

Identification de caractéristiques physiques et neurocognitives affectant la biomécanique de l'atterrissage d'un athlète

par

Chloé NÉLY

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
COMME EXIGENCE PARTIELLE À L'OBTENTION DE
LA MAÎTRISE AVEC MÉMOIRE EN GÉNIE CONCENTRATION
TECHNOLOGIES DE LA SANTÉ
M. Sc. A.

MONTRÉAL, LE 21 DÉCEMBRE 2018

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC



Chloé Nély, 2018



Cette licence [Creative Commons](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/) signifie qu'il est permis de diffuser, d'imprimer ou de sauvegarder sur un autre support une partie ou la totalité de cette œuvre à condition de mentionner l'auteur, que ces utilisations soient faites à des fins non commerciales et que le contenu de l'œuvre n'ait pas été modifié.

PRÉSENTATION DU JURY

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

M. David Labbé, directeur de mémoire
Génie logiciel et des TI à l'École de technologie supérieure

M. Jocelyn Faubert, codirecteur de mémoire
École d'Optométrie de l'université de Montréal

M. Rachid Aissaoui, président du jury
Génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

Mme Nicola Hagemeister, membre du jury
Génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

IL A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE 17 DÉCEMBRE 2018

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier toutes les personnes ayant contribué de près ou de loin à ce travail de maîtrise.

Pour commencer mon directeur de recherche, David Labbé, qui m'a offert l'opportunité de travailler sur ce projet et d'approfondir mes connaissances dans un domaine qui m'intéresse tout particulièrement. Tu as cru en moi bien que mon expérience dans le domaine de la recherche était limitée. Merci pour tout l'aide et l'encadrement que tu as fourni et qui m'ont permis de mener à bien ce travail. J'ai apprécié partager avec toi cette passion de la course à pied, peut-être reprendrons nous le départ d'une même course !

Mon co-directeur, Jocelyn Faubert, pour son expertise dans le domaine de la cognition, sa gentillesse et sa bonne humeur lors de nos rencontres.

Je remercie les organismes subventionnaires, le regroupement INTER ainsi que le FRQNT, pour leur soutien financier.

Mes collègues et tout le personnel du LIO pour leur accueil, la bonne ambiance au sein du laboratoire et l'entraide que nous avons pu nous apporter.

Gerald Parent, pour ton aide précieuse qui a m'a grandement permis de faire avancer ce projet de maîtrise. Merci d'avoir pris le temps de me former sur les différents outils du laboratoire, d'avoir répondu à mes (très) nombreuses questions et pour tout le temps que tu as passé à m'aider à résoudre mes problèmes.

Enfin, je tiens à remercier affectueusement mes amis, mes colocataires et mon groupe de coureurs qui m'ont permis de vivre deux belles années à Montréal et tout particulièrement ma famille qui m'a toujours soutenu dans mes projets, qui a cru en moi, parfois plus que moi-même, et qui m'a encouragée. C'est grâce à vous si j'ai pu arriver à ce niveau aujourd'hui.

Identification des caractéristiques physiques et neurocognitives affectant la biomécanique de l'atterrissage d'un athlète

Chloé NÉLY

RÉSUMÉ

La rupture du LCA est une des blessures les plus fréquemment rencontrées dans le domaine sportif. Elle survient dans plus de 70% des cas sans contact lors de faux mouvements comme des atterrissages mal contrôlés. Les protocoles de prévention se sont concentrés sur le renforcement neuromusculaire qui permet de retarder les effets néfastes de la fatigue, facteur connu pour augmenter les risques de blessure. Cependant, les ruptures du LCA continuent d'affecter la population athlétique. Des études récentes ont montré qu'il existe un lien entre la biomécanique de l'atterrissage et la performance neurocognitive. Mais la charge cognitive utilisée représente rarement celle observée lors d'une situation de jeu réelle et peu d'études s'intéressent à corréliser les effets de ce lien avec d'autres tests cognitifs ou moteurs simples. Les objectifs de ce projet sont d'évaluer l'effet combiné d'une charge perceptivo-cognitive et de la fatigue physique sur la biomécanique de l'atterrissage en situation de jeu réelle, ainsi que d'identifier la corrélation entre cet effet et des tâches plus simples qui pourraient servir à dépister les athlètes susceptibles de se rompre le LCA.

La performance cognitive de seize athlètes sains a été évaluée grâce au logiciel IVA-AE2. L'impact d'une tâche cognitive de suivi de cibles (MOT), sur une tâche motrice simple a ensuite été quantifiée. Les données cinématiques et cinétiques d'atterrissages bilatéraux ont été enregistrées dans deux conditions : sans et avec la réalisation simultanée du MOT. Les exercices d'atterrissages dans les deux conditions ont été répétés après la réalisation d'un protocole de fatigue. Les angles de flexion au torse ainsi que les angles de flexion, d'abduction et de rotation interne à la hanche et au genou ont été mesurés au contact initial et pour les valeurs maximales des angles articulaires.

La fatigue induit une diminution des angles de flexion à la hanche et au genou au contact initial. Le MOT n'engendre aucun effet sur la biomécanique de l'atterrissage. En revanche, quatorze participants présentent des modifications des angles de flexion au torse, à la hanche et/ou au genou, en s'intéressant aux effets du MOT sur la biomécanique de l'atterrissage de chaque participant un à un. Il n'existe aucune différence entre les participants affectés par le MOT et ceux non-affectés concernant la performance cognitive et l'effet du MOT sur une tâche motrice simple. En revanche, le MOT impacte la réalisation d'une tâche motrice simple en diminuant la performance motrice des athlètes.

VIII

Les modifications observées dans la stratégie d'atterrissage des participants affectés par la présence de la tâche perceptivo-cognitive sont connues pour augmenter la tension exercée sur le LCA. Il semble alors bénéfique d'incorporer au protocole de prévention de blessure un entraînement neurocognitif pour diminuer les effets du MOT. Des études supplémentaires sont nécessaires pour évaluer l'efficacité de ces entraînements sur la diminution du taux de blessure.

Mots-clés : Biomécanique de l'atterrissage, performance cognitive, tâche cognitive, fatigue, LCA, MOT

Identification of Physical and Neurocognitive Characteristics that Impact the Landing Biomechanics of an Athlete

Chloé NÉLY

ABSTRACT

The anterior cruciate ligament (ACL), is one of the most injured structures in sporting field. In average, 70% of the injury occurred during a non-contact mechanism which results in improper movements of the body as in poorly controlled landing. Neuromuscular training has been implemented in injury prevention programs in order to delay the negative effects of muscle fatigue on landing strategy. Nevertheless, ACL injuries still affect athletic population. Recent studies have shown a link between landing biomechanics and neurocognitive performance. However, the cognitive load used rarely reflects the one observed in a real game situation and these studies did not try to correlate the effects of this link with other simple cognitive or motor tests. The purpose of this project was to investigate the combined effect of perceptivo-cognitive loading and physical fatigue on landing biomechanics in a real game situation, and to identify the correlation between this effect and simple tasks which can be used to detect the athletes likely to get injured.

The cognitive performance of sixteen healthy athletes was recorded with the IVA-AE2 software. Then the impact of a multiple objects tracking (MOT), on a simple motor task has been evaluated. The biomechