'un faible ratio H/Q sont des paramètres potentiellement reliés à cette prédisposition.
- Hormonaux : plusieurs études ont essayé d'établir un lien entre la variation des hormones et le risque de blessure du LCA. Cette relation a été étudiée en prenant en compte le cycle de menstruation avec pour exemple ces cinq études où la blessure survient lors de la phase de préovulation (Beynnon et al., 2006; Ruedl et al., 2009), folliculaire (Slauterbeck et al., 2002), menstruelle (Myklebust et al., 2003), de post-ovulation (Myklebust et al., 1998). Les résultats restent pourtant controversés et il faudrait plus d'études pour une meilleure caractérisation.
- Blessure précédente : le fait d'avoir déjà eu une reconstruction du LCA engendre un risque pour se blesser à nouveau sur la même jambe ou sur la jambe controlatérale. Des études le montrent comme celle de (Orchard et al., 2001), celle de (Paterno et al., 2012) qui indique que le risque de blessure est augmenté de 15 fois par rapport au groupe contrôle, ou celle de (Walden, Hagglund et Ekstrand, 2006) avec 11 blessures sur la jambe reconstruite (4 avant 12 mois et 7 après), et 10 blessures controlatérales (toutes après 12 mois).

1.2.3.3 Facteurs extrinsèques

Les facteurs extrinsèques font allusion à tout élément extérieur à la personne et à ses caractéristiques, qui pourraient entrer en jeu dans le risque de blessure. Parmi ces éléments, on trouve le temps (en termes de conditions météorologiques), le type de surface de jeu et sa condition, de même pour les chaussures utilisées. On retrouve dans la littérature, différentes études qui montrent que ces facteurs vont agir sur l'interaction entre la surface au sol et la chaussure, ce qui serait un facteur de risques de blessure. Pour appuyer ceci, des études parlent du fait qu'un temps humide et mouillé (pluvieux) va réduire cette friction (Orchard et al., 1999; Orchard et Powell, 2003); également du fait que le type de crampons utilisés joue un rôle dans ce risque de blessure (Lambson, Barnhill et Higgins, 1996); ou encore que les femmes ont 2.35 fois plus de chances de se blesser sur un terrain synthétique au handball (Olsen et al., 2003).

1.2.3.4 Facteurs cognitifs

Récemment, plusieurs études ont observé si une charge cognitive pouvait changer la biomécanique des membres inférieurs pendant le sport. À des fins d'analyses de ce phénomène, plusieurs chercheurs ont décidé d'étudier l'effet d'une prise de décision ou d'une planification, et ont montré qu'une relation existe entre celle-ci et les changements de la biomécanique et la blessure du LCA, lorsqu'elle est associée à la fatigue (Besier et al., 2001a; Borotikar et al., 2008; Cortes et al., 2013; Houck, Duncan et De Haven, 2006; Khalid et al., 2015; McLean et Samorezov, 2009; Olsen et al., 2004; Pollard, Davis et Hamill, 2004).

Par exemple, (Besier et al., 2001a) ont étudié l'effet d'une tâche planifiée ou non lors d'un déplacement de côté (*sidestep cut*). Ils ont trouvé une augmentation des moments varus-valgus et de rotation interne-externe du genou pendant les mouvements non planifiés. Ils suggèrent alors que la torsion dans le plan frontal peut augmenter le risque de blessure du LCA lors de mouvements non planifiés. (McLean et Samorezov, 2009) ont décidé d'étudier l'impact de la fatigue musculaire ainsi que l'addition d'une tâche non planifiée sur la biomécanique de sauts/atterrissages. Ils ont montré qu'effectivement il y avait un fort impact

à partir de 50% de fatigue musculaire, avec une diminution des angles et des moments à la position de flexion maximale au contact initial du genou. Aussi, une augmentation des angles et moments maximaux de la rotation interne et de l'abduction du genou. De plus, ils ont démontré que les différences observées dans la jambe fatiguée, sont également présentes dans la jambe controlatérale, non fatiguée (Figure 1.10). Ceci donne l'indication que la fatigue musculaire n'est pas seule en cause dans les changements biomécaniques lors de l'atterrissage et oriente effectivement la recherche vers une fatigue plus centrale, voir cognitive, ayant un impact sur ces membres inférieurs. Enfin, ils ont montré un impact plus grand lorsque l'athlète n'était informé de la jambe d'atterrissage qu'au moment où elle amorçait le saut (Figure 1.10). Ceci laissant croire que dans le cas contraire, elle pouvait planifier son mouvement, diminuant l'impact de cette fatigue centrale.

À l'inverse, (Khalid et al., 2015) n'ont pas trouvé de résultats significatifs que l'on pourrait imputer à l'effet de la non-planification mise à part une diminution de la force de réaction du sol verticale à la position maximale. (Swanik et al., 2007) quant à eux, ont tenté de déterminer la relation entre les fonctions neurocognitives et les blessures du LCA à travers le test ImPACT (*Immediate Post-Concussion Assessment and Cognitive Testing*) développé par NeuroHealth Systems (Pittsburgh, Pa). Ils ont alors montré que les athlètes ayant été victimes d'une blessure possédaient un temps de réaction plus lent, une vitesse de traitement plus lente, et étaient moins performant aux tests de mémoire visuelle et verbale, par rapport au groupe contrôle. Ceci tendait à démontrer que ces différences neurocognitives peuvent être associées à des pertes du contrôle neuromusculaire.

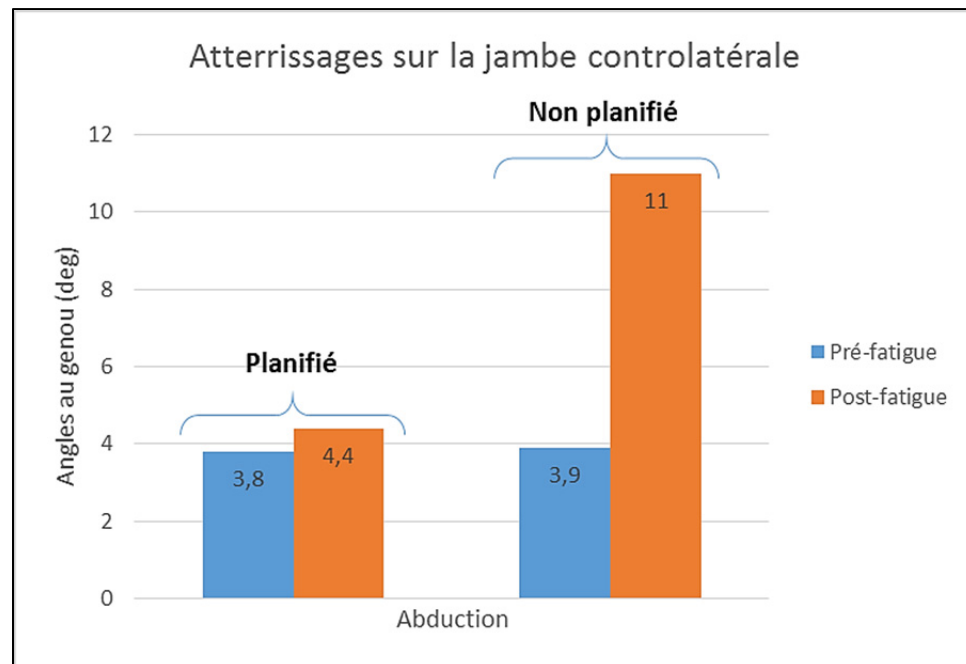


Figure 1.10 Résultats obtenus par McLean et Samorezov (2009) sur la cinématique du membre inférieur lors d'un atterrissage sur une seule jambe, avec les variables de planification du mouvement et de fatigue musculaire.
Résultats obtenus pour l'abduction de la jambe non fatiguée

1.3 Tâche perceptivo-cognitive

Comme décrit précédemment, dans le sport, des ressources musculaires, mais aussi cognitives sont allouées afin de performer. En effet, lorsque l'athlète pratique son sport, il doit à la fois percevoir et intégrer différentes trajectoires en utilisant les ressources de son cerveau. À titre d'exemple, au soccer, un gardien de but va devoir prendre en compte la position et le mouvement des adversaires et de ses coéquipiers, en même temps que la position et la trajectoire du ballon, afin de se placer et d'intervenir correctement pour empêcher de se faire marquer un but (Figure 1.11).

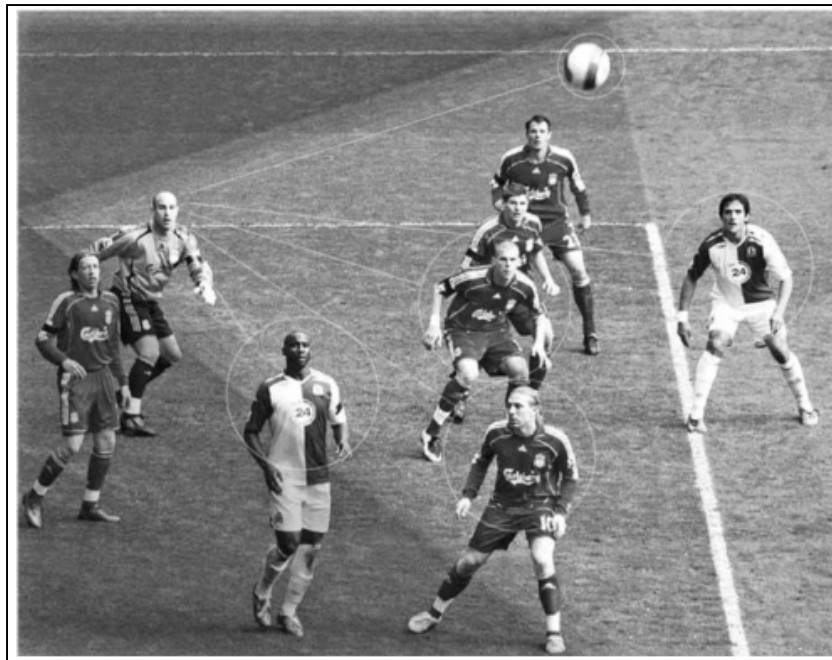


Figure 1.11 Perspective du gardien de but en relation avec la tâche perceptivo-cognitive.
Tirée de Faubert et Sidebottom (2012)

Pendant une scène comme celle-ci, certains mouvements peuvent être anticipés alors que d'autres non, qui vont être totalement imprévisibles de par des changements de direction, des occlusions (Keane et Pylyshyn, 2006; Zelinsky et Todor, 2010), et tout ça à vitesse rapide. Il est alors intéressant de pouvoir simuler une telle scène pour reproduire une situation de jeu en laboratoire, afin de réaliser des études.

1.3.1 Simulation d'une charge cognitive

La perception et la réaction d'un athlète par rapport à une scène qui allie une combinaison entre la complexité et la vitesse, sont un facteur déterminant quant à son niveau dans les sports de compétitions (Williams, Davids et and Williams, 1999). Il devenait alors très intéressant de savoir si cette capacité pouvait être améliorée via de l'entraînement et avec quel type d'entraînement. Au départ, la plupart des entraînements se focalisaient sur le temps de réaction de l'athlète, mettant en place un système avec des lumières qui s'éclairaient puis s'éteignaient dans le champ visuel périphérique (Wood et Abernethy, 1997). Or, des études

ont montré qu'il existe un manque d'amélioration des performances, car la détection et la réaction face à ce type d'exercice requièrent des ressources différentes par rapport à une scène visuelle dynamique complexe (Blaser et Sperling, 2008; Mori, Ohtani et Imanaka, 2002; Starkes, 2003). Des études se sont ainsi focalisées sur des tâches de suivi de cibles multiples (*Multiple Object Tracking* : MOT), car celles-ci sont récurrentes dans le sport et surtout dans les sports d'équipes.

1.3.2 MOT

La première étude sur le MOT fût effectuée par (Pylyshyn et Storm, 1988) cherchant à savoir si une personne était capable de suivre plusieurs objets simultanément. Dans cette étude, le participant devait suivre de 1 à 5 objets parmi un total de 10, et devait les identifier lorsqu'ils étaient éclairés. Les participants étaient alors capables de suivre jusqu'à 5 objets, avec plus d'erreurs et plus de latence quand ils devaient en suivre plus. D'autres études suivirent en montrant qu'il est possible de suivre 4 ou 5 cibles et que le suivi va dépendre de certains facteurs comme l'âge (plus la personne est âgée, plus il est difficile de faire un suivi de cibles en mouvements), la condition, la vitesse (Alvarez et Franconeri, 2007; Fougny et Marois, 2006; Kennedy, Tripathy et Barrett, 2009; Sekuler, McLaughlin et Yotsumoto, 2008; Trick, Perl et Sethi, 2005).

La tâche sur laquelle se base notre étude a été développée par (Faubert et Sidebottom, 2012). Ce choix a notamment été motivé par le fait que c'est une tâche qui est directement reliée à l'habileté d'un athlète à voir et à répondre à un stimuli comme le montre l'étude de (Mangine et al., 2014). Dans leur étude, ils montrent que posséder une meilleure vitesse de suivi visuel augmente le taux de passes décisives, de "vol" de ballon et d'implication dans les revirements de situation des athlètes durant une saison de basketball. De plus, (Romeas, Guldner et Faubert, 2016) montrent que la tâche de MOT pourrait se transférer directement sur le terrain pour les athlètes, après un entraînement en laboratoire, en démontrant une amélioration dans la précision des passes pour des joueurs de soccer, lors d'une prise de décision dans le jeu.

Cette tâche se compose de quatre éléments :

- Une attention distribuée sur un nombre d'éléments dynamiques séparés (MOT).
- Un large champ visuel : pendant une pratique sportive, la plupart des actions se passent dans le champ visuel périphérique de l'athlète, il est donc important de reproduire cette particularité lors de l'entraînement cognitif (Knudson et Kluka, 1997).
- Des seuils de vitesse : comme montré précédemment, la plupart des études se focalisaient sur le nombre d'objets à suivre. Ici, pour un nombre d'objets défini au départ, la vitesse des mouvements change avec un certain ratio. Ceci va aussi augmenter le nombre d'interactions entre les cibles elles-mêmes et avec l'environnement (collisions, passage à travers des cibles, occlusions), sachant que ces interactions peuvent arriver à plusieurs endroits en même temps.
- De la stéréoscopie : afin de recréer l'environnement le plus réel possible pour effectuer la tâche, l'utilisation de la technologie 3D est pertinente (Bideau et al., 2010). En effet, celle-ci peut être une propriété nécessaire au traitement visuel, et peut faire en sorte que les problèmes d'attention dus aux limitations spatiales dans les scènes 2D soient levés lors de décisions rapides (Intriligator et Cavanagh, 2001). Le fait d'utiliser la stéréoscopie dans ce dispositif permet d'insérer une perspective de profondeur dans l'environnement.

Cette tâche de suivi de cibles se déroule en cinq étapes (Figure 1.12) :

- a) Huit sphères se présentent de manière aléatoire dans un espace volumétrique virtuel;
- b) Trois ou quatre sphères sont ensuite mises en surbrillance pendant une seconde;
- c) Après cette identification, toutes les sphères retrouvent leur forme originale et vont commencer à bouger dans l'espace. Lors de ces mouvements, on observe des interactions dynamiques; c'est-à-dire que les sphères peuvent s'entrechoquer, passer au travers les unes des autres et rebondir contre les parois du cube volumétrique virtuel 3D. Le participant doit alors suivre ces cibles en l'espace de huit secondes.
- d) Quand les mouvements s'arrêtent, le participant doit identifier les trois sphères qui étaient indexées à l'origine (b).

- e) Une fois l'identification effectuée, un retour est donné au participant afin qu'il sache s'il a réussi ou échoué.

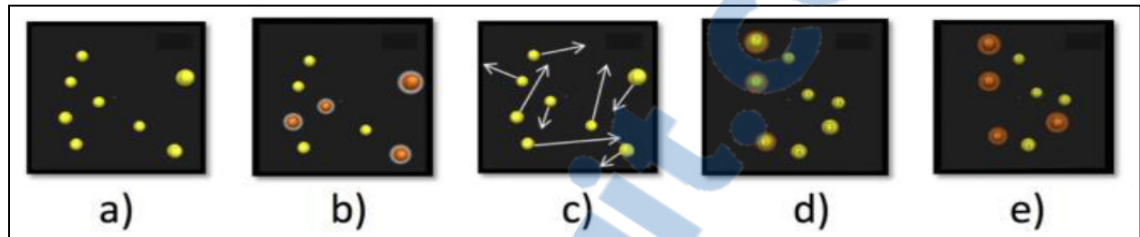


Figure 1.12 Étapes de la tâche de MOT
Tirée de Faubert et Sidebottom (2012)

Avec celle-ci, (Faubert, 2013; Faubert et Barthès, 2012) ont montré que :

- Les athlètes professionnels performant mieux à la tâche MOT que les athlètes élit-amateurs et que les non-athlètes (Figure 1.13).
- Ces mêmes athlètes professionnels ont une courbe de progression, d'apprentissage, plus importante que celle des deux autres. Ce qui aurait tendance à montrer qu'il existe une corrélation entre le fait d'avoir de meilleures capacités cognitives et le fait de devenir athlète professionnel (Figure 1.13). Ceci nous porte davantage à croire que cette tâche fait appel aux capacités utilisées par les athlètes en situation de jeu.

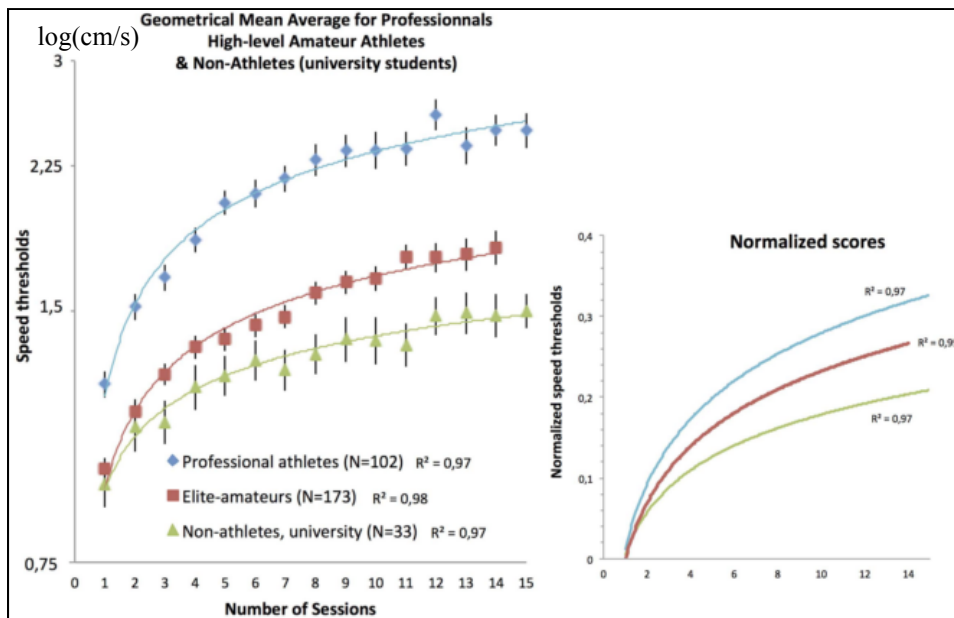


Figure 1.13 Courbes de comparaison entre athlètes professionnels, élités et non-athlètes lors d'un entraînement cognitif.
Tirée de Faubert (2013)

- Les capacités perceptivo-cognitives sont effectivement entraînables et que l'âge joue aussi un rôle dans cette capacité (Figure 1.14).

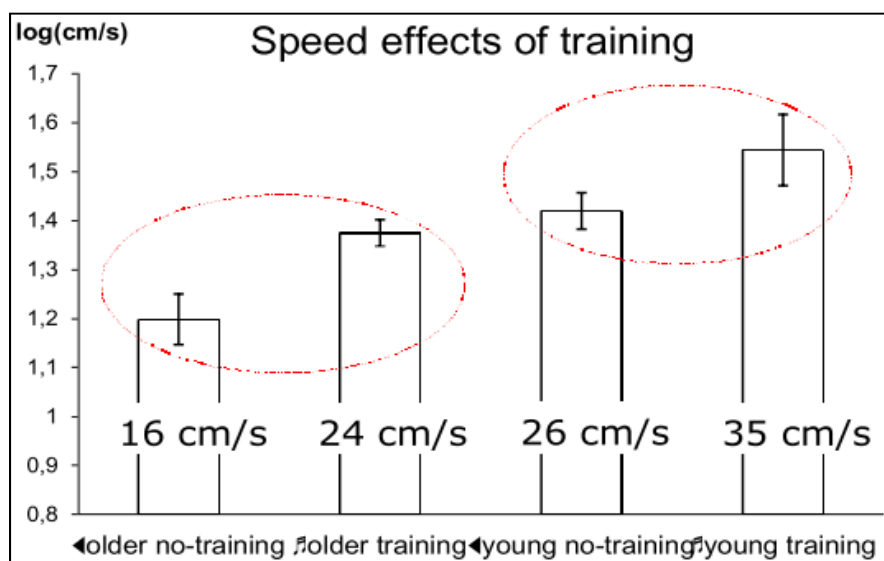


Figure 1.14 Effet de l'entraînement sur la vitesse de suivi des cibles au MOT.
Tirée de (Faubert et Barthès, 2012)

- Les demandes motrices entravent les facultés perceptivo-cognitive comme nous montre la (Figure 1.15) en comparant des personnes effectuant le MOT debout ou assis. On retrouve ce type de conclusion d'en d'autres études comme celles de (Kerr, Condon et McDonald, 1985; Lajoie et al., 1993; Li et al., 2010; Pellecchia, 2005) où la performance d'une ou des deux tâches (motrice et cognitive) diminue lorsqu'elles sont pratiquées en simultanée. Ce que l'on cherche alors dans notre étude, c'est d'essayer d'établir un lien inverse, c'est-à-dire que le fait d'avoir une charge cognitive va alors modifier le comportement moteur et ainsi mettre à risque l'athlète; comme dans la méta-analyse de (Al-Yahya et al., 2011) où les auteurs s'intéressent à l'impact cognitif sur les performances de la marche et principalement sur la vitesse de marche.

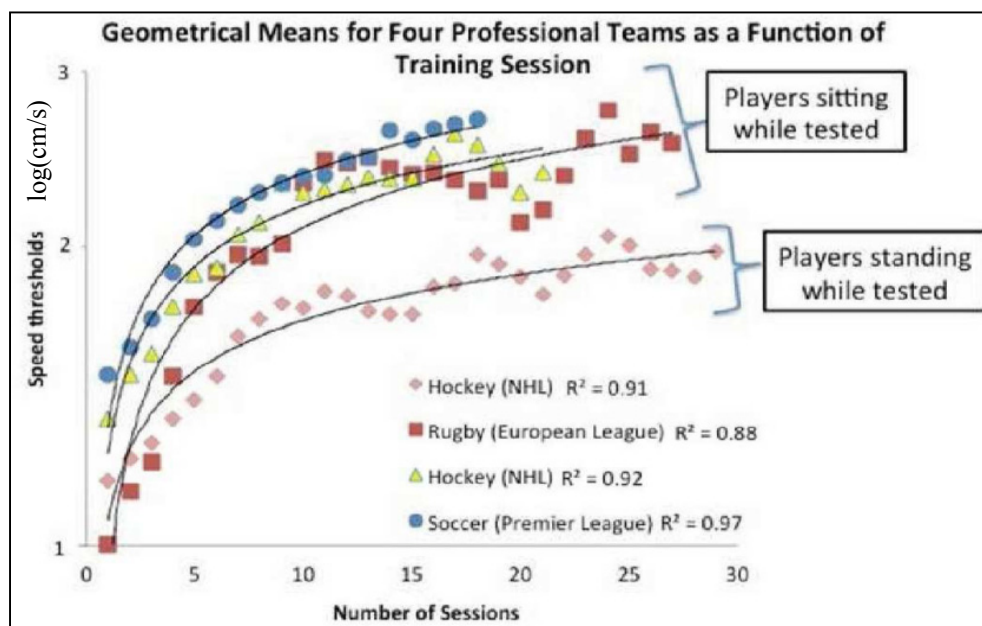


Figure 1.15 Comparaison d'équipes professionnelles dans 4 sports différents (debout et assis lors du suivi des cibles).
Tirée de Faubert et Barthès (2012)



CHAPITRE 2

PROBLÉMATIQUES ET OBJECTIFS DE L'ÉTUDE

2.1 Contexte

À l'heure actuelle, la plupart des études se sont focalisées sur un entraînement neuromusculaire afin de réduire le risque de blessure. Or, bien que ce type d'entraînements semble avoir un effet sur la réduction du taux de blessures, ils ne sont pas efficaces à 100% et les chercheurs se sont alors intéressés à d'autres éventualités, et notamment le fait qu'il existe un aspect cognitif entrant en jeu. En effet, plusieurs études récentes ont tenté de prouver qu'il existe une relation avec les changements de la biomécanique des membres inférieurs, qui risqueraient de mettre à risque le LCA. Par exemple, (Kobayashi et al., 2010) ont montré que 846/1718 (49.2%) ruptures du LCA sont arrivées pendant la compétition contre 34.8% lors des entraînements et 8.5% lors des activités de loisir. Malgré cela, il reste difficile d'analyser cette relation, car il est très compliqué de l'étudier en situation de jeu réel, ainsi que de recréer une charge cognitive qui soit réaliste.

2.2 Problématiques

Pour notre étude, deux problématiques ressortent :

- En effet, il existe plusieurs types d'entraînements neuromusculaires afin de réduire le taux de blessures du LCA, mais ils ne démontrent pas nécessairement de diminutions importantes de celles-ci à travers un entraînement spécifique.
- Les études portant sur le lien existant entre une charge cognitive et les changements de la biomécanique des membres inférieurs sont récentes et ne sont pas suffisamment nombreuses pour tirer des conclusions générales. Ce sont des études qui ne restent pas très claires et efficaces quant à l'impact de la charge cognitive en tant que telle, ce qui donne lieu à de futures études qui seront nécessaires pour mieux comprendre son effet.

2.3 Objectif et hypothèses de recherche

L'objectif de cette étude est alors d'évaluer l'effet d'une charge perceptivo-cognitive, simulant une charge cognitive en situation de jeu, sur les changements de la biomécanique des membres inférieurs lors d'un atterrissage, ainsi que son impact, de par les contraintes engendrées, sur le LCA. Un sous-objectif serait de déterminer si l'effet de la fatigue en plus du MOT va amplifier leur impact respectif. Pour ce faire, trois hypothèses de recherche ont été émises :

- L'addition d'une tâche cognitive va mener à des changements au niveau de la biomécanique des membres inférieurs lors d'exercices d'atterrissages sur une jambe.
- Les changements de la biomécanique déjà causés par une tâche cognitive vont augmenter en combinant à cette charge une fatigue physique.
- Ces changements de la biomécanique vont augmenter la tension sur le LCA.

CHAPITRE 3

MÉTHODOLOGIE

3.1 Participants

Basé sur de précédentes études concentrées sur une tâche motrice (Cortes et al., 2013; McLean et Samorezov, 2009), un minimum de dix-huit participants du même sexe est requis afin d'avoir une puissance statistique de 90% avec un niveau alpha α de 0.05. De ce fait, un total de dix-neuf athlètes féminines (25 ± 2.4 ans), pratiquant une activité physique au moins deux fois par semaine (course, crossfit, basket...), ont été recrutées pour participer à cette étude. Des critères d'exclusion ont alors été imposés, à savoir :

- Avoir déjà participé à une étude sur le MOT;
- Prendre des médicaments agissant directement sur la vigilance et l'attention;
- Avoir subi une blessure ou être atteint d'une pathologie au niveau des membres inférieurs dans les six derniers mois;
- Avoir subi une intervention chirurgicale au niveau du genou;
- Répondre de douleurs au niveau des membres inférieurs avant l'évaluation;
- Souffrir de cinétose lors de pratiques de jeux vidéo (nausées, vertiges...);
- Avoir pratiqué un exercice physique durant les 24 heures précédentes;
- Avoir connaissance d'une grossesse en cours.

Ce choix de recruter des athlètes en forme physiquement repose sur le fait qu'elles sont capables d'effectuer les tâches demandées facilement et que c'est un groupe homogène au niveau de la performance physique.

Les expérimentations ont été conduites au Laboratoire de recherche en imagerie et Orthopédie (LIO) du CRCHUM (Centre de Recherche du Centre Hospitalier Universitaire de Montréal) et des fiches d'informations et de consentement ont été obtenues pour tous les participants.

3.2 Protocole expérimental

Au début de chaque séance de l'étude, le participant devait répondre à un questionnaire concernant des renseignements personnels. Ce dernier a permis d'avoir des informations de type anthropologiques et d'évaluer si les critères d'inclusion et d'exclusion étaient respectés. Les résultats de ce questionnaire se retrouvent dans *ANNEXE I*, Figure-A I-1. À noter que toutes les séances d'expérimentation ont été individuelles.

3.2.1 Phase 1 : Instrumentation et calibration

Lors de cette première phase, le participant devait être instrumenté afin de réaliser par la suite une tâche biomécanique spécifique. Cette instrumentation se focalisait sur la cinématique du participant. En effet, pour le définir de manière cinématique, un système optoélectronique de capture de mouvements, composé de douze caméras à haute vitesse (200 Hz), d'un software (Nexus) et de marqueurs réfléchissants disposés sur celui-ci (Système VICON., Oxford, UK) a été utilisé. Cet outil de mesure du mouvement en 3D permet, à partir des caméras infrarouges émettrices-réceptrices, de capter le mouvement de marqueurs réfléchissants dans l'espace. Le responsable d'acquisitions devait alors revêtir le participant de :

- Une ceinture pelvienne comprenant 4 marqueurs.
- Deux plaques fémorales composées de 5 marqueurs chacune, posées par un velcro sur une bande élastique.
- Deux plaques tibiales composées de 3 marqueurs chacune.
- 6 marqueurs sur chaque pied : Talon, malléole interne et externe, 5^e et 2^e métatarses, naviculaire.
- 2 marqueurs sur chaque genou pour repérer les condyles interne et externe.

Avant de commencer les acquisitions, le participant devait être calibré dans le système Nexus et plusieurs tâches lui ont été demandées afin de définir les repères anatomiques par une méthode fonctionnelle et posturale (*FP method*) décrite par (Hagemeister et al., 2005) :

- a) Rester statique pour avoir une acquisition au repos. Cette acquisition permet aussi de définir les centres d'articulation de la cheville et du genou. Deux marqueurs sont

positionnés sur les malléoles internes et externes (ou médiales et latérales) et le point milieu entre ces deux points anatomiques est considéré comme le centre de l'articulation de la cheville (dans le repère du tibia). Dans le même esprit, deux marqueurs sont positionnés sur les épicondyles fémoraux internes et externes (ou médiaux et latéraux) et le point milieu entre ces deux points anatomiques est considéré comme le centre de l'articulation du genou en première approximation (dans le repère du fémur). Ce point est ensuite raffiné grâce à la définition de l'axe moyen de flexion du genou (d), où il y sera projeté perpendiculairement;

- b) Rester statique pendant que le responsable d'acquisition vient pointer avec une baguette calibrée les quatre points anatomiques de la hanche (*Anterior Superior Iliac Spines* et *Posterior Superior Iliac Spines* droits et gauches). Ceux-ci permettent de définir les orientations au niveau du bassin;
- c) Placer une des jambes en avant et exécuter des mouvements de circumduction de cinq secondes (une jambe puis l'autre), afin de définir le centre de la tête fémorale. La méthode utilisée est présentée par (Siston et Delp, 2006). Additionnée avec (b), on peut alors connaître les mouvements de la hanche (flexion, abduction, rotation);
- d) Se mettre en appui sur une jambe et lever la deuxième. Avec cette dernière, exécuter des mouvements de flexion/extension du genou (une jambe puis l'autre) inférieurs à 60 degrés, afin de définir l'axe moyen du genou (Churchill et al., 1998);
- e) Se tenir droit face aux plateformes de force, pieds parallèles espacés de 17 cm, en position d'hyper extension des genoux. Effectuer alors de légers mouvements de flexion/extension (5 à 10 degrés) permettant de définir la position neutre du genou (avec une normale au plan frontale connue dans le laboratoire).

Il s'agit d'une évaluation bilatérale, ce qui signifie que pour c) et d), les mouvements de calibration ont été effectués pour chaque jambe.

Le logiciel Nexus permet de modéliser le participant sous forme d'axes, de segments et de jonctions. Un modèle générique de sujet fut créé avant les premières expérimentations, qui a pu par la suite, être ajusté, personnalisé pour chaque participant (Figure 3.1).

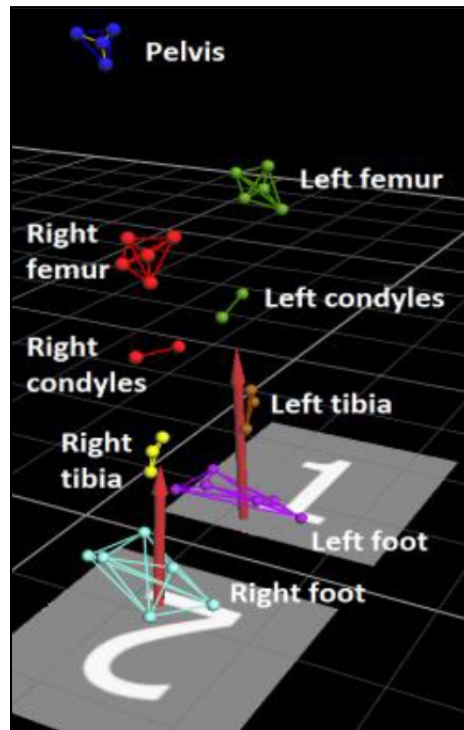


Figure 3.1 Modélisation du participant sous Nexus

3.2.2 Phase 2 : Tâche 3D de MOT

Pour la seconde partie de l'étude, avant d'exécuter les exercices biomécaniques, le participant était invité à effectuer l'exercice de suivi de cibles (MOT) présenté dans le CHAPITRE 1 (1.3.2), afin de déterminer le seuil de vitesse auquel il est capable de suivre avec succès trois cibles parmi un total de huit (Faubert et Sidebottom, 2012). Cette tâche de MOT a été développée par le laboratoire de psychophysique et de perception visuelle de l'Université de Montréal et commercialisée par la société CogniSens Athletics Inc. Pour cette étude, le logiciel « Neurotracker » a été employé, associé à un environnement 3D. En effet, l'installation se compose d'un projecteur 3D à courte focale (Viewsonic, PJD8333s), d'un écran de 279.4 cm (110 pouces) devant lequel le participant se tient debout (130 cm), portant des lunettes stéréoscopiques.

L'exercice a été répété dix fois pour obtenir une valeur du seuil. Lorsque le participant réussissait à identifier toutes les cibles, la vitesse était alors augmentée, mais si au moins une des cibles ne correspondait pas, la vitesse était diminuée. Il faut prendre en compte le fait

qu'avec une vitesse augmentée, le nombre d'interactions augmente lui aussi, ce qui rend la tâche encore plus difficile. Enfin, pour obtenir un seuil moyen, ce protocole a été répété trois fois.

3.2.3 Phase 3 : Tâches biomécaniques

Une fois le seuil du participant défini, celui-ci est invité à effectuer des exercices biomécaniques (Figure 3.2). Ceux-ci consistent en l'exécution de sauts vers l'avant en partant d'une position fixe avec les deux jambes au sol, en atterrissant sur une seule jambe, puis suivi d'un saut de côté. Pour ce faire, plusieurs étapes et caractéristiques ont été nécessaires :

- Définir la distance du saut : 3 sauts maximaux étaient réalisés puis une moyenne des trois permettait de déterminer le saut maximal. Le participant devait alors s'exercer pour savoir si la distance n'était pas trop longue ou trop courte suivant la difficulté à atterrir sur une plateforme de force et celle-ci était alors ajustée (141.1 ± 15.5 cm);
- Exécuter les sauts sans élan, d'une position statique;
- Faire en sorte que lors de l'atterrissage, le poids du corps soit bien sur la jambe étudiée afin de garantir un cycle de saut complet et que la jambe ne serve pas juste d'appui pour un atterrissage à deux jambes;
- Effectuer un total de 24 atterrissages sur deux plateformes de force AMTI OR6-7 (*Advanced Mechanical Technology, Inc.*, Watertown, MA) :
 - 6 sur la jambe gauche sans suivre les cibles (sans MOT);
 - 6 sur la jambe droite sans MOT;
 - 6 sur la jambe gauche avec MOT;
 - 6 sur la jambe droite avec MOT;

Pour les sauts effectués sans MOT, le responsable d'acquisition indiquait à l'avance au participant sur quelle jambe atterrir et donnait un signal de départ. Pour ceux exécutés avec MOT, le participant était également informé de la jambe d'atterrissage et devait réaliser son saut à partir du moment où les balles se mettaient en mouvement. La vitesse de déplacement des cibles était réglée à 30% du seuil défini précédemment. Cette valeur a été fixée après plusieurs tests, afin que le participant

soit capable de suivre les cibles pendant le saut. Si celui-ci réussissait à identifier 2 ou 3 cibles, l'essai était considéré comme bon. Par contre, s'il n'identifiait qu'une seule cible ou aucune, le saut était considéré comme mauvais et était de nouveau opéré. Ce système fut choisi, car l'on considère que si la personne perd les cibles, elle ne se concentre plus sur la tâche, mais sur ses mouvements, et l'essai est donc biaisé. Ces 24 sauts se sont faits de manière randomisée (atterrissages jambe droite ou jambe gauche; atterrissages avec ou sans MOT) pour chaque participante.

Une fois ces 24 sauts enregistrés, un protocole de fatigue a été mis en place afin d'analyser les effets de la fatigue physique musculaire sur les changements de la biomécanique.



Figure 3.2 Participante exécutant un atterrissage lors du protocole d'acquisition

3.2.4 Phase 4 : Protocole de fatigue

Le protocole mis en place demandait au participant de procéder à 15 flexions sur une jambe, puis 15 flexions sur l'autre jambe, et ainsi de suite, jusqu'à atteindre leur fatigue maximale. La fatigue maximale était définie par le fait que le participant ne soit plus capable d'effectuer l'ensemble des 15 flexions (jambe gauche 119.2 ± 42.4 flexions – jambe droite 118.4 ± 41.9 flexions). Le but étant d'être au-delà de 50% de la fatigue maximale, car des études comme

celle de (McLean et Samorezov, 2009) montrent un impact à partir de ce pourcentage. À la suite de cet exercice, le participant devait exécuter les mêmes 24 atterrissages que dans la phase 3. À la différence qu'afin de rester dans un état de fatigue physique, et donc pour éviter la récupération, le responsable d'acquisition demandait au participant d'exécuter une série de 6 flexions tous les deux sauts.

Un résumé d'une séance expérimentale est présenté sur la (Figure 3.3) :

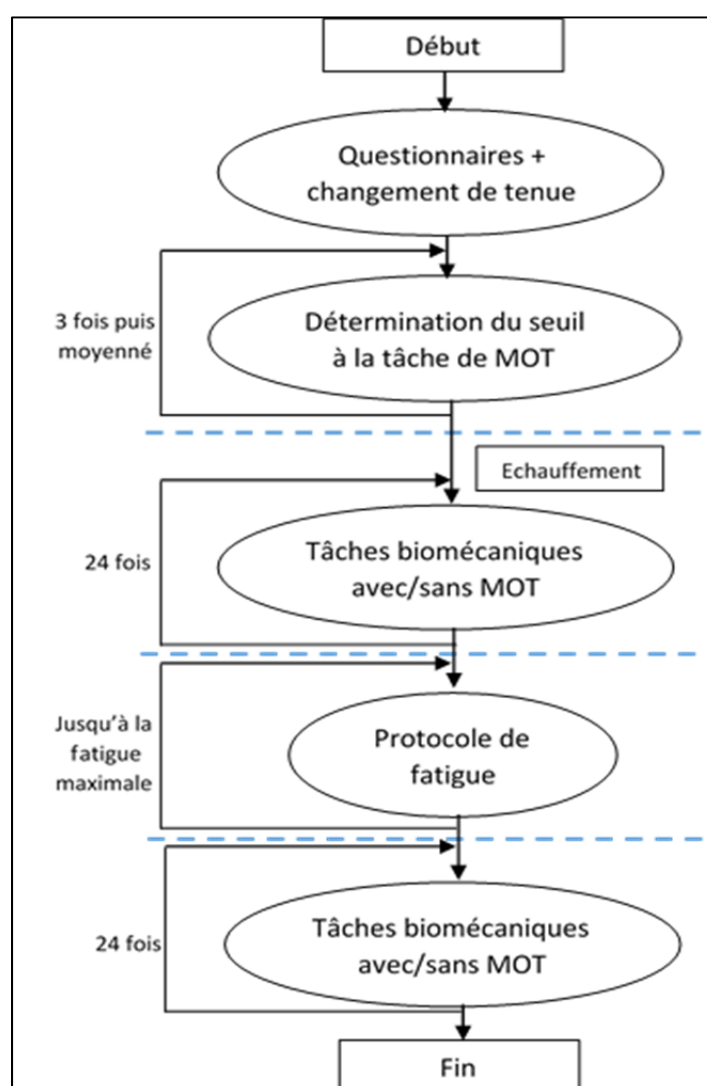


Figure 3.3 Schéma représentatif du protocole d'acquisition lors d'une séance avec une participante

3.3 Analyses biomécaniques

Pour chaque analyse, les données ont été traitées après avoir défini un cycle d'atterrissage. Ce cycle est caractérisé par les forces de réaction au sol obtenues avec les plateformes de force AMTI. Le début est fixé lorsque la force verticale appliquée devient supérieure à 2% de l'amplitude. Cette amplitude est obtenue en faisant la soustraction de la valeur maximale de la force verticale par la valeur minimale. Dans la même logique, la fin du cycle est fixée lorsque la valeur de cette force verticale devient inférieure à 2% de l'amplitude. Pour finir, ce cycle est normalisé pour aller de 0 à 100%. Lors des analyses, on s'intéresse à deux positions :

- Le contact initial qui est la première valeur obtenue au-delà des 2% de l'amplitude;
- La position maximale (ou point de rotation maximale), avec le choix de s'intéresser principalement à la plage 0-50% du cycle. Ce choix fut motivé par le fait que les blessures du LCA arrivent tôt dans la phase d'atterrissage (Griffin et al., 2006).

Une analyse cinématique bilatérale des membres inférieurs fut menée. Comme décrit précédemment, les marqueurs installés sur les participants et les caméras à haute vitesse permettent d'analyser leur cinématique 3D et plus particulièrement les angles aux genoux et à la hanche, car ceux-ci permettent d'étudier les changements biomécaniques des membres inférieurs et ainsi le risque de blessures, notamment au niveau du LCA. Pour cette analyse, on s'intéresse particulièrement aux variables dépendantes de rotations dans les différents plans : la flexion/extension, l'abduction/adduction et la rotation interne/externe. Chaque enregistrement des trajectoires 3D des marqueurs a permis d'obtenir ces données rotationnelles, qui sont exprimées de façon relative par rapport à la position neutre de chaque sujet (3.2.1).

3.4 Analyses statistiques

Comme dit précédemment, pour chaque comparaison expliquée ci-dessous, un niveau d'alpha (α) de 0.05 dénote une différence significative au niveau statistique.

Afin d'effectuer un traitement statistique des données, celles-ci ont été soumises à deux tests :

- Test de student (test t) pour deux échantillons appariés. Ce test permet de faire une comparaison des moyennes et de savoir si l'hypothèse nulle est rejetée ou non, avec le seuil de confiance associé. Dans notre étude, il a été utilisé pour comparer les mesures dépendantes décrites en 3.3, entre toutes les participantes, comparant les conditions « Avec ou sans MOT » et « Avec ou sans fatigue ».
- ANOVA (analyse de la variance) à plusieurs facteurs de type III (modèle mixte). Les facteurs qui entrent en jeu ici sont :
 - La jambe : dominante ou non dominante ;
 - Le suivi des cibles : avec ou sans MOT ;
 - La fatigue : pré-fatigue et post-fatigue.

Lorsqu'une différence significative apparaissait, un test de la plus petite différence significative (LSD) de Fisher (*post-hoc*) était mené afin de déterminer précisément où elle se situait.

Cette analyse a été effectuée de façon intraparticipantes (participantes par rapport à elles-mêmes), afin de détecter si certaines d'entre elles, ou un groupe précis, pourraient être considérées comme étant plus à risque de se blesser de par l'impact du MOT.

Tout ceci fut réalisé avec l'outil Statgraphics Centurion, développé par Statpoint Technologies, Inc., à Warrenton en Virginie.

CHAPITRE 4

RÉSULTATS

4.1 Caractéristiques et résultats (physiques et de MOT) des participantes

Dans cette partie sont présentés quelques résultats et caractéristiques associés à chaque participante. Celles-ci étaient âgées de 25 ± 2.4 ans, une taille moyenne de 166.63 ± 5.87 cm. Elles ont obtenu un seuil moyen (score obtenu au début de chaque acquisition) lors de la tâche de MOT de 1.82 ± 0.44 (log(cm/s)) soit 66.1 ± 2.75 cm/s. Également, leur longueur de saut moyen était de 141.11 ± 15.53 cm, et ont réussi 118 ± 42 flexions (squats) sur la jambe droite et 119 ± 42 flexions (squats) sur la jambe gauche.

Les résultats (physiques et de MOT) détaillés et les caractéristiques associées à chaque participante sont disponibles en *ANNEXE I*, Figure-A I-1.

4.2 Cinématiques

Pour cette section, une présentation des résultats liés à la cinématique, et donc aux déplacements angulaires des participantes. On s'intéresse alors particulièrement aux angles à la hanche et au genou.

4.2.1 Courbes typiques

Les (Figure 4.1) et (Figure 4.3) montrent un exemple de courbe obtenue au genou pour une participante en particulier, avec une comparaison des angles avant fatigue (avec la tâche de MOT versus sans la tâche de MOT) et après fatigue (avec la tâche de MOT versus sans la tâche de MOT). On remarque que la fatigue impacte fortement la flexion et la rotation interne du genou contrairement au MOT. Par contre, la fatigue et le MOT ont un effet sur l'abduction du genou.

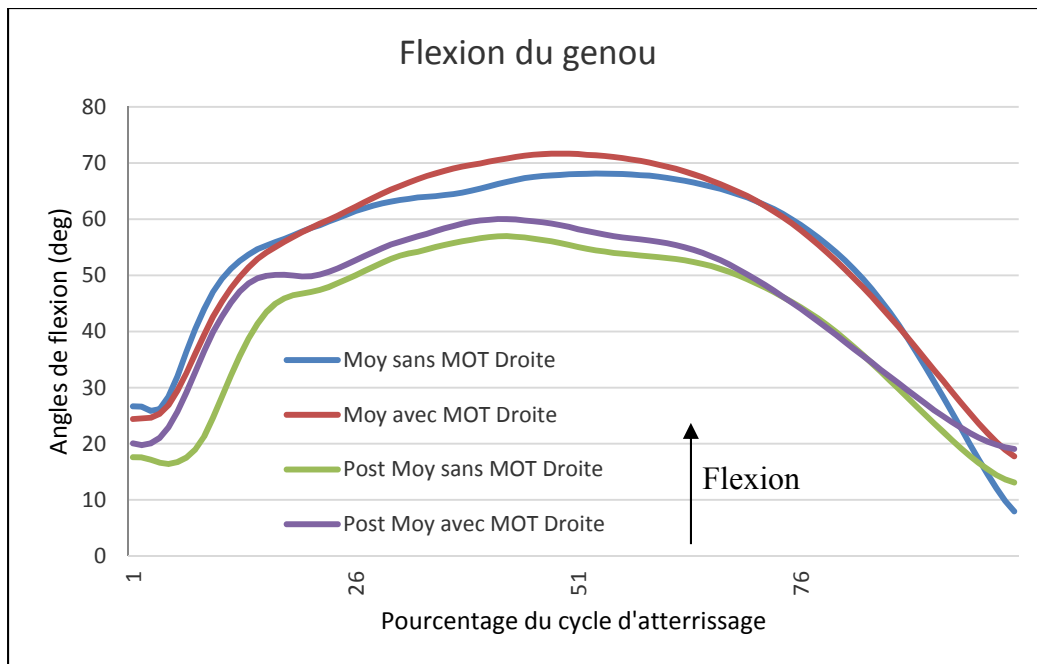


Figure 4.1 Exemple de courbe de flexion d'une participante (n°3), représentant les déplacements angulaires en fonction du pourcentage du cycle d'atterrissage

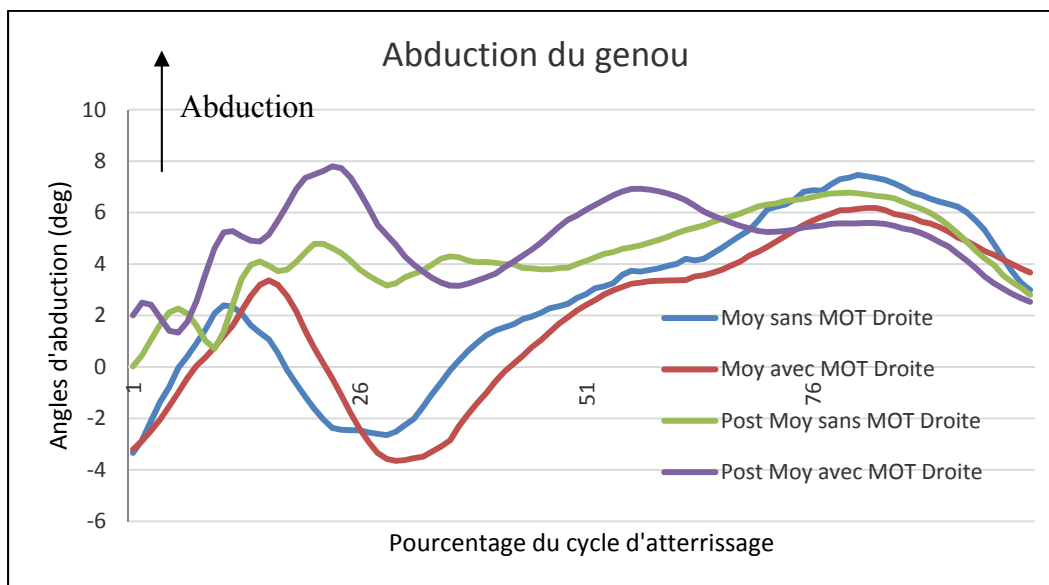


Figure 4.2 Exemple de courbe d'abduction d'une participante (n°3), représentant les déplacements angulaires en fonction du pourcentage du cycle d'atterrissage

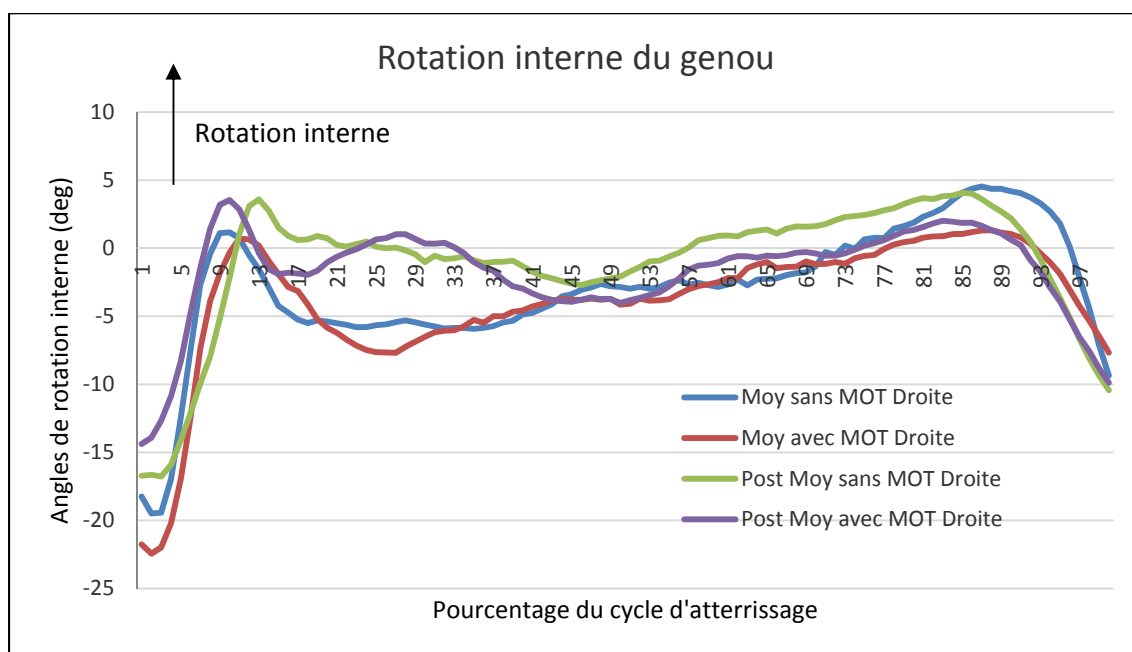


Figure 4.3 Exemple de courbe de rotation interne d'une participante (n°3), représentant les déplacements angulaires en fonction du pourcentage du cycle d'atterrissage

4.2.2 Résultats interparticipantes

Ci-dessous sont présentés les angles articulaires maximaux pendant le cycle d'atterrissage et au contact initial du pied avec le sol, pour toutes participantes confondues, avec un test statistique de type T-test (Test de Student).

Tableau 4.1 Effet du MOT (pré et post-fatigue) sur la moyenne $\pm$ écart-type des angles (deg) au contact initial (CI) et à la position maximale (PM) pendant un atterrissage sur une seule jambe toutes participantes confondues

Variables	Pré-fatigue		Post-fatigue	
	Sans MOT	Avec MOT	Sans MOT	Avec MOT
CI Flexion du genou	25,7 ($\pm$ 12,8)	26,4 ($\pm$ 12,6)	23.3 ($\pm$ 14,2)	24.3 ($\pm$ 12,7)
CI Abduction du genou ^a	-3.9 ($\pm$ 4,9)	-4.3 ($\pm$ 5,0)	-1.9 ($\pm$ 5,8)	-2.0 ($\pm$ 5,5)
CI Rotation interne du genou ^b	-10.5 ($\pm$ 8,6)	-11.2 ($\pm$ 8,8)	-8.5 ($\pm$ 9,6)	-8.6 ($\pm$ 8,9)
PM Flexion du genou ^a	67.8 ($\pm$ 13,4)	67.8 ($\pm$ 13,7)	62.0 ($\pm$ 13,8)	62.7 ($\pm$ 13,9)
PM Abduction du genou ^a	3.7 ($\pm$ 6,3)	3.5 ($\pm$ 5,7)	6.7 ($\pm$ 6,7)	6.9 ($\pm$ 6,1)
PM Rotation interne du genou ^a	7.7 ($\pm$ 5,8)	7.7 ($\pm$ 5,7)	11.6 ($\pm$ 7,9)	11.2 ($\pm$ 7,4)
CI Flexion de la hanche	50.6 ($\pm$ 14,3)	49.3 ($\pm$ 13,0)	49.5 ($\pm$ 14,0)	48.4 ($\pm$ 12,9)
CI Abduction de la hanche	20.9 ($\pm$ 7,9)	21.3 ($\pm$ 7,8)	21.6 ($\pm$ 8,6)	21.5 ($\pm$ 8,4)
CI Rotation interne de la hanche ^a	3.9 ($\pm$ 8,0)	2.9 ($\pm$ 8,0)	2.9 ($\pm$ 9,2)	1.7 ($\pm$ 9,4)
PM Flexion de la hanche	66.5 ($\pm$ 13,3)	64.6 ($\pm$ 12,2)	66.1 ($\pm$ 13,4)	64.4 ($\pm$ 11,9)
PM Abduction de la hanche	23.8 ($\pm$ 8,1)	23.1 ($\pm$ 7,8)	24.7 ($\pm$ 8,6)	24.1 ($\pm$ 8,1)
PM Rotation interne de la hanche	7.8 ($\pm$ 8,0)	7.6 ($\pm$ 8,1)	8.5 ($\pm$ 8,2)	7.7 ($\pm$ 8,0)

^a Pré-fatigue sans MOT vs Post-fatigue avec MOT ($p < 0.01$)

^b Pré-fatigue sans MOT vs Post-fatigue avec MOT ($p < 0.05$)

On remarque dans le (Tableau 4.1) que concernant l'effet de la tâche de MOT en tant que telle, aucun résultat significatif n'est obtenu. Par contre, lorsque l'on compare les deux états opposés, c'est-à-dire la « baseline » (Pré-fatigue sans MOT) et l'état post-fatigue avec MOT, on observe une augmentation significative de l'abduction et de la rotation interne du genou (PM) et (CI), ainsi qu'une diminution significative de la flexion (PM) du genou. Ces résultats se retrouvent en s'intéressant à l'effet de la fatigue comme on peut le voir sur le tableau en ANNEXE II, Tableau-A II-1 et les (Figure 4.4), (Figure 4.5), et (Figure 4.6). Ces résultats montrent que l'effet de la fatigue est prédominant par rapport à celui du MOT, où aucun résultat significatif ne ressort.

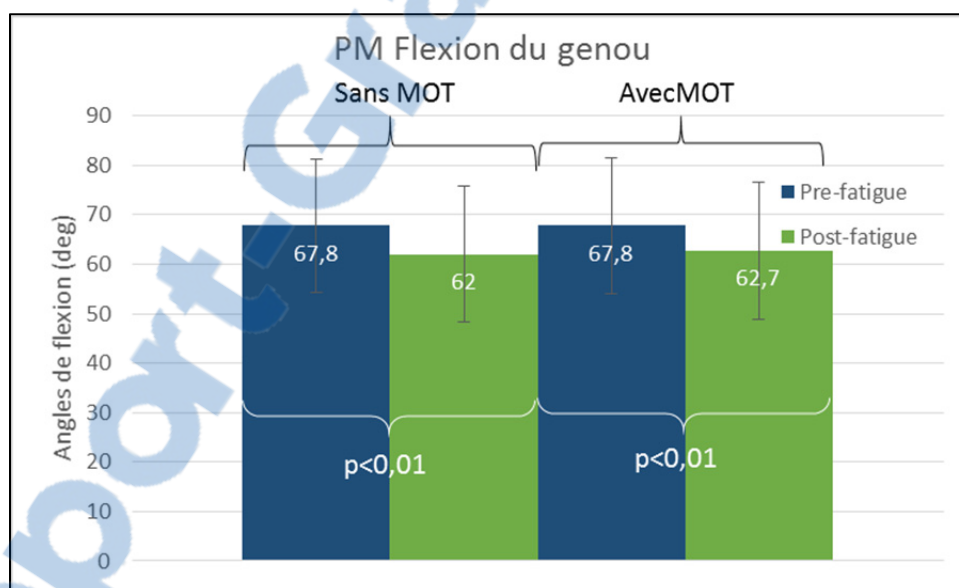


Figure 4.4 Comparaison de l'effet de la fatigue (avec et sans MOT) sur la moyenne des angles (deg) $\pm$ écart type, à la position maximale (PM) pour la flexion du genou pendant un atterrissage sur une seule jambe toutes participantes confondues

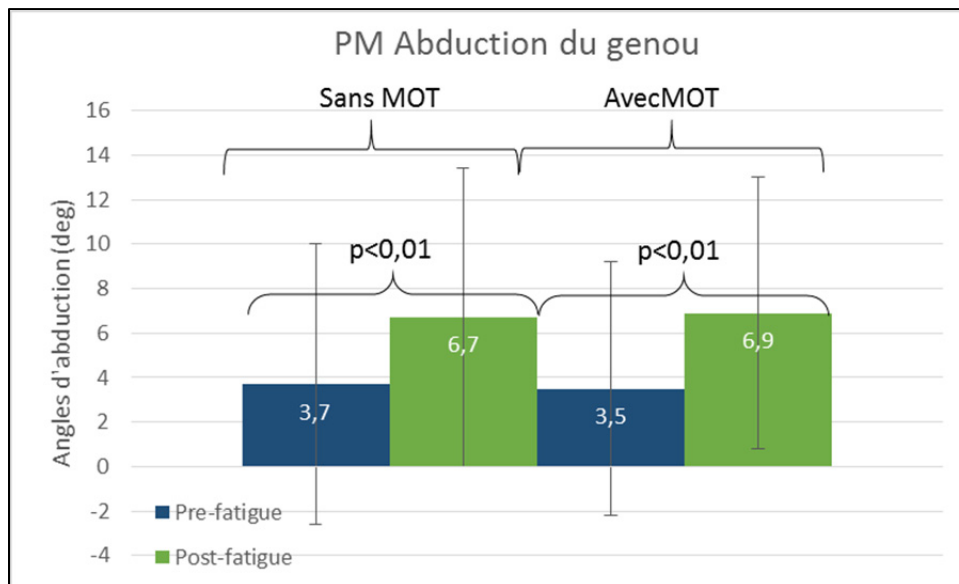


Figure 4.5 Comparaison de l'effet de la fatigue (avec et sans MOT) sur la moyenne des angles (deg) $\pm$ écart type à la position maximale (PM) pour l'abduction du genou pendant un atterrissage sur une seule jambe toutes participantes confondues

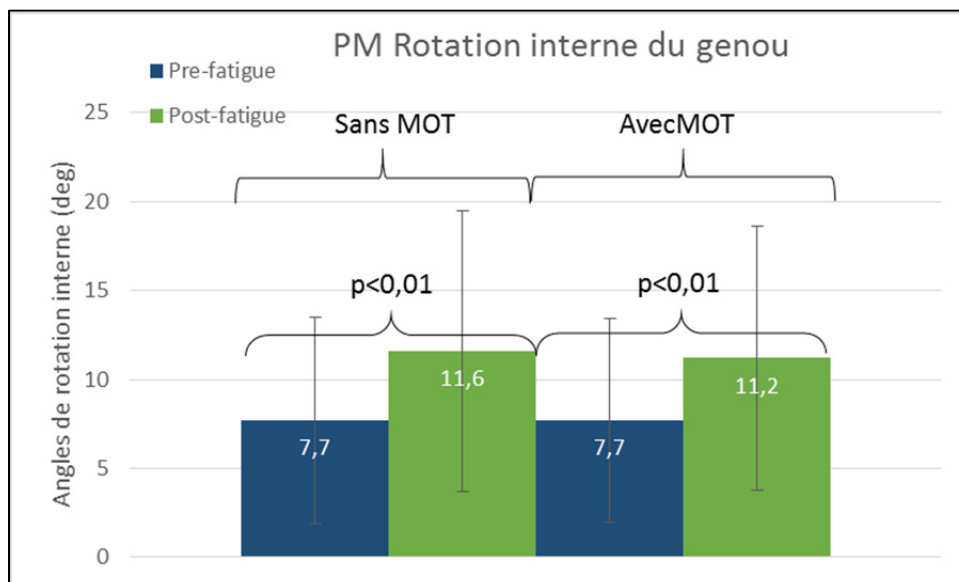


Figure 4.6 Comparaison de l'effet de la fatigue (avec et sans MOT) sur la moyenne des angles (deg) à la position maximale (PM) pour la rotation interne du genou pendant un atterrissage sur une seule jambe toutes participantes confondues

4.2.3 Résultats intraparticipantes

Ci-dessous sont présentés les angles articulaires maximaux pendant le cycle d'atterrissage, obtenus après une analyse de chaque participante par rapport à elles-mêmes. D'abord au genou puis à la hanche.

Tableau 4.2 Cinématique (angles) du genou de chaque sujet avec une analyse statistique ANOVA et un test LSD sur l'effet du MOT à la position maximale. La flexion, l'abduction et la rotation interne sont positives. Les valeurs grisées indiquent une différence significative suivant les deux conditions ($p < 0.05$).

Genou (PM)						
Participant	Angles du genou à la position maximale					
	Flexion (°)		Abduction (°)		Rotation interne (°)	
	Sans MOT	MOT	Sans MOT	MOT	Sans MOT	MOT
1	56,1 (±7.1)	60.1 (±10.9)	7.7 (±4.7)	9.6 (±4.8)	-	-
2	65.3 (±8.4)	67.5 (±8.7)	8.7 (±5.8)	8.7 (±6.9)	5.7 (±4.8)	5.2 (±3.9)
3	60.8 (±10.6)	62.9 (±13.1)	7.9 (±3.9)	8.4 (±3.3)	8.2 (±5.9)	7.3 (±4.3)
4	58.9 (±7.8)	63.2 (±10.3)	9.1 (±4.2)	7.4 (±4.2)	4.0 (±5.2)	2.5 (±5.2)
5	69.6 (±7.5)	67.4 (±6.8)	9.8 (±3.8)	8.1 (±2.8)	13.0 (±4.8)	12.5 (±6.0)
6	68.0 (±6.6)	68.0 (±7.9)	8.0 (±2.8)	9.1 (±2.4)	13.9 (±4.3)	13.6 (±3.7)
7	98.5 (±33.4)	97 (±34.7)	14.8 (±6.6)	11.4 (±3.5)	12.1 (±5.3)	11.8 (±2.9)
8	63.2 (±5.2)	60.2 (±5.9)	-3.9 (±2.2)	-3.4 (±1.5)	7.1 (±7.7)	9.4 (±7.8)
9	59.2 (±4.7)	55.9 (±7.3)	3.7 (±6.0)	5.2 (±4.1)	15.3 (±3.0)	14.9 (±3.2)
10	62.8 (±5.4)	62.6 (±4.6)	4.8 (±3.6)	5.7 (±3.4)	6.6 (±3.6)	6.4 (±3.4)
11	57.8 (±4.0)	57.4 (±3.0)	2.2 (±1.9)	1.9 (±2.5)	9.1 (±3.7)	8.6 (±3.3)
12	61.8 (±7.1)	60.9 (±5.4)	2.4 (±3.9)	2.8 (±4.1)	14.2 (±11.9)	14.2 (±10.9)
13	71.9 (±4.0)	71.9 (±4.4)	3.8 (±9.7)	4.4 (±9.6)	15.4 (±11.4)	14.2 (±9.4)
14	69.3 (±13.8)	68.6 (±11.3)	6.6 (±3.4)	6.7 (±2.9)	12.0 (±7.8)	10.8 (±5.4)
15	65.4 (±3.4)	66.9 (±3.6)	0.8 (±2.8)	1.5 (±3.4)	2.8 (±2.6)	3.4 (±3.7)
16	54.0 (±8.5)	55.5 (±9.0)	5.6 (±5.8)	5.4 (±5.5)	9.4 (±3.1)	9.2 (±3.4)
17	64.9 (±6.8)	65.4 (±6.7)	1.9 (±2.6)	1.1 (±2.7)	12.9 (±7.0)	13.8 (±8.8)
18	56.8 (±7.0)	56.8 (±7.5)	2.2 (±1.9)	2.4 (±2.4)	5.6 (±4.4)	6.1 (±5.0)
19	67.9 (±5.2)	69.9 (±5.5)	11.2 (±6.2)	10.8 (±5.8)	5.9 (±3.9)	6.5 (±4.3)

Dans le (Tableau 4.2), on remarque des résultats significatifs au niveau des différentes rotations du genou (PM) :

- Une diminution significative de la flexion du genou PM pour une participante (n°9) en présence de MOT ($p < 0.05$).
- Une augmentation significative de l'abduction du genou PM pour un groupe constitué de 3/19 participantes (n°1,6,9) en présence de MOT ($p < 0.05$).
- Une augmentation significative de la rotation interne du genou PM pour une seule participante (n°8) en présence de MOT ($p < 0.05$).

Pour faciliter la lecture, on nommera le groupe de 3 participantes ayant une abduction significative (n°1,6,9) : Groupe « Significatif en abduction ».

Les résultats liés à la fatigue pour les angles au genou (PM) sont disponibles en *ANNEXE II*, Tableau-A II-2.

Sont présentés ci-dessous les mêmes résultats à la hanche.

Tableau 4.3 Cinématique (angles) de la hanche de chaque sujet avec une analyse statistique ANOVA et un test LSD sur l'effet du MOT à la position maximale. La flexion, l'abduction et la rotation interne sont positives. Les valeurs grisées indiquent une différence significative suivant les deux conditions ($p < 0.05$).

Hanche (PM)						
Participant	Angles de la hanche à la position maximale					
	Flexion (°)		Abduction (°)		Rotation interne (°)	
	Sans MOT	MOT	Sans MOT	MOT	Sans MOT	MOT
1	52.6 (±7.9)	50.1 (±6.3)	16.6 (±4.1)	15.0 (±4.0)	9.5 (±5.3)	11.0 (±4.7)
2	59.1 (±7.5)	57.6 (±5.1)	22.0 (±3.9)	21.1 (±2.8)	6.0 (±13.3)	5.5 (±13.5)
3	81.1 (±6.1)	74.8 (±6.6)	32.2 (±10.2)	30.4 (±7.9)	-5.6 (±8.0)	-9.0 (±8.0)
4	62.0 (±5.4)	64.0 (±4.9)	19.2 (±2.7)	17.8 (±3.4)	2.9 (±9.6)	1.0 (±8.6)
5	63.0 (±10.4)	63.8 (±4.0)	24.1 (±4.9)	23.3 (±3.0)	11.3 (±9.7)	14.5 (±6.8)
6	42.4 (±10.0)	43.9 (±10.0)	21.4 (±3.0)	22.5 (±1.9)	3.0 (±4.3)	3.4 (±4.5)
7	83.4 (±22.8)	80.4 (±20.6)	24.6 (±11.5)	24.5 (±8.9)	10.5 (±10.9)	9.6 (±10.6)
8	77.0 (±4.5)	71.3 (±4.9)	23.0 (±4.0)	23.4 (±6.2)	7.4 (±2.7)	7.6 (±2.7)
9	62.3 (±9.2)	57.5 (±8.1)	23.9 (±8.1)	23.7 (±6.7)	16.7 (±3.7)	14.7 (±3.5)
10	62.4 (±7.1)	61.7 (±5.5)	24.3 (±12.6)	21.4 (±11.6)	8.2 (±4.1)	8.7 (±3.9)
11	56.4 (±4.6)	53.2 (±4.2)	23.6 (±3.5)	20.0 (±3.9)	8.6 (±3.1)	7.9 (±2.9)
12	73.0 (±5.6)	71.1 (±5.3)	22.7 (±7.0)	22.6 (±7.0)	10.0 (±4.8)	10.0 (±4.0)
13	70.7 (±5.4)	70.6 (±3.8)	30.5 (±9.4)	31.2 (±6.5)	9.1 (±6.0)	7.9 (±5.1)
14	73.0 (±5.7)	74.5 (±6.1)	22.8 (±4.5)	23.4 (±6.8)	14.8 (±4.6)	12.6 (±4.8)
15	74.7 (±5.5)	72.2 (±4.8)	38.7 (±6.3)	39.2 (±5.4)	7.0 (±4.1)	5.7 (±4.4)
16	54.7 (±7.5)	53.9 (±7.0)	21.6 (±2.5)	20.3 (±2.6)	6.8 (±4.2)	6.3 (±3.3)
17	63.9 (±6.2)	61.1 (±5.5)	23.8 (±3.4)	24.7 (±4.8)	5.3 (±4.2)	6.3 (±3.8)
18	72.4 (±4.8)	71.8 (±4.1)	31.0 (±4.5)	29.5 (±4.1)	15.4 (±3.4)	15.0 (±3.3)
19	74.8 (±7.8)	73.2 (±5.1)	15.5 (±4.9)	15.7 (±4.2)	7.6 (±5.7)	7.4 (±4.6)

Concernant la hanche (PM), lorsque l'on s'intéresse au niveau intraparticipantes, on remarque que :

- 5/19 participantes présentent une diminution significative de la flexion en présence de MOT (n°1,3,8,9,11)
- 2/19 participantes présentent une diminution significative de l'abduction en présence de MOT (n°10,11)
- 3/19 participantes présentent une diminution significative de la rotation interne en présence de MOT (n°4,9,14), et 1/19 participante présente une augmentation significative de la rotation externe en présence de MOT (n°3)

Les résultats liés à la fatigue pour les angles à la hanche (PM) sont disponibles en *ANNEXE II*, Tableau-A II-3.

Les résultats liés au MOT pour les angles au genou (CI) sont disponibles en *ANNEXE II*, Tableau-A II-4.

Les résultats liés à la fatigue pour les angles au genou (CI) sont disponibles en *ANNEXE II*, Tableau-A II-5.

Tableau 4.4 Cinématique (angles) du genou de chaque sujet avec une analyse statistique ANOVA et un test LSD sur l'effet du MOT à la position maximale. La flexion, l'abduction et la rotation interne sont positives. Les valeurs grisées indiquent une différence significative suivant les deux conditions ($p < 0.05$)

Genou (PM)						
Participant	Angles du genou à la position maximale					
	Flexion (°)		Abduction (°)		Rotation interne (°)	
	Post -fatigue Sans MOT	Post-fatigue Avec MOT	Post -fatigue Sans MOT	Post-fatigue Avec MOT	Post -fatigue Sans MOT	Post-fatigue Avec MOT
1	55.5 (±8.6)	60.1 (±13.5)	10.0 (±3.9)	12.1 (±4.7)	-	-
2	63.3 (±9.8)	67.3 (±11.3)	10.6 (±6.2)	9.9 (±8.9)	6.7 (±5.4)	3.9 (±4.2)
3	54.4 (±10.1)	56.0 (±13.0)	9.2 (±3.6)	10.4 (±3.0)	5.7 (±4.5)	6.0 (±3.7)
4	55.1 (±8.0)	59.7 (±10.4)	10.6 (±3.6)	10.8 (±2.2)	7.0 (±3.6)	6.4 (±3.5)
5	65.2 (±6.5)	62.4 (±4.9)	9.5 (±2.8)	8.4 (±2.0)	15.5 (±4.9)	15.7 (±5.3)
6	64.8 (±7.0)	63.8 (±7.5)	9.2 (±2.0)	9.8 (±1.7)	16.6 (±4.3)	16.0 (±3.1)
7	96.3 (±33.5)	92.9 (±33.5)	17.5 (±7.3)	13.4 (±3.3)	12.9 (±5.0)	12.0 (±2.2)
8	62.0 (±5.7)	58.6 (±7.1)	-2.4 (±1.9)	-2.5 (±0.9)	11.0 (±8.5)	12.9 (±8.1)
9	57.6 (±5.0)	52.2 (±8.0)	4.1 (±4.6)	6.3 (±2.3)	16.3 (±3.0)	16.6 (±3.9)
10	60.4 (±6.1)	61.0 (±4.5)	6.1 (±2.3)	7.2 (±3.0)	7.9 (±3.0)	7.5 (±3.4)
11	57.9 (±4.3)	57.0 (±2.7)	3.1 (±2.0)	3.7 (±1.4)	8.7 (±2.5)	10.2 (±2.8)
12	56.8 (±5.2)	57.0 (±3.6)	-0.9 (±3.1)	-0.2 (±2.9)	18.9 (±14.5)	17.8 (±13.4)
13	71.6 (±3.8)	71.9 (±4.7)	5.1 (±9.2)	5.2 (±9.8)	15.8 (±13.5)	14.3 (±10.4)
14	60.1 (±6.5)	61.8 (±8.1)	9.1 (±2.2)	8.0 (±2.2)	16.6 (±8.6)	13.2 (±5.6)
15	66.3 (±4.1)	67.6 (±3.0)	1.5 (±1.8)	3.8 (±2.5)	3.0 (±2.5)	4.6 (±4.4)
16	46.9 (±5.5)	49.8 (±8.9)	8.8 (±5.3)	8.5 (±5.4)	11.5 (±1.9)	10.4 (±2.1)
17	62.6 (±5.4)	65.3 (±7.4)	-1.6 (±0.9)	-0.8 (±1.9)	17.7 (±6.6)	18.4 (±9.4)
18	53.7 (±6.5)	55.7 (±7.5)	2.9 (±1.8)	3.7 (±1.6)	7.6 (±4.7)	8.6 (±5.6)
19	67.2 (±4.0)	68.7 (±6.0)	15.1 (±1.9)	13.7 (±4.9)	7.2 (±2.5)	8.0 (±4.9)

Avec le (Tableau 4.4), on étudie l'impact du MOT en état de fatigue maximale en comparant les différents angles post-fatigue. On remarque qu'au niveau de la flexion du genou (PM), aucun résultat significatif ne ressort. Concernant l'abduction, 3/19 participantes présentent une augmentation significative de l'abduction en présence de MOT (n°1,9,15). Enfin, on remarque que la participante a également une augmentation significative de la rotation interne en présence de MOT.

On observe que 8 participantes ont tendance à augmenter leur angle d'abduction du genou de par la tâche de MOT, en plus de la fatigue.

Pour faciliter la lecture, on nommera ce groupe de 8 participantes (n°1,3,6,9,10,11,15,18) ayant une augmentation d'abduction : Groupe « Tendance en abduction ».

Ce groupe est présenté dans le graphique ci-dessous, où l'on observe la moyenne de tous les essais des 8 participantes pour les angles d'abduction du genou, suivant chaque condition.

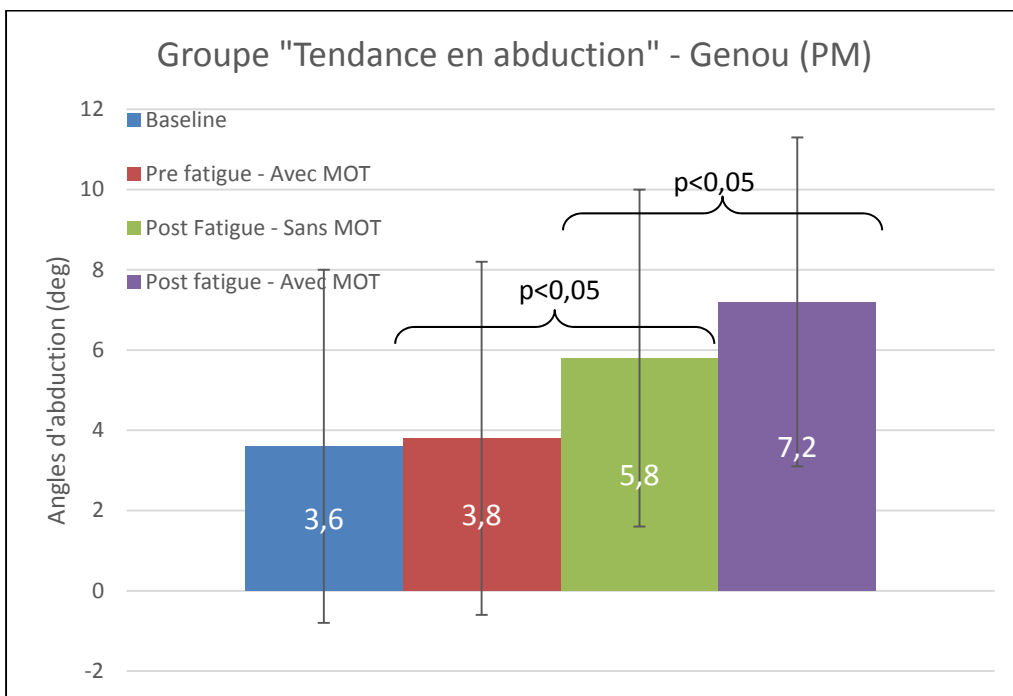


Figure 4.7 Comparaison des moyennes $\pm$ écart type des angles d'abduction du genou (PM) lors de l'atterrissage du groupe « Tendance en abduction » entre les 4 conditions : Pré-fatigue sans MOT, Pré-fatigue avec MOT, Post-fatigue sans MOT, Post-fatigue avec MOT

Dans la (Figure 4.7), la moyenne de la « baseline » (pré-fatigue sans MOT) de ce groupe se situe à 3.6° tandis que la moyenne post-fatigue avec MOT est de 7.2°, soit une augmentation de 3.6° (le double). On peut également remarquer que l'ajout du MOT en plus de la fatigue a tendance à augmenter l'abduction par rapport à la fatigue seule de 1.4°.

En analysant les moyennes entre-elles :

- On n'observe pas de différence significative pour les angles l'abduction entre la condition pré-fatigue sans MOT et celle pré-fatigue avec MOT
- On observe une augmentation significative de l'abduction entre la condition pré-fatigue avec MOT et celle post-fatigue sans MOT ($p < 0.005$)
- On observe une augmentation significative de l'abduction entre la condition post-fatigue sans MOT et celle post-fatigue avec MOT ($p < 0.005$)

Les résultats liés à la flexion pour les angles au genou (PM) du groupe « Tendance en abduction » sont disponibles en *ANNEXE II*, Figure-A II-1. Aucun résultat significatif n'a été trouvé concernant l'effet du MOT, mais la fatigue diminue significativement la flexion au genou ($p < 0.005$).

Les résultats liés à la rotation interne pour les angles au genou (PM) du groupe « Tendance en abduction » sont disponibles en *ANNEXE II*, Figure-A II-2. Aucun résultat significatif n'a été trouvé concernant l'effet du MOT, mais la fatigue augmente significativement la rotation interne au genou ($p < 0.005$).

Les résultats liés à la flexion, l'abduction et la rotation interne pour les angles à la hanche (PM) du groupe « Tendance en abduction » sont disponibles en *ANNEXE II*, Figure-A II-3, Figure-A II-4, et Figure-A II-5. Aucun résultat significatif n'a été trouvé concernant ce groupe.

4.3 MOT

On s'intéresse maintenant à savoir s'il existe une relation entre les participantes qui présentent des changements biomécaniques lors de l'atterrissage, et les scores obtenus lors du seuil de MOT. Ci-dessous sont présentés les scores MOT des différents groupes classifiés avec les résultats cinématiques. On observe la répartition des seuils obtenus lors du MOT par rapport à la moyenne globale qui est de 1.82 ± 0.44 :

- Pour le premier groupe comprenant les participantes n°1,9,15, on remarque que les seuils MOT sélectionnés restent proches de la moyenne globale des participantes, et que leur moyenne est de 1.78 ± 0.12 , ce qui n'est pas significatif.
- Pour le groupe « Significatifs en abduction », on remarque que les seuils restent eux aussi assez proches de la moyenne globale des participantes, bien qu'ils soient tous dans les 50% avec les moins bons scores. Leur moyenne est de 1.65 ± 0.15 .
- Pour le groupe « Tendance en abduction » (Figure 4.8), on remarque que les seuils MOT du groupe sont très variés, avec 4 participantes sous le seuil moyen et 4 au-dessus de celui-ci, et comprenant les valeurs extrêmes. Leur moyenne est de 1.83 ± 0.50 .

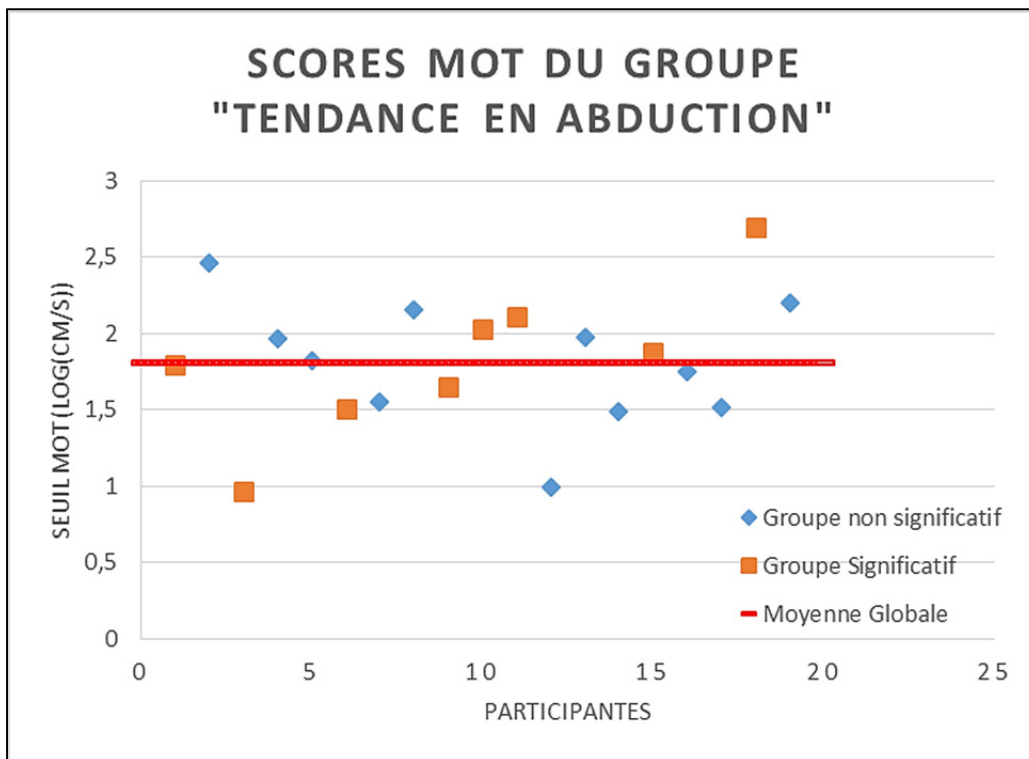


Figure 4.8 Comparaison des scores MOT du groupe « Tendance en abduction » avec les autres participantes

CHAPITRE 5

DISCUSSION

Cette étude visait à quantifier l'impact d'une tâche perceptivo-cognitive sur la biomécanique des membres inférieurs lors de l'atterrissage, avec et sans la présence de fatigue musculaire. Les résultats sur l'ensemble des participantes ne montrent pas de changements significatifs de la biomécanique en présence de la tâche de MOT, peu importe le niveau de fatigue. Par contre, pour un sous-groupe formé de 8 participantes, la tâche de MOT entraîne des changements biomécaniques, particulièrement au niveau de l'augmentation de l'angle d'abduction maximal et ce, seulement en présence de fatigue musculaire. La fatigue musculaire, prise de façon isolée, impacte de façon significative la biomécanique d'atterrissage avec une diminution des angles de flexion et une augmentation des angles d'abduction et de rotation interne du genou (PM).

Notre hypothèse de départ était que l'exécution simultanée d'une tâche perceptivo-cognitive mène à des changements au niveau de la biomécanique des membres inférieurs lors d'exercices d'atterrissages et que ces changements sont amplifiés en présence de fatigue musculaire. Cette hypothèse n'est donc pas vérifiée pour le groupe complet de participantes, mais l'est partiellement pour un sous-groupe de participantes, identifiées à partir de tendances observées pour leurs angles d'abduction maximaux. L'absence d'effet de groupe pourrait être expliquée par le fait que les atterrissages sont très variables entre les participantes du fait que le geste ne soit pas contraint. Par exemple, si l'on compare les deux participantes ayant les valeurs moyennes extrêmes en abduction du genou, on trouve une différence de 14°. Cette variabilité pourrait s'expliquer par une stratégie d'atterrissage différente d'une participante à l'autre (plus sur la pointe du pied ou sur le talon, plus vers l'extérieur de la plateforme de force ou plus vers l'intérieur) et par les différents niveaux athlétiques des participantes.

Malgré la possibilité qu'un geste plus contraint aurait permis de voir des différences significatives en s'intéressant au groupe entier, il est probable que la tâche de MOT affecte effectivement les participantes de manière différente. En effet, il est possible qu'un sous-ensemble de la population soit davantage affecté par une charge perceptivo-cognitive pendant l'exécution d'une tâche motrice et que ce groupe soit particulièrement prédisposé à subir une rupture du LCA sans contact. Ce résultat serait appuyé par l'étude de (Swanik et al., 2007) qui a montré que les athlètes ayant subi une rupture du LCA sans contact performaient moins bien dans des tests cognitifs pré-blessure qu'un groupe appareillé n'ayant pas subi de rupture. Les résultats de la présente étude montrent qu'un sous-groupe de 8 participantes sur 19 augmentent leur angle d'abduction du genou de par la tâche de MOT post-fatigue. Pour ce sous-groupe, il y a une augmentation non significative de l'abduction maximale du genou lors de l'ajout du MOT sans fatigue musculaire, mais une augmentation significative lors de l'ajout du MOT avec fatigue.

L'abduction du genou est connue pour être un critère déterminant quant au risque de rupture du LCA. En effet, c'est un critère qui revient souvent dans la littérature comme étant un critère augmentant la tension sur le LCA (Cortes et al., 2013; Dowling, 2010; Kim et al., 2014; Kim et al., 2015; Komsak Sinsurin, 2013; McLean et al., 2007). La valeur moyenne de l'abduction maximale du sous-groupe est de 7.2° avec MOT et fatigue musculaire. Cette valeur est semblable à celle trouvée par (McLean et Samorezov, 2009) lors d'un atterrissage non planifié à 100% de fatigue physique et proche de celle de (Borotikar et al., 2008) qui est de 7.5° , où l'on observe également une augmentation de l'abduction significative en position maximale, post-fatigue.

Pour notre sous-groupe, non seulement la fatigue musculaire augmente l'effet du MOT, mais elle est nécessaire pour que cet effet soit significatif. Une hypothèse par rapport à cet effet est que la fatigue musculaire nuise à la pré-planification du mouvement d'atterrissage. En effet, (McLean et Samorezov, 2009) ont montré que l'effet de la fatigue était diminué lorsque le participant avait le temps de pré-planifier son mouvement. Dans la présente étude, les participantes avaient la possibilité de pré-planifier leur mouvement puisqu'elles étaient

informées à l'avance de la jambe sur laquelle elles devaient atterrir. Cette pré-planification a pu réduire la division des ressources cognitives nécessaires pendant l'exécution de la double tâche. En situation de fatigue musculaire, comme la biomécanique est déjà significativement affectée, les participantes ont peut-être dû limiter la pré-planification du mouvement, augmentant ainsi l'impact de la tâche perceptivo-cognitive sur le contrôle moteur.

Le sous-groupe identifié pourrait être prédisposé à subir une blessure sans contact telle qu'une rupture du LCA en situation de jeu. En effet, ces conditions de charge perceptivo-cognitive ajoutée à une fatigue musculaire sont réunies en situation de jeu réel. De plus, en situation de jeu, les sportifs seront soumis au facteur de stress et ne devront pas exécuter juste quelques sauts comme dans notre laboratoire, ils auront plus d'exercices physiques, des accélérations, décélérations, des pivots, des atterrissages, des changements de direction, etc. Ceci les mettra d'autant plus sous contrainte et ils seront encore plus à risque d'avoir une rupture du LCA. Il devient intéressant de développer une méthode pour identifier ces athlètes prédisposés à avoir une biomécanique affectée par la charge cognitive en situation de jeu. Dans la présente étude, il n'y avait pas de différence dans la performance MOT des participantes affectées par cette tâche en présence de fatigue, comparées aux autres participantes. Il serait alors intéressant de déterminer si elles performant moins bien dans des tests cognitifs, tels que le test ImPACT, où les athlètes ayant subi une rupture sans-contact performant moins bien (Swanik et al., 2007). Si cela se confirmait, cela permettrait ensuite de cibler un entraînement cognitif en utilisant le « Neurotracker » afin d'améliorer leurs performances perceptivo-cognitives et ainsi réduire l'impact des situations de jeu sur biomécanique.

Concernant l'effet isolé de la fatigue musculaire, notre étude supporte fortement le fait que celle-ci entraînerait des changements biomécaniques qui sont de nature à augmenter le risque de rupture du LCA. Comme cela peut être observé dans plusieurs études, les angles au niveau du genou et de la hanche sont des indicateurs pour juger s'il y a un risque de rupture du LCA ou non. Ici, la fatigue provoque significativement une diminution des angles de flexion (-5.8°), une augmentation des angles d'abduction ($+3^\circ$) et de rotation interne ($+3.8^\circ$) du genou

pour toutes participantes confondues sans tâche MOT. Dans l'étude de (McLean et Samorezov, 2009) les résultats sont de (-9.6°) , $(+0.6^\circ)$, $(+0.4^\circ)$ pour un atterrissage planifié et (-4.9°) , $(+3.8^\circ)$, $(+0.2^\circ)$ pour un atterrissage non planifié. On peut noter un impact plus prononcé de la fatigue dans notre étude pour l'abduction et la rotation interne et moins prononcé en flexion. Pour ces changements de la biomécanique, il a déjà été rapporté qu'un atterrissage avec un genou plus en extension dans le plan sagittal augmenterait les forces de cisaillement proximales antérieures tibiales, ce qui amènerait de fortes tensions sur le LCA (Markolf et al., 1995; Yu, Lin et Garrett, 2006). De plus, il est bien connu que l'augmentation de l'abduction associée à celle de la rotation interne amène un plus grand chargement en valgus, qui a déjà été montré comme paramètre amplifiant le chargement sur le LCA et augmentant ainsi le risque de blessure (Chappell et al., 2005; Hewett et al., 2005; McLean et al., 2007). Concernant la hanche, l'étude de (Borotikar et al., 2008) et la nôtre ne démontrent aucun résultat significatif en position maximale, contrairement à celle de (McLean et Samorezov, 2009) qui montre une augmentation de la rotation interne. Toutefois, ils voient tous deux une diminution de la flexion de la hanche au contact initial alors que dans notre étude, aucun résultat significatif n'apparaît.

Enfin, pour cette étude, des corps rigides ont été préférés aux marqueurs positionnés sur les points de repère de la peau, afin d'étudier la cinématique des participantes. Bien que ces corps rigides aident dans la diminution des artéfacts, il en résulte tout de même un manque de précision par rapport au déplacement réel des os. (Peters et al., 2010) montrent qu'il n'existe pas de solution permettant de résoudre ce problème, et que ces artéfacts vont dépendre de la localisation des marqueurs, des segments instrumentés (la cuisse augmente ceux-ci par rapport au tibia par exemple), de l'activité exécutée et des caractéristiques du participant. Néanmoins, cette méthode qui reste utilisée et qui est comparable aux autres études rapportées (Cortes et al., 2011; Cortes et al., 2013; Ericksen et al., 2015; Khalid et al., 2015), permettant d'observer des valeurs semblables. Une autre limitation de l'étude se situerait dans le fait que les différences entre les angles restent assez petites, de l'ordre de quelques degrés, sachant que des artéfacts subsistent avec la précision affectée. Enfin, une limitation au niveau du protocole de fatigue pourrait intervenir, car le fait de maintenir l'athlète à 100%

de sa fatigue n'est possiblement pas précis à 100%. En effet, suivant les participantes le temps de récupération varie, et pour certaines il est probable qu'elles récupèrent plus rapidement entre chaque essai, ce qui diminuerait leur pourcentage de fatigue par rapport à leur maximum. Bien qu'il ait été montré qu'à partir de 50% de la fatigue on observe des changements significatifs de la biomécanique, le fait que cette fatigue musculaire puisse possiblement varier pendant les essais, pourrait modifier leurs angles aux membres inférieurs à l'atterrissage.

CONCLUSION

Basé sur les résultats obtenus lors de cette étude, on peut conclure que :

- La fatigue neuromusculaire provoque une diminution significative de la flexion et une augmentation significative de l'abduction et de la rotation interne au genou à la position maximale pendant la phase d'atterrissage sur une jambe (0 à 50% du cycle d'atterrissage).
- La combinaison de la fatigue avec l'exécution d'une tâche perceptivo-cognitive durant l'atterrissage augmente significativement l'abduction du genou à la position maximale pour un groupe spécifique (8 personnes sur 19), par rapport à l'impact de la fatigue seule.
- Ces deux aspects mettent le LCA sous tension lors de l'atterrissage, ce qui pourrait provoquer un risque de blessure pour l'athlète.

Ces conclusions montrent que l'impact d'une charge cognitive sur l'athlète n'est pas à négliger. Au contraire, il serait même nécessaire d'incorporer des entraînements cognitifs en plus des entraînements neuromusculaires dans les stratégies de prévention des blessures, afin de réduire de manière plus efficace leur nombre. Ceci ouvre donc la porte à de nouvelles recherches concernant l'identification des personnes qui seraient plus affectées par une charge cognitive, afin de les cibler et de développer des entraînements spécifiques. Les résultats concernant les forces et les moments produits lors de cette étude pourraient également donner d'autres indications susceptibles d'aider à cette identification. Ces entraînements pourraient être implémentés avec l'aide du MOT, et des études sont alors nécessaires pour évaluer l'impact d'un entraînement au suivi de cibles sur la biomécanique de l'atterrissage.

ANNEXE I

CARACTÉRISTIQUES ET RÉSULTATS (PHYSIQUES ET MOT) DES PARTICIPANTES

Participant	Age	Jambe dominante	Jeux vidéo pratiqués			Sports pratiqués			Seuil MOT	Longueur de saut	Nombre de squats	
			Nom	Nombre d'heures par séance	Séances par mois	Nom	Nombre d'heures par séance	Séances par semaine			Gauche	Droite
1	24	Droite	Call Of Duty	1	1	Bateau dragon, Crossfit, Yoga	1 h 15 min	5	1,80	130	90	90
2	26	Droite	Starcraft, Mario Kart, Smash	1 (pour chaque jeu)	12 (jeu 1) - 3 (jeu 2) - 3 (jeu 3)	Crossfit	1	3	2,47	113	165	165
3	24	Gauche	-	-	-	Bootcamp, Course	1 h 30 min	2 à 3	0,97	148	180	180
4	22	Droite	-	-	-	Insanity, Natation	1	1	1,98	141	120	120
5	22	Droite	-	-	-	Handball, Course, Insanity	1	2 à 3	1,84	143	135	120
6	23	Gauche	-	-	-	Basket, Danse	1	2	1,51	143	105	105
7	27	Droite	Smash, pokemon	30 min (pour chaque jeu)	5 à 8 (jeu 1) - 30 (jeu 2)	Course	45 min	2	1,55	149	105	105
8	25	Gauche	-	-	-	Soccer	1 h 30 min	2 à 3	2,16	153	150	150
9	24	Droite	-	-	-	Basket	2	2	1,66	168	105	105
10	32	Droite	Super Mario	3	0,1	Escalade, Course	2 h 30 min	3	2,03	150	55	55
11	24	Droite	-	-	-	Crossfit, Course	1	3	2,11	145	90	105
12	24	Droite	-	-	-	Course	1	3 à 4	0,99	120	105	105
13	26	Droite	Smash, MarioKart	2 (jeu 1) - 1 (jeu 2)	4,4	Volley, Danse	3 h 15 min	2	1,98	135	45	45
14	23	Droite	Soul Calibur	1	2	Course, Crossfit	1 h 30 min	2	1,49	150	195	195
15	26	Droite	Zelda	2	9	Crossfit	1	2 à 3	1,88	131	80	80
16	25	Droite	-	-	-	Course	45 min	3	1,76	159	105	105
17	26	Droite	-	-	-	Crossfit, Course, Spinning	1	2 à 4	1,52	161	165	165
18	28	Droite	-	-	-	Gym	45 min	3	2,71	112	90	90
19	22	Droite	-	-	-	Step, Danse, Aerobic, Course	1	3	2,20	130	165	180

Figure-A I-1 Quelques caractéristiques et résultats des participantes

ANNEXE II

RÉSULTATS CINÉMATIQUES

Tableau-A II-1 Effet de la fatigue (avec et sans MOT) sur la moyenne $\pm$ écart-type des angles (deg) au contact initial (CI) et à la position maximale (PM) pendant un atterrissage sur une seule jambe toutes participantes confondues

Variable	Sans la tâche de MOT		Avec la tâche de MOT	
	Pré-fatigue	Post-fatigue	Pré-fatigue	Post-fatigue
CI Flexion du genou	25.7 ($\pm$ 12,8)	23.3 ($\pm$ 14,2)	26.4 ($\pm$ 12,6)	24.3 ($\pm$ 12,7)
CI Abduction du genou ^{ab}	-3.9 ($\pm$ 4,9)	-1.9 ($\pm$ 5,8)	-4.3 ($\pm$ 5,0)	-2 ($\pm$ 5,5)
CI Rotation interne du genou ^{a*b}	-10.5 ($\pm$ 8,6)	-8.5 ($\pm$ 9,6)	-11.2 ($\pm$ 8,8)	-8.6 ($\pm$ 8,9)
PM Flexion du genou ^{ab}	67.8 ($\pm$ 13,4)	62.0 ($\pm$ 13,8)	67.8 ($\pm$ 13,7)	62.7 ($\pm$ 13,9)
PM Abduction du genou ^{ab}	3.7 ($\pm$ 6,3)	6.7 ($\pm$ 6,7)	3.5 ($\pm$ 5,7)	6.9 ($\pm$ 6,1)
PM Rotation interne du genou ^{ab}	7.7 ($\pm$ 5,8)	11.6 ($\pm$ 7,9)	7.7 ($\pm$ 5,7)	11.2 ($\pm$ 7,4)
CI Flexion de la hanche	50.6 ($\pm$ 14,3)	49.5 ($\pm$ 14,0)	49.3 ($\pm$ 13,0)	48.4 ($\pm$ 12,9)
CI Abduction de la hanche	20.9 ($\pm$ 7,9)	21.6 ($\pm$ 8,6)	21.3 ($\pm$ 7,8)	21.5 ($\pm$ 8,4)
CI Rotation interne de la hanche	3.9 ($\pm$ 8,0)	2.9 ($\pm$ 9,2)	2.9 ($\pm$ 8,0)	1.7 ($\pm$ 9,4)
PM Flexion de la hanche	66.5 ($\pm$ 13,3)	66.1 ($\pm$ 13,4)	64.6 ($\pm$ 12,2)	64.7 ($\pm$ 11,9)
PM Abduction de la hanche	23.8 ($\pm$ 8,1)	24.7 ($\pm$ 8,6)	23.1 ($\pm$ 7,8)	24.1 ($\pm$ 8,1)
PM Rotation interne de la hanche	7.8 ($\pm$ 8,0)	8.5 ($\pm$ 8,2)	7.6 ($\pm$ 8,1)	7.7 ($\pm$ 8,0)

^a Fatigue sans MOT (p<0.01)

^{a*} Fatigue sans MOT (p<0.05)

^b Fatigue avec MOT (p<0.01)

Tableau-A II-2 Cinématique (angles) du genou de chaque sujet avec une analyse statistique ANOVA et un test LSD sur l'effet de la fatigue à la position maximale. La flexion, l'abduction et la rotation interne sont positives. Les valeurs grisées indiquent une différence significative suivant les deux conditions ($p < 0.05$)

Genou (PM)						
Participant	Angles du genou à la position maximale					
	Flexion (°)		Abduction (°)		Rotation interne (°)	
	Pré-fatigue	Post-fatigue	Pré-fatigue	Post-fatigue	Pré-fatigue	Post-fatigue
1	58.3 (±7.1)	57.8 (±11.3)	6.1 (±3.9)	11.1 (±4.3)	-	-
2	67.5 (±5.8)	65.3 (±10.5)	7.1 (±4.4)	10.2 (±7.5)	5.6 (±3.7)	5.3 (±4.9)
3	68.6 (±7.9)	55.2 (±11.4)	6.4 (±2.5)	9.8 (±3.3)	9.7 (±5.5)	5.9 (±4.0)
4	64.6 (±7.9)	57.4 (±9.4)	5.8 (±4.0)	10.7 (±2.9)	-0.3 (±3.2)	6.7 (±3.5)
5	73.2 (±5.1)	63.8 (±5.8)	9.0 (±4.2)	8.9 (±2.4)	10.0 (±4.3)	15.6 (±5.0)
6	71.7 (±5.2)	64.3 (±7.1)	7.6 (±3.0)	9.5 (±1.9)	11.3 (±2.4)	16.3 (±3.6)
7	100.9 (±35.0)	94.6 (±32.8)	10.7 (±3.9)	15.4 (±5.9)	11.4 (±4.7)	12.5 (±3.8)
8	63.1 (±4.5)	60.3 (±6.5)	-4.9 (±1.5)	-2.4 (±1.4)	4.5 (±5.2)	12.0 (±8.2)
9	60.2 (±4.5)	54.9 (±6.8)	3.7 (±6.1)	5.2 (±3.9)	13.7 (±2.2)	16.5 (±3.3)
10	64.7 (±3.7)	60.7 (±5.2)	3.9 (±3.8)	6.6 (±2.7)	5.3 (±3.4)	7.7 (±3.1)
11	57.7 (±3.5)	57.4 (±3.5)	0.6 (±1.7)	3.4 (±1.7)	8.3 (±4.2)	9.5 (±2.7)
12	65.9 (±4.4)	56.8 (±4.4)	-4.6 (±3.9)	-0.6 (±3.0)	10.1 (±6.1)	18.3 (±13.7)
13	72.0 (±4.3)	71.7 (±4.2)	3.1 (±9.9)	5.1 (±9.3)	14.6 (±8.8)	15.0 (±11.8)
14	76.9 (±11.5)	61.0 (±7.3)	4.8 (±2.6)	8.5 (±2.2)	7.9 (±3.5)	14.9 (±7.3)
15	65.4 (±3.4)	66.9 (±3.6)	-0.3 (±3.1)	2.7 (±2.4)	2.3 (±2.5)	3.8 (±3.6)
16	61.2 (±3.7)	48.3 (±7.4)	2.4 (±3.9)	8.6 (±5.3)	7.7 (±3.4)	10.9 (±2.0)
17	66.3 (±6.8)	64.0 (±6.5)	1.8 (±3.5)	1.2 (±1.6)	8.7 (±4.1)	18.1 (±8.0)
18	58.9 (±6.9)	54.7 (±7.0)	1.3 (±2.1)	3.3 (±1.7)	3.5 (±2.7)	8.1 (±5.1)
19	69.8 (±5.9)	68.0 (±4.8)	7.6 (±5.4)	14.4 (±4.3)	4.8 (±3.2)	7.6 (±4.4)

Tableau-A II-3 Cinématique (angles) de la hanche de chaque sujet avec une analyse statistique ANOVA et un test LSD sur l'effet de la fatigue à la position maximale.

La flexion, l'abduction et la rotation interne sont positives. Les valeurs grisées indiquent une différence significative suivant les deux conditions ($p < 0.05$)

Hanche (PM)						
Participant	Angles de la hanche à la position maximale					
	Flexion (°)		Abduction (°)		Rotation interne (°)	
	Pré-fatigue	Post-fatigue	Pré-fatigue	Post-fatigue	Pré-fatigue	Post-fatigue
1	52.5 (±7.6)	50.2 (±6.7)	16.9 (±4.7)	14.6 (±3.0)	8.3 (±3.8)	12.2 (±5.3)
2	56.9 (±6.7)	59.8 (±5.9)	21.5 (±2.6)	21.6 (±4.1)	7.3 (±16.9)	4.2 (±8.3)
3	79.3 (±7.6)	76.6 (±6.3)	29.7 (±10.9)	33.0 (±6.5)	-5.8 (±7.3)	-8.8 (±8.7)
4	61.1 (±4.7)	65.0 (±5.1)	17.3 (±2.7)	19.6 (±3.1)	1.7 (±9.8)	2.2 (±8.4)
5	63.2 (±3.8)	63.6 (±10.5)	23.1 (±3.6)	24.3 (±4.5)	16.5 (±7.5)	9.3 (±7.5)
6	44.5 (±10.0)	41.9 (±9.9)	21.3 (±2.3)	22.6 (±2.7)	4.2 (±5.3)	2.2 (±2.9)
7	85.9 (±21.2)	77.9 (±21.6)	24.6 (±2.4)	24.5 (±7.7)	10.7 (±9.9)	9.4 (±11.4)
8	73.9 (±4.6)	74.5 (±6.3)	23.0 (±3.6)	23.4 (±6.4)	7.6 (±2.2)	7.4 (±3.2)
9	58.8 (±6.3)	61.0 (±11.2)	21.9 (±6.8)	25.6 (±7.7)	14.1 (±3.3)	17.3 (±3.5)
10	59.9 (±5.3)	64.2 (±6.6)	23.1 (±9.3)	22.5 (±14.6)	9.2 (±4.6)	7.7 (±3.1)
11	54.3 (±5.0)	55.3 (±4.3)	20.6 (±4.8)	22.9 (±2.9)	7.0 (±3.0)	9.5 (±2.4)
12	70.8 (±4.1)	73.3 (±6.3)	21.6 (±6.0)	23.7 (±7.7)	8.9 (±4.1)	11.1 (±4.4)
13	71.5 (±3.4)	69.7 (±5.5)	30.1 (±6.6)	31.6 (±9.3)	9.5 (±4.7)	7.5 (±6.2)
14	74.6 (±6.0)	72.9 (±5.6)	24.0 (±4.3)	22.2 (±5.4)	11.1 (±3.5)	16.3 (±4.2)
15	72.2 (±4.7)	75.7 (±4.9)	38.5 (±5.3)	39.4 (±6.3)	4.9 (±4.3)	7.8 (±3.7)
16	56.2 (±6.6)	52.3 (±7.3)	21.9 (±2.7)	20.1 (±2.1)	5.9 (±2.6)	7.2 (±4.5)
17	61.6 (±7.0)	63.3 (±4.7)	23.4 (±3.8)	25.1 (±4.4)	4.7 (±4.4)	6.9 (±3.3)
18	71.4 (±4.2)	72.8 (±4.7)	30.3 (±4.9)	30.1 (±3.7)	14.6 (±3.9)	15.8 (±2.6)
19	77.4 (±5.8)	70.7 (±5.7)	13.8 (±3.8)	17.5 (±4.4)	6.3 (±4.1)	8.8 (±5.8)

Tableau-A II-4 Cinématique (angles) du genou de chaque sujet avec une analyse statistique ANOVA et un test LSD sur l'effet du MOT au contact initial. La flexion, l'abduction et la rotation interne sont positives. Les valeurs grisées indiquent une différence significative suivant les deux conditions ($p < 0.05$).

Genou (CI) - MOT						
Participant	Angles du genou au contact initial					
	Flexion (°)		Abduction (°)		Rotation interne (°)	
	Sans MOT	MOT	Sans MOT	MOT	Sans MOT	MOT
1	11.9 (±4.4)	14.9 (±4.8)	1.3 (±4.2)	1.5 (±4.4)	-	-
2	21.5 (±8.0)	21.7 (±5.3)	0.3 (±4.4)	0.1 (±3.6)	9.2 (±8.1)	6.7 (±7.5)
3	23.1 (±5.1)	22.8 (±4.5)	0.4 (±3.5)	1.2 (±3.7)	-14.5 (±4.8)	-14.5 (±6.8)
4	16.0 (±3.5)	15.2 (±3.2)	-2.8 (±3.7)	-4.0 (±3.1)	-11.8 (±5.0)	-15.1 (±7.2)
5	27.9 (±6.1)	26.7 (±6.6)	-3.5 (±5.1)	-5.8 (±4.3)	-1.5 (±6.7)	-5.3 (±6.7)
6	24.8 (±5.0)	27.8 (±4.4)	-2.4 (±4.0)	-3.2 (±3.7)	-0.5 (±4.4)	-2.1 (±4.4)
7	56.0 (±40.8)	59.3 (±3.2)	2.7 (±4.0)	1.0 (±2.5)	1.7 (±4.9)	0.1 (±3.5)
8	19.0 (±2.7)	20.2 (±3.2)	-7.9 (±1.1)	-7.7 (±1.2)	-17.0 (±3.5)	-16.5 (±3.8)
9	25.5 (±3.9)	24.7 (±3.2)	-3.6 (±5.1)	-1.1 (±2.9)	-2.4 (±6.9)	0.7 (±5.8)
10	29.7 (±2.6)	31.2 (±2.4)	-6.4 (±3.7)	-6.3 (±3.9)	-16.0 (±5.3)	-15.7 (±5.2)
11	23.9 (±4.4)	25.1 (±4.3)	-0.2 (±2.1)	-0.1 (±2.4)	-4.4 (±4.4)	-2.4 (±5.9)
12	23.1 (±2.8)	23.5 (±3.2)	-8.7 (±3.6)	-9.3 (±4.1)	-16.3 (±6.9)	-18.1 (±7.7)
13	28.5 (±2.6)	27.0 (±3.4)	-10.1 (±5.3)	-10.6 (±5.9)	-15.0 (±7.4)	-15.9 (±5.2)
14	26.3 (±5.2)	28.4 (±4.5)	-1.7 (±2.8)	-1.6 (±2.7)	-10.6 (±6.9)	-10.5 (±5.8)
15	25.1 (±3.1)	27.4 (±2.8)	-7.7 (±2.2)	-7.3 (±3.0)	-20.8 (±4.4)	-17.7 (±6.4)
16	17.2 (±6.1)	18.8 (±5.7)	-0.1 (±4.6)	-0.4 (±5.0)	0.4 (±5.5)	-0.6 (±5.8)
17	20.4 (±3.0)	21.1 (±3.2)	-4.9 (±1.6)	-4.6 (±2.6)	-17.8 (±4.6)	-18.8 (±6.1)
18	15.1 (±2.5)	15.2 (±2.9)	-5.5 (±1.9)	-5.8 (±1.5)	-10.5 (±4.4)	-10.5 (±4.9)
19	30.2 (±4.2)	30.7 (±4.6)	5.0 (±4.4)	4.9 (±4.2)	-4.7 (±7.8)	-6.7 (±7.4)

Tableau-A II-5 Cinématique (angles) du genou de chaque sujet avec une analyse statistique ANOVA et un test LSD sur l'effet de la fatigue au contact initial. La flexion, l'abduction et la rotation interne sont positives. Les valeurs grisées indiquent une différence significative suivant les deux conditions ($p < 0.05$)

Genou (CI) - Fatigue						
Participant	Angles du genou au contact initial					
	Flexion (°)		Abduction (°)		Rotation interne (°)	
	Pré-fatigue	Post-fatigue	Pré-fatigue	Post-fatigue	Pré-fatigue	Post-fatigue
1	13.8 (± 4.2)	12.9 (± 5.4)	0.2 (± 4.7)	2.6 (± 3.4)	-	-
2	20.7 (± 6.1)	22.4 (± 7.3)	-0.2 (± 3.4)	0.6 (± 4.5)	7.4 (± 7.4)	8.5 (± 8.4)
3	26.7 (± 2.7)	19.2 (± 3.0)	-1.8 (± 2.0)	3.4 (± 2.8)	-16.9 (± 4.7)	-12.1 (± 5.9)
4	16.2 (± 2.7)	15.0 (± 3.8)	-4.9 (± 3.4)	-1.9 (± 2.8)	-16.1 (± 9.2)	-10.8 (± 6.3)
5	29.8 (± 3.9)	24.8 (± 7.4)	-4.8 (± 3.9)	-4.4 (± 5.7)	-2.7 (± 6.2)	-4.1 (± 7.7)
6	28.5 (± 4.0)	24.1 (± 4.9)	-3.8 (± 4.6)	-1.9 (± 2.7)	-2.2 (± 4.6)	-0.5 (± 4.1)
7	60.4 (± 33.3)	54.9 (± 1.1)	0.6 (± 2.7)	3.1 (± 3.7)	0.4 (± 3.0)	1.4 (± 5.3)
8	20.9 (± 2.2)	18.3 (± 3.2)	-8.4 (± 0.9)	-7.3 (± 1.3)	-18.1 (± 3.2)	-15.4 (± 3.6)
9	27.1 (± 2.4)	23.1 (± 3.4)	-2.9 (± 4.8)	-1.9 (± 3.6)	-1.9 (± 6.0)	0.2 (± 6.9)
10	30.7 (± 2.5)	30.1 (± 2.7)	-6.8 (± 3.8)	-5.8 (± 3.7)	-14.3 (± 5.8)	-17.3 (± 4.0)
11	23.1 (± 4.4)	25.9 (± 3.9)	-1.2 (± 1.8)	1.0 (± 2.1)	-5.3 (± 5.7)	-1.5 (± 4.0)
12	24.6 (± 3.3)	22.1 (± 2.1)	-10.8 (± 3.5)	-7.3 (± 3.4)	-19.4 (± 6.4)	-15.0 (± 7.6)
13	28.1 (± 3.2)	27.4 (± 3.0)	-11.2 (± 5.2)	-9.5 (± 5.9)	-16.2 (± 5.9)	-14.6 (± 6.7)
14	30.7 (± 3.8)	24.0 (± 3.3)	-3.7 (± 2.1)	0.4 (± 1.4)	-12.9 (± 4.5)	-8.2 (± 7.0)
15	25.3 (± 2.8)	27.2 (± 3.2)	-7.7 (± 3.0)	-7.3 (± 2.2)	-18.7 (± 4.6)	-19.8 (± 6.6)
16	22.0 (± 4.7)	14.1 (± 3.9)	-3.5 (± 2.6)	3.1 (± 4.0)	-3.6 (± 4.1)	3.4 (± 4.8)
17	20.9 (± 3.5)	20.6 (± 2.6)	-5.2 (± 2.3)	-4.4 (± 1.9)	-18.2 (± 4.6)	-18.4 (± 6.1)
18	15.3 (± 3.2)	14.9 (± 2.2)	-5.1 (± 1.5)	-6.1 (± 1.7)	-13.5 (± 3.4)	-7.5 (± 3.4)
19	31.1 (± 3.0)	29.8 (± 5.4)	3.0 (± 4.2)	6.9 (± 3.2)	-8.0 (± 8.2)	-3.3 (± 6.3)

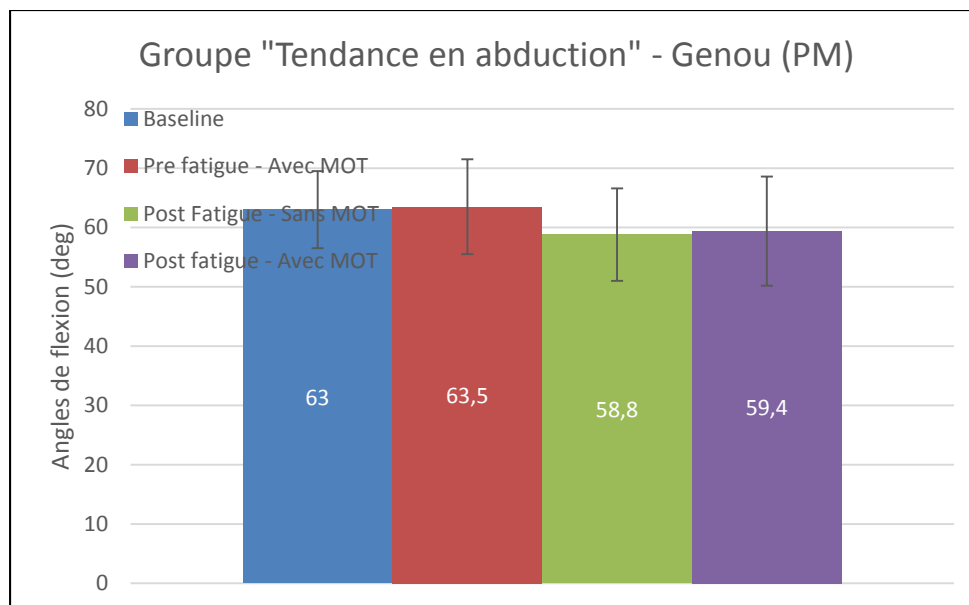


Figure-A II-1 Comparaison des moyennes $\pm$ écart type des angles de flexion du genou (PM) lors de l'atterrissage du groupe « Tendance en abduction » entre les 4 conditions : Pré-fatigue sans MOT, Pré-fatigue avec MOT, Post-fatigue sans MOT, Post-fatigue avec MOT

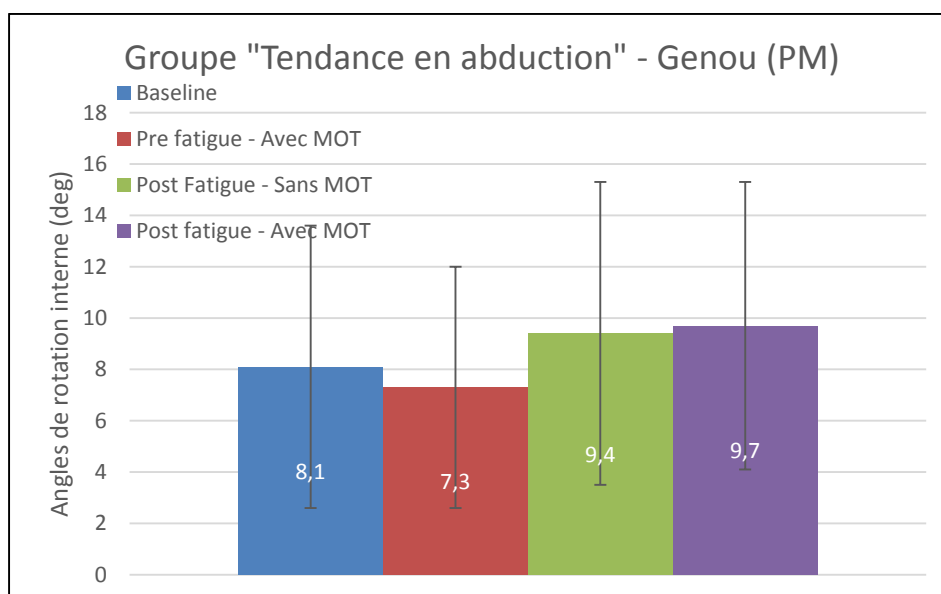


Figure-A II-2 Comparaison des moyennes $\pm$ écart type des angles de rotation interne du genou (PM) lors de l'atterrissage du groupe « Tendance en abduction » entre les 4 conditions : Pré-fatigue sans MOT, Pré-fatigue avec MOT, Post-fatigue sans MOT, Post-fatigue avec MOT

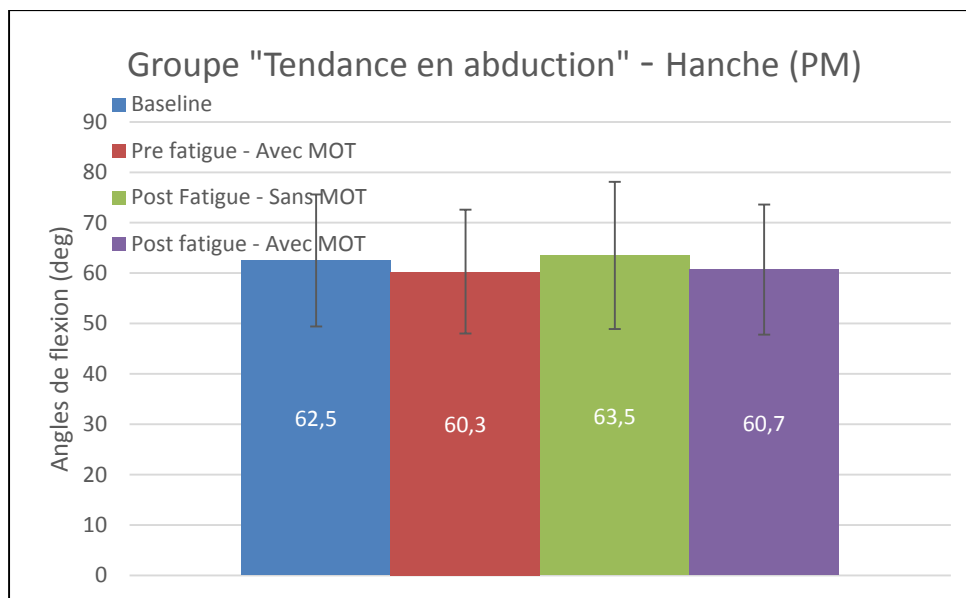


Figure-A II-3 Comparaison des moyennes $\pm$ écart type des angles de flexion de la hanche (PM) lors de l'atterrissage du groupe « Tendance en abduction » entre les 4 conditions : Pré-fatigue sans MOT, Pré-fatigue avec MOT, Post-fatigue sans MOT, Post-fatigue avec MOT

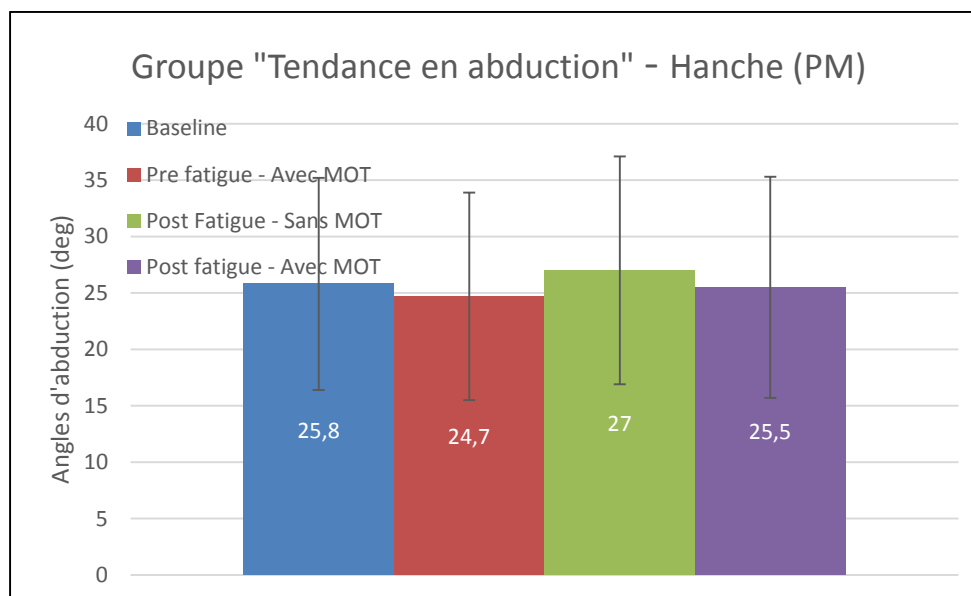


Figure-A II-4 Comparaison des moyennes $\pm$ écart type des angles d'abduction de la hanche (PM) lors de l'atterrissage du groupe « Tendance en abduction » entre les 4 conditions : Pré-fatigue sans MOT, Pré-fatigue avec MOT, Post-fatigue sans MOT, Post-fatigue avec MOT

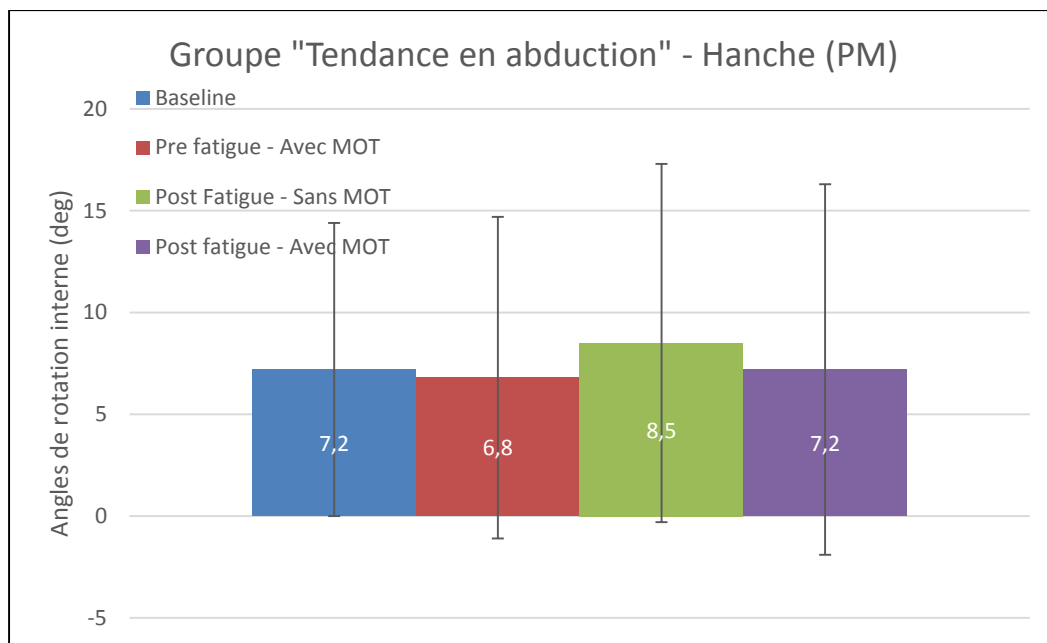


Figure-A II-5 Comparaison des moyennes $\pm$ écart type des angles de rotation interne de la hanche (PM) lors de l'atterrissage du groupe « Tendance en abduction » entre les 4 conditions : Pré-fatigue sans MOT, Pré-fatigue avec MOT, Post-fatigue sans MOT, Post-fatigue avec MOT

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Al-Yahya, Emad, Helen Dawes, Lesley Smith, Andrea Dennis, Ken Howells et Janet Cockburn. 2011. « Cognitive motor interference while walking: A systematic review and meta-analysis ». *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, vol. 35, n° 3, p. 715-728.
- Alentorn-Geli, E., G. D. Myer, H. J. Silvers, G. Samitier, D. Romero, C. Lazaro-Haro et R. Cugat. 2009. « Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors ». *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, vol. 17, n° 7, p. 705-29.
- Alvarez, George A, et Steven L Franconeri. 2007. « How many objects can you track?: Evidence for a resource-limited attentive tracking mechanism ». *Journal of Vision*, vol. 7, n° 13.
- Bahr, R., et T. Krosshaug. 2005. « Understanding injury mechanisms: a key component of preventing injuries in sport ». *Br J Sports Med*, vol. 39, n° 6, p. 324-9.
- Begalle, R. L., L. J. Distefano, T. Blackburn et D. A. Padua. 2012. « Quadriceps and hamstrings coactivation during common therapeutic exercises ». *J Athl Train*, vol. 47, n° 4, p. 396-405.
- Benno M. Nigg, Walter Herzog 2007. *Biomechanics of the Musculo-skeletal System*, 3rd Edition. Wiley.
- Benoit, D. L., M. Damsgaard et M. S. Andersen. 2015. « Surface marker cluster translation, rotation, scaling and deformation: Their contribution to soft tissue artefact and impact on knee joint kinematics ». *Journal of Biomechanics*, vol. 48, n° 10, p. 2124-2129.
- Benoit, D. L., D. K. Ramsey, M. Lamontagne, L. Xu, P. Wretenberg et P. Renstrom. 2006. « Effect of skin movement artifact on knee kinematics during gait and cutting motions measured in vivo ». *Gait Posture*, vol. 24, n° 2, p. 152-64.
- Besier, T. F., D. G. Lloyd, T. R. Ackland et J. L. Cochrane. 2001a. « Anticipatory effects on knee joint loading during running and cutting maneuvers ». *Med Sci Sports Exerc*, vol. 33, n° 7, p. 1176-81.
- Besier, T. F., D. G. Lloyd, J. L. Cochrane et T. R. Ackland. 2001b. « External loading of the knee joint during running and cutting maneuvers ». *Med Sci Sports Exerc*, vol. 33, n° 7, p. 1168-75.
- Beynnon, B. D., R. J. Johnson, S. Braun, M. Sargent, I. M. Bernstein, J. M. Skelly et P. M. Vacek. 2006. « The relationship between menstrual cycle phase and anterior cruciate

- ligament injury: a case-control study of recreational alpine skiers ». *Am J Sports Med*, vol. 34, n° 5, p. 757-64.
- Bicer, E. K., S. Lustig, E. Servien, T. A. Selmi et P. Neyret. 2010. « Current knowledge in the anatomy of the human anterior cruciate ligament ». *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, vol. 18, n° 8, p. 1075-84.
- Bideau, B., R. Kulpa, N. Vignais, S. Brault, F. Multon et C. Craig. 2010. « Using virtual reality to analyze sports performance ». *IEEE Comput Graph Appl*, vol. 30, n° 2, p. 14-21.
- Blackburn, J. T., M. F. Norcross, L. N. Cannon et S. M. Zinder. 2013. « Hamstrings stiffness and landing biomechanics linked to anterior cruciate ligament loading ». *J Athl Train*, vol. 48, n° 6, p. 764-72.
- Blaser, Erik, et George Sperling. 2008. « When is motion'motion'? ». *Perception*, vol. 37, n° 4, p. 624.
- Boden, B. P., G. S. Dean, J. A. Feagin, Jr. et W. E. Garrett, Jr. 2000. « Mechanisms of anterior cruciate ligament injury ». *Orthopedics*, vol. 23, n° 6, p. 573-8.
- Borotikar, Bhushan S., Rhonda Newcomer, Ryan Koppes et Scott G. McLean. 2008. « Combined effects of fatigue and decision making on female lower limb landing postures: Central and peripheral contributions to ACL injury risk ». *Clinical Biomechanics*, vol. 23, n° 1, p. 81-92.
- Campbell, C. J., J. D. Carson, E. D. Diaconescu, R. Celebrini, M. R. Rizzardo, V. Godbout, J. A. Fletcher, R. McCormack, R. Outerbridge, T. Taylor, N. Constantini et M. Cote. 2014. « Canadian Academy of Sport and Exercise Medicine position statement: Neuromuscular training programs can decrease anterior cruciate ligament injuries in youth soccer players ». *Clin J Sport Med*, vol. 24, n° 3, p. 263-7.
- Cappozzo, A., F. Catani, A. Leardini, M. G. Benedetti et U. Della Croce. 1996. « Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts ». *Clinical Biomechanics*, vol. 11, n° 2, p. 90-100.
- Chappell, J. D., D. C. Herman, B. S. Knight, D. T. Kirkendall, W. E. Garrett et B. Yu. 2005. « Effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in stop-jump tasks ». *American Journal of Sports Medicine*, vol. 33, n° 7, p. 1022-9.
- Churchill, D. L., S. J. Incavo, C. C. Johnson et B. D. Beynnon. 1998. « The transepicondylar axis approximates the optimal flexion axis of the knee ». *Clin Orthop Relat Res*, n° 356, p. 111-8.

- Claes, S., E. Vereecke, M. Maes, J. Victor, P. Verdonk et J. Bellemans. 2013. « Anatomy of the anterolateral ligament of the knee ». *J Anat*, vol. 223, n° 4, p. 321-8.
- Cortes, N., E. Blount, S. Ringleb et J. A. Onate. 2011. « Soccer-specific video simulation for improving movement assessment ». *Sports Biomech*, vol. 10, n° 1, p. 22-34.
- Cortes, N., E. Greska, J. P. Ambegaonkar, R. O. Kollock, S. V. Caswell et J. A. Onate. 2013. « Knee kinematics is altered post-fatigue while performing a crossover task ». *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*.
- Coventry, E., K. M. O'Connor, B. A. Hart, J. E. Earl et K. T. Ebersole. 2006. « The effect of lower extremity fatigue on shock attenuation during single-leg landing ». *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 21, n° 10, p. 1090-7.
- Dowling, A V; Favre, J; Andriacchi, TP. 2010. « A Comparison of Landing Strategies and ACL Injury Risk Using an Inertial-Based System ». In *56th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society*. (New Orleans). Vol. Poster No. 1887, p. 1.
- Dufour, Michel, et Michel Pillu. 2005. *Biomécanique fonctionnelle - Membres - Tête - Tronc* (March 2005). Masson, 568 p.
- Duthon, V. B., C. Barea, S. Abrassart, J. H. Fasel, D. Fritschy et J. Menetrey. 2006. « Anatomy of the anterior cruciate ligament ». *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, vol. 14, n° 3, p. 204-13.
- Ericksen, H. M., A. C. Thomas, P. A. Gribble, S. C. Doebel et B. G. Pietrosimone. 2015. « Immediate effects of real-time feedback on jump-landing kinematics ». *J Orthop Sports Phys Ther*, vol. 45, n° 2, p. 112-8.
- Estes, K., B. Cheruvu, M. Lawless, R. Laughlin et T. Goswami. 2015. « Risk assessment for anterior cruciate ligament injury ». *Arch Orthop Trauma Surg*.
- Faubert, J. 2013. « Professional athletes have extraordinary skills for rapidly learning complex and neutral dynamic visual scenes ». *Science Reports*, vol. 3, p. 1-3.
- Faubert, Jocelyn, et Sylvain Barthès. 2012. « Entraînement perceptivo-cognitif chez l'athlète ». *Ophthalmo autrement*, vol. 11, p. 13-16.
- Faubert, Jocelyn, et Lee Sidebottom. 2012. « Perceptual-Cognitive Training of Athletes ». *Journal of Clinical Sport Psychology*, vol. 6, p. 85-102.
- Ferretti, Mario, Max Ekdahl, Wei Shen et Freddie H. Fu. 2007. « Osseous Landmarks of the Femoral Attachment of the Anterior Cruciate Ligament: An Anatomic Study ». *Arthroscopy*, vol. 23, n° 11, p. 1218-1225.

- Flynn, R. K., C. L. Pedersen, T. B. Birmingham, A. Kirkley, D. Jackowski et P. J. Fowler. 2005. « The familial predisposition toward tearing the anterior cruciate ligament: a case control study ». *Am J Sports Med*, vol. 33, n° 1, p. 23-8.
- Ford, K. R., G. D. Myer et T. E. Hewett. 2003. « Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players ». *Med Sci Sports Exerc*, vol. 35, n° 10, p. 1745-50.
- Fougny, D., et R. Marois. 2006. « Distinct capacity limits for attention and working memory: Evidence from attentive tracking and visual working memory paradigms ». *Psychol Sci*, vol. 17, n° 6, p. 526-34.
- Fu, Freddie H., et Susan S. Jordan. 2007. *The Lateral Intercondylar Ridge—A Key to Anatomic Anterior Cruciate Ligament Reconstruction* (2007-10-01 00:00:00), 89. Journal Article. 10. 2103-2104 p.
- Fuentes, Alexandre. 2010. « Apport d'une évaluation biomécanique 3D du genou dans la prise en charge orthopédique de patients ayant une rupture du ligament croisé antérieur ». Université de Montréal, 182 p.
- Fung, D. T., R. W. Hendrix, J. L. Koh et L. Q. Zhang. 2007. « ACL impingement prediction based on MRI scans of individual knees ». *Clin Orthop Relat Res*, vol. 460, p. 210-8.
- Ganjikia, S., N. Duval, L. Yahia et J. de Guise. 2000. « Three-dimensional knee analyzer validation by simple fluoroscopic study ». *Knee*, vol. 7, n° 4, p. 221-231.
- Garling, E. H., B. L. Kaptein, B. Mertens, W. Barendregt, H. E. Veeger, R. G. Nelissen et E. R. Valstar. 2007. « Soft-tissue artefact assessment during step-up using fluoroscopy and skin-mounted markers ». *J Biomech*, vol. 40 Suppl 1, p. S18-24.
- Gelber, A. C., M. C. Hochberg, L. A. Mead, N. Y. Wang, F. M. Wigley et M. J. Klag. 2000. « Joint injury in young adults and risk for subsequent knee and hip osteoarthritis ». *Ann Intern Med*, vol. 133, n° 5, p. 321-8.
- Gilchrist, J., B. R. Mandelbaum, H. Melancon, G. W. Ryan, H. J. Silvers, L. Y. Griffin, D. S. Watanabe, R. W. Dick et J. Dvorak. 2008. « A randomized controlled trial to prevent noncontact anterior cruciate ligament injury in female collegiate soccer players ». *Am J Sports Med*, vol. 36, n° 8, p. 1476-83.
- Griffin, L. Y., J. Agel, M. J. Albohm, E. A. Arendt, R. W. Dick, W. E. Garrett, J. G. Garrick, T. E. Hewett, L. Huston, M. L. Ireland, R. J. Johnson, W. B. Kibler, S. Lephart, J. L. Lewis, T. N. Lindenfeld, B. R. Mandelbaum, P. Marchak, C. C. Teitz et E. M. Wojtyś. 2000. « Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies ». *J Am Acad Orthop Surg*, vol. 8, n° 3, p. 141-50.

- Griffin, L. Y., M. J. Albohm, E. A. Arendt, R. Bahr, B. D. Beynnon, M. Demaio, R. W. Dick, L. Engebretsen, W. E. Garrett, Jr., J. A. Hannafin, T. E. Hewett, L. J. Huston, M. L. Ireland, R. J. Johnson, S. Lephart, B. R. Mandelbaum, B. J. Mann, P. H. Marks, S. W. Marshall, G. Myklebust, F. R. Noyes, C. Powers, C. Shields, Jr., S. J. Shultz, H. Silvers, J. Slauterbeck, D. C. Taylor, C. C. Teitz, E. M. Wojtys et B. Yu. 2006. « Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries: a review of the Hunt Valley II meeting, January 2005 ». *American Journal of Sports Medicine*, vol. 34, n° 9, p. 1512-32.
- Hagemeister, N., G. Parent, M. Van de Putte, N. St-Onge, N. Duval et J. de Guise. 2005. « A reproducible method for studying three-dimensional knee kinematics ». *Journal of Biomechanics*, vol. 38, n° 9, p. 1926-31.
- Harner, C. D., L. E. Paulos, A. E. Greenwald, T. D. Rosenberg et V. C. Cooley. 1994. « Detailed analysis of patients with bilateral anterior cruciate ligament injuries ». *Am J Sports Med*, vol. 22, n° 1, p. 37-43.
- Heidt, R. S., Jr., L. M. Sweeterman, R. L. Carlonas, J. A. Traub et F. X. Tekulve. 2000. « Avoidance of soccer injuries with preseason conditioning ». *Am J Sports Med*, vol. 28, n° 5, p. 659-62.
- Hewett, T. E., K. R. Ford et G. D. Myer. 2006. « Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 2, a meta-analysis of neuromuscular interventions aimed at injury prevention ». *Am J Sports Med*, vol. 34, n° 3, p. 490-8.
- Hewett, T. E., T. N. Lindenfeld, J. V. Riccobene et F. R. Noyes. 1999. « The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes. A prospective study ». *Am J Sports Med*, vol. 27, n° 6, p. 699-706.
- Hewett, T. E., T. R. Lynch, G. D. Myer, K. R. Ford, R. C. Gwin et R. S. Heidt, Jr. 2010. « Multiple risk factors related to familial predisposition to anterior cruciate ligament injury: fraternal twin sisters with anterior cruciate ligament ruptures ». *Br J Sports Med*, vol. 44, n° 12, p. 848-55.
- Hewett, T. E., G. D. Myer, K. R. Ford, R. S. Heidt, Jr., A. J. Colosimo, S. G. McLean, A. J. van den Bogert, M. V. Paterno et P. Succop. 2005. « Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study ». *Am J Sports Med*, vol. 33, n° 4, p. 492-501.
- Houck, J. R., A. Duncan et K. E. De Haven. 2006. « Comparison of frontal plane trunk kinematics and hip and knee moments during anticipated and unanticipated walking and side step cutting tasks ». *Gait Posture*, vol. 24, n° 3, p. 314-22.

- Intriligator, J., et P. Cavanagh. 2001. « The spatial resolution of visual attention ». *Cogn Psychol*, vol. 43, n° 3, p. 171-216.
- Ireland, Mary Lloyd. 1999. « Anterior Cruciate Ligament Injury in Female Athletes: Epidemiology ». *Journal of Athletic Training*, vol. 34, n° 2, p. 150-154.
- Iriuchishima, T., K. Ryu, S. Aizawa et F. H. Fu. 2015. « Size correlation between the tibial anterior cruciate ligament footprint and the tibia plateau ». *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, vol. 23, n° 4, p. 1147-52.
- Keane, Brian P, et Zenon W Pylyshyn. 2006. « Is motion extrapolation employed in multiple object tracking? Tracking as a low-level, non-predictive function ». *Cognitive psychology*, vol. 52, n° 4, p. 346-368.
- Kennedy, G. J., S. P. Tripathy et B. T. Barrett. 2009. « Early age-related decline in the effective number of trajectories tracked in adult human vision ». *J Vis*, vol. 9, n° 2, p. 21 1-10.
- Kernozek, T. W., M. R. Torry et M. Iwasaki. 2008. « Gender differences in lower extremity landing mechanics caused by neuromuscular fatigue ». *Am J Sports Med*, vol. 36, n° 3, p. 554-65.
- Kerr, B., S. M. Condon et L. A. McDonald. 1985. « Cognitive spatial processing and the regulation of posture ». *J Exp Psychol Hum Percept Perform*, vol. 11, n° 5, p. 617-22.
- Khalid, A. J., S. Ian Harris, L. Michael, H. Joseph et X. Qu. 2015. « Effects of neuromuscular fatigue on perceptual-cognitive skills between genders in the contribution to the knee joint loading during side-stepping tasks ». *J Sports Sci*, p. 1-10.
- Kiani, A., E. Hellquist, K. Ahlqvist, R. Gedeberg, K. Michaelsson et L. Byberg. 2010. « Prevention of soccer-related knee injuries in teenaged girls ». *Arch Intern Med*, vol. 170, n° 1, p. 43-9.
- Kiapour, A. M., et M. M. Murray. 2014. « Basic science of anterior cruciate ligament injury and repair ». *Bone Joint Res*, vol. 3 No 2, p. 20-31.
- Kim, J. H., K. K. Lee, S. J. Kong, K. O. An, J. H. Jeong et Y. S. Lee. 2014. « Effect of Anticipation on Lower Extremity Biomechanics During Side- and Cross-Cutting Maneuvers in Young Soccer Players ». *Am J Sports Med*.
- Kim, S. Y., C. E. Spritzer, G. M. Utturkar, A. P. Toth, W. E. Garrett et L. E. DeFrate. 2015. « Knee Kinematics During Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury as Determined From Bone Bruise Location ». *Am J Sports Med*.

- Kirkendall, D. T., et W. E. Garrett, Jr. 2000. « The anterior cruciate ligament enigma. Injury mechanisms and prevention ». *Clin Orthop Relat Res*, n° 372, p. 64-8.
- Knudson, Duane, et Darlene A. Kluka. 1997. « The Impact of Vision and Vision Training on Sport Performance ». *Journal of Physical Education, Recreation & Dance*, vol. 68, n° 4, p. 17-24.
- Kobayashi, H., T. Kanamura, S. Koshida, K. Miyashita, T. Okado, T. Shimizu et K. Yokoe. 2010. « Mechanisms of the anterior cruciate ligament injury in sports activities: a twenty-year clinical research of 1,700 athletes ». *Journal of Sports Science and Medicine*, vol. 9, n° 4, p. 669-75.
- Komsak Sinsurin, Roongtiwa Vachalathiti, Wattana Jalayondeja, Weerawat Limroongreungrat. 2013. « Altered Peak Knee Valgus during Jump-Landing among Various Directions in Basketball and Volleyball Athletes ». *Asian Journal of Sports Medicine*, vol. 4 (Number 3), p. 6.
- Kuo, M. Y., T. Y. Tsai, C. C. Lin, T. W. Lu, H. C. Hsu et W. C. Shen. 2011. « Influence of soft tissue artifacts on the calculated kinematics and kinetics of total knee replacements during sit-to-stand ». *Gait Posture*, vol. 33, n° 3, p. 379-84.
- Kweon, Christopher, EvanS Lederman et Anikar Chhabra. 2013. « Anatomy and Biomechanics of the Cruciate Ligaments and Their Surgical Implications ». In *The Multiple Ligament Injured Knee*, sous la dir. de Fanelli, Gregory C., p. 17-27. Springer New York.
- Labbe, D. R., N. Hagemeister, M. Tremblay et J. de Guise. 2008. « Reliability of a method for analyzing three-dimensional knee kinematics during gait ». *Gait Posture*, vol. 28, n° 1, p. 170-4.
- Labella, C. R., W. Hennrikus et T. E. Hewett. 2014. « Anterior Cruciate Ligament Injuries: Diagnosis, Treatment, and Prevention ». *Pediatrics*.
- LaBella, C. R., M. R. Huxford, J. Grissom, K. Y. Kim, J. Peng et K. K. Christoffel. 2011. « Effect of neuromuscular warm-up on injuries in female soccer and basketball athletes in urban public high schools: cluster randomized controlled trial ». *Arch Pediatr Adolesc Med*, vol. 165, n° 11, p. 1033-40.
- Lajoie, Y., N. Teasdale, C. Bard et M. Fleury. 1993. « Attentional demands for static and dynamic equilibrium ». *Exp Brain Res*, vol. 97, n° 1, p. 139-44.
- Lambson, R. B., B. S. Barnhill et R. W. Higgins. 1996. « Football cleat design and its effect on anterior cruciate ligament injuries. A three-year prospective study ». *Am J Sports Med*, vol. 24, n° 2, p. 155-9.

- Lephart, S. M., C. M. Ferris, B. L. Riemann, J. B. Myers et F. H. Fu. 2002. « Gender differences in strength and lower extremity kinematics during landing ». *Clin Orthop Relat Res*, n° 401, p. 162-9.
- Li, G., T. W. Rudy, M. Sakane, A. Kanamori, C. B. Ma et S. L. Woo. 1999. « The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL ». *J Biomech*, vol. 32, n° 4, p. 395-400.
- Li, K. Z., E. Roudaia, M. Lussier, L. Bherer, A. Leroux et P. A. McKinley. 2010. « Benefits of cognitive dual-task training on balance performance in healthy older adults ». *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, vol. 65, n° 12, p. 1344-52.
- Lucci, S., N. Cortes, B. Van Lunen, S. Ringleb et J. Onate. 2011. « Knee and hip sagittal and transverse plane changes after two fatigue protocols ». *J Sci Med Sport*, vol. 14, n° 5, p. 453-9.
- Mandelbaum, B. R., H. J. Silvers, D. S. Watanabe, J. F. Knarr, S. D. Thomas, L. Y. Griffin, D. T. Kirkendall et W. Garrett, Jr. 2005. « Effectiveness of a neuromuscular and proprioceptive training program in preventing anterior cruciate ligament injuries in female athletes: 2-year follow-up ». *Am J Sports Med*, vol. 33, n° 7, p. 1003-10.
- Mangine, Gerald T., Jay R. Hoffman, Adam J. Wells, Adam M. Gonzalez, Joseph P. Rogowski, Jeremy R. Townsend, Adam R. Jajtner, Kyle S. Beyer, Jonathan D. Bohner, Gabriel J. Pruna, Maren S. Fragala et Jeffrey R. Stout. 2014. « VISUAL TRACKING SPEED IS RELATED TO BASKETBALL BASKETBALL-SPECIFIC MEASURES OF PERFORMANCE IN NBA PLAYERS ». *The Journal of Strength & Conditioning Research*, vol. Publish Ahead of Print, p. 10.1519/JSC.0000000000000550.
- Markolf, K. L., D. M. Burchfield, M. M. Shapiro, M. F. Shepard, G. A. Finerman et J. L. Slauterbeck. 1995. « Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces ». *J Orthop Res*, vol. 13, n° 6, p. 930-5.
- Markolf, K. L., A. Graff-Radford et H. C. Amstutz. 1978. « In vivo knee stability. A quantitative assessment using an instrumented clinical testing apparatus ». *J Bone Joint Surg Am*, vol. 60, n° 5, p. 664-74.
- Martin, R., S. Gard, C. Besson et J. Menetrey. 2013. « Return to sport after anterior cruciate ligament reconstruction ». *Rev Med Suisse*, vol. 9, n° 393, p. 1426-31.
- McLean, S. G., R. E. Fellin, N. Suedekum, G. Calabrese, A. Passerallo et S. Joy. 2007. « Impact of fatigue on gender-based high-risk landing strategies ». *Medicine and Science in Sports and Exercise*, vol. 39, n° 3, p. 502-14.

- McLean, S. G., X. Huang, A. Su et A. J. Van Den Bogert. 2004. « Sagittal plane biomechanics cannot injure the ACL during sidestep cutting ». *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 19, n° 8, p. 828-38.
- McLean, S. G., et J. E. Samorezov. 2009. « Fatigue-induced ACL injury risk stems from a degradation in central control ». *Medicine and Science in Sports and Exercise*, vol. 41, n° 8, p. 1661-72.
- Meyer, E. G., et R. C. Haut. 2005. « Excessive compression of the human tibio-femoral joint causes ACL rupture ». *J Biomech*, vol. 38, n° 11, p. 2311-6.
- Meyer, E. G., et R. C. Haut. 2008. « Anterior cruciate ligament injury induced by internal tibial torsion or tibiofemoral compression ». *J Biomech*, vol. 41, n° 16, p. 3377-83.
- Mokhtarzadeh, H., A. Ng, C. H. Yeow, D. Oetomo, F. Malekipour et P. V. Lee. 2015. « Restrained tibial rotation may prevent ACL injury during landing at different flexion angles ». *Knee*, vol. 22, n° 1, p. 24-9.
- Mori, S., Y. Ohtani et K. Imanaka. 2002. « Reaction times and anticipatory skills of karate athletes ». *Hum Mov Sci*, vol. 21, n° 2, p. 213-30.
- Myer, G. D., K. R. Ford, S. L. Di Stasi, K. D. Barber Foss, L. J. Micheli et T. E. Hewett. 2014a. « High knee abduction moments are common risk factors for patellofemoral pain (PFP) and anterior cruciate ligament (ACL) injury in girls: Is PFP itself a predictor for subsequent ACL injury? ». *Br J Sports Med*.
- Myer, G. D., K. R. Ford et T. E. Hewett. 2005. « The effects of gender on quadriceps muscle activation strategies during a maneuver that mimics a high ACL injury risk position ». *J Electromyogr Kinesiol*, vol. 15, n° 2, p. 181-9.
- Myer, G. D., R. S. Heidt, C. Waits, S. Finck, D. Stanfield, M. Posthumus et T. E. Hewett. 2014b. « Sex comparison of familial predisposition to anterior cruciate ligament injury ». *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, vol. 22, n° 2, p. 387-91.
- Myer, G. D., D. Sugimoto, S. Thomas et T. E. Hewett. 2013. « The influence of age on the effectiveness of neuromuscular training to reduce anterior cruciate ligament injury in female athletes: a meta-analysis ». *Am J Sports Med*, vol. 41, n° 1, p. 203-15.
- Myklebust, G., L. Engebretsen, I. H. Braekken, A. Skjølberg, O. E. Olsen et R. Bahr. 2003. « Prevention of anterior cruciate ligament injuries in female team handball players: a prospective intervention study over three seasons ». *Clin J Sport Med*, vol. 13, n° 2, p. 71-8.

- Myklebust, G., S. Maehlum, I. Holm et R. Bahr. 1998. « A prospective cohort study of anterior cruciate ligament injuries in elite Norwegian team handball ». *Scand J Med Sci Sports*, vol. 8, n° 3, p. 149-53.
- Noyes, F. R., DeLucas, J. L., Torvik, P. J. 1974. « Biomechanics of anterior cruciate ligament failure: an analysis of strain-rate sensitivity and mechanisms of failure in primates ». *J Bone Joint Surg Am*, vol. 56, n° 2, p. 236-53.
- Noyes, F. R., Keller, C. S., Grood, E. S., Butler, D. L. 1984. « Advances in the understanding of knee ligament injury, repair, and rehabilitation ». *Med Sci Sports Exerc*, vol. 16, n° 5, p. 427-43.
- Noyes, F. R., P. A. Mooar, D. S. Matthews et D. L. Butler. 1983. « The symptomatic anterior cruciate-deficient knee. Part I: the long-term functional disability in athletically active individuals ». *J Bone Joint Surg Am*, vol. 65, n° 2, p. 154-62.
- Olsen, O. E., G. Myklebust, L. Engebretsen et R. Bahr. 2004. « Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis ». *Am J Sports Med*, vol. 32, n° 4, p. 1002-12.
- Olsen, O. E., G. Myklebust, L. Engebretsen, I. Holme et R. Bahr. 2003. « Relationship between floor type and risk of ACL injury in team handball ». *Scand J Med Sci Sports*, vol. 13, n° 5, p. 299-304.
- Olsen, Odd-Egil, Grethe Myklebust, Lars Engebretsen, Ingar Holme et Roald Bahr. 2005. « Exercises to prevent lower limb injuries in youth sports: cluster randomised controlled trial ». *BMJ*, vol. 330, n° 7489, p. 449.
- Orchard, J., H. Seward, J. McGivern et S. Hood. 1999. « Rainfall, evaporation and the risk of non-contact anterior cruciate ligament injury in the Australian Football League ». *Med J Aust*, vol. 170, n° 7, p. 304-6.
- Orchard, J., H. Seward, J. McGivern et S. Hood. 2001. « Intrinsic and extrinsic risk factors for anterior cruciate ligament injury in Australian footballers ». *Am J Sports Med*, vol. 29, n° 2, p. 196-200.
- Orchard, J. W., et J. W. Powell. 2003. « Risk of knee and ankle sprains under various weather conditions in American football ». *Med Sci Sports Exerc*, vol. 35, n° 7, p. 1118-23.
- Pal, Saikat. 2008. « Explicit finite element modeling of joint mechanics ». University of Denver, 236 p.
- Park, H. S., N. A. Wilson et L. Q. Zhang. 2008. « Gender differences in passive knee biomechanical properties in tibial rotation ». *J Orthop Res*, vol. 26, n° 7, p. 937-44.

- Pasanen, K., J. Parkkari, M. Pasanen, H. Hiilloskorpi, T. Makinen, M. Jarvinen et P. Kannus. 2008. « Neuromuscular training and the risk of leg injuries in female floorball players: cluster randomised controlled study ». *BMJ*, vol. 337, p. a295.
- Paterno, M. V., M. J. Rauh, L. C. Schmitt, K. R. Ford et T. E. Hewett. 2012. « Incidence of contralateral and ipsilateral anterior cruciate ligament (ACL) injury after primary ACL reconstruction and return to sport ». *Clin J Sport Med*, vol. 22, n° 2, p. 116-21.
- Paterno, M. V., L. C. Schmitt, K. R. Ford, M. J. Rauh, G. D. Myer, B. Huang et T. E. Hewett. 2010. « Biomechanical measures during landing and postural stability predict second anterior cruciate ligament injury after anterior cruciate ligament reconstruction and return to sport ». *Am J Sports Med*, vol. 38, n° 10, p. 1968-78.
- Pellecchia, G. L. 2005. « Dual-task training reduces impact of cognitive task on postural sway ». *J Mot Behav*, vol. 37, n° 3, p. 239-46.
- Peters, A., B. Galna, M. Sangeux, M. Morris et R. Baker. 2010. « Quantification of soft tissue artifact in lower limb human motion analysis: a systematic review ». *Gait Posture*, vol. 31, n° 1, p. 1-8.
- Pflum, M. A., K. B. Shelburne, M. R. Torry, M. J. Decker et M. G. Pandy. 2004. « Model prediction of anterior cruciate ligament force during drop-landings ». *Med Sci Sports Exerc*, vol. 36, n° 11, p. 1949-58.
- Pollard, C. D., I. M. Davis et J. Hamill. 2004. « Influence of gender on hip and knee mechanics during a randomly cued cutting maneuver ». *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 19, n° 10, p. 1022-31.
- Pylyshyn, Z. W., et R. W. Storm. 1988. « Tracking multiple independent targets: evidence for a parallel tracking mechanism ». *Spat Vis*, vol. 3, n° 3, p. 179-97.
- Reid, D., W. Leigh, S. Wilkins, R. Willis, B. Twaddle et S. Walsh. 2015. « A 10-year Retrospective Review of Functional Outcomes of Adolescent Anterior Cruciate Ligament Reconstruction ». *J Pediatr Orthop*.
- Romeas, Thomas, Antoine Guldner et Jocelyn Faubert. 2016. « 3D-Multiple Object Tracking training task improves passing decision-making accuracy in soccer players ». *Psychology of Sport and Exercise*, vol. 22, p. 1-9.
- Ruedl, G., P. Ploner, I. Linortner, A. Schranz, C. Fink, R. Sommersacher, E. Pocecco, W. Nachbauer et M. Bartscher. 2009. « Are oral contraceptive use and menstrual cycle phase related to anterior cruciate ligament injury risk in female recreational skiers? ». *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, vol. 17, n° 9, p. 1065-9.

- Samson W., Dohin B., Hamme A. Van, Dumas R., Cheze L. 2012. « Effet du chaussage sur la marche du jeune enfant avec l'augmentation de la vitesse de déplacement ». *Movement & Sport Sciences*, vol. 75, p. 97-105.
- Saunders, Natalie, Scott G. McLean, Aaron S. Fox et Leonie Otago. 2014. « Neuromuscular dysfunction that may predict ACL injury risk: A case report ». *The Knee*, n° 0.
- Sekuler, R., C. McLaughlin et Y. Yotsumoto. 2008. « Age-related changes in attentional tracking of multiple moving objects ». *Perception*, vol. 37, n° 6, p. 867-76.
- Sell, T. C., C. M. Ferris, J. P. Abt, Y. S. Tsai, J. B. Myers, F. H. Fu et S. M. Lephart. 2007. « Predictors of proximal tibia anterior shear force during a vertical stop-jump ». *J Orthop Res*, vol. 25, n° 12, p. 1589-97.
- Shimokochi, Y., J. P. Ambegaonkar, E. G. Meyer, S. Y. Lee et S. J. Shultz. 2013. « Changing sagittal plane body position during single-leg landings influences the risk of non-contact anterior cruciate ligament injury ». *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol. 21, n° 4, p. 888-97.
- Shimokochi, Y., et S. J. Shultz. 2008. « Mechanisms of noncontact anterior cruciate ligament injury ». *J Athl Train*, vol. 43, n° 4, p. 396-408.
- Simon, D., R. Mascarenhas, B. M. Saltzman, M. Rollins, B. R. Bach, Jr. et P. MacDonald. 2015. « The Relationship between Anterior Cruciate Ligament Injury and Osteoarthritis of the Knee ». *Adv Orthop*, vol. 2015, p. 928301.
- Siston, R. A., et S. L. Delp. 2006. « Evaluation of a new algorithm to determine the hip joint center ». *J Biomech*, vol. 39, n° 1, p. 125-30.
- Slauterbeck, James R., Stephen F. Fuzie, Michael P. Smith, Russell J. Clark, K. Tom Xu, David W. Starch et Daniel M. Hardy. 2002. « The Menstrual Cycle, Sex Hormones, and Anterior Cruciate Ligament Injury ». *Journal of Athletic Training*, vol. 37, n° 3, p. 275-278.
- Smith., Helen C., P. Vacek, R. J. Johnson, J. R. Slauterbeck, J. Hashemi, S. Shultz et B. D. Beynnon. 2012. « Risk factors for anterior cruciate ligament injury: a review of the literature-part 2: hormonal, genetic, cognitive function, previous injury, and extrinsic risk factors ». *Sports Health*, vol. 4, n° 2, p. 155-61.
- Solomonow, M., R. Baratta, B. H. Zhou, H. Shoji, W. Bose, C. Beck et R. D'Ambrosia. 1987. « The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability ». *Am J Sports Med*, vol. 15, n° 3, p. 207-13.

- Starkes, J., & K. Anders Ericsson. 2003. *Developing and retaining sport expertise*, Expert performance in sports: Advances in research on sport expertise (pp. 220–232), Champaign. IL: Human Kinetics.
- Steffen, K., G. Myklebust, O. E. Olsen, I. Holme et R. Bahr. 2008. « Preventing injuries in female youth football--a cluster-randomized controlled trial ». *Scand J Med Sci Sports*, vol. 18, n° 5, p. 605-14.
- Sugimoto, D., G. D. Myer, K. D. Barber Foss et T. E. Hewett. 2014. « Specific exercise effects of preventive neuromuscular training intervention on anterior cruciate ligament injury risk reduction in young females: meta-analysis and subgroup analysis ». *Br J Sports Med*.
- Swanik, C. B., T. Covassin, D. J. Stearne et P. Schatz. 2007. « The relationship between neurocognitive function and noncontact anterior cruciate ligament injuries ». *American Journal of Sports Medicine*, vol. 35, n° 6, p. 943-8.
- Trick, L. M., T. Perl et N. Sethi. 2005. « Age-related differences in multiple-object tracking ». *J Gerontol B Psychol Sci Soc Sci*, vol. 60, n° 2, p. P102-5.
- Walden, M., M. Hagglund et J. Ekstrand. 2006. « High risk of new knee injury in elite footballers with previous anterior cruciate ligament injury ». *Br J Sports Med*, vol. 40, n° 2, p. 158-62; discussion 158-62.
- Waldén, Markus, Isam Atroshi, Henrik Magnusson, Philippe Wagner et Martin Häggglund. 2012. « Prevention of acute knee injuries in adolescent female football players: cluster randomised controlled trial ». *BMJ*, vol. 344.
- Wild, C. Y., J. R. Steele et B. J. Munro. 2013. « Insufficient hamstring strength compromises landing technique in adolescent girls ». *Med Sci Sports Exerc*, vol. 45, n° 3, p. 497-505.
- Williams, A M, Keith Davids et J G and Williams. 1999. *Visual perception and action in sport*. London: Routledge.
- Withrow, T. J., L. J. Huston, E. M. Wojtys et J. A. Ashton-Miller. 2006. « The relationship between quadriceps muscle force, knee flexion, and anterior cruciate ligament strain in an in vitro simulated jump landing ». *Am J Sports Med*, vol. 34, n° 2, p. 269-74.
- Woo, S. L., J. M. Hollis, D. J. Adams, R. M. Lyon et S. Takai. 1991. « Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex. The effects of specimen age and orientation ». *Am J Sports Med*, vol. 19, n° 3, p. 217-25.
- Wood, J. M., et B. Abernethy. 1997. « An assessment of the efficacy of sports vision training programs ». *Optom Vis Sci*, vol. 74, n° 8, p. 646-59.

- Xie, D., Y. Urabe, J. Ochiai, E. Kobayashi et N. Maeda. 2013. « Sidestep cutting maneuvers in female basketball players: stop phase poses greater risk for anterior cruciate ligament injury ». *Knee*, vol. 20, n° 2, p. 85-9.
- Yeow, C. H., S. K. Rubab, P. V. Lee et J. C. Goh. 2009. « Inhibition of anterior tibial translation or axial tibial rotation prevents anterior cruciate ligament failure during impact compression ». *Am J Sports Med*, vol. 37, n° 4, p. 813-21.
- Yoo, J. H., B. O. Lim, M. Ha, S. W. Lee, S. J. Oh, Y. S. Lee et J. G. Kim. 2010. « A meta-analysis of the effect of neuromuscular training on the prevention of the anterior cruciate ligament injury in female athletes ». *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, vol. 18, n° 6, p. 824-30.
- Yu, B., C. F. Lin et W. E. Garrett. 2006. « Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task ». *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 21, n° 3, p. 297-305.
- Yu, B., S. B. McClure, J. A. Onate, K. M. Guskiewicz, D. T. Kirkendall et W. E. Garrett. 2005. « Age and gender effects on lower extremity kinematics of youth soccer players in a stop-jump task ». *Am J Sports Med*, vol. 33, n° 9, p. 1356-64.
- Zelinsky, G. J., et A. Todor. 2010. « The role of "rescue saccades" in tracking objects through occlusions ». *J Vis*, vol. 10, n° 14.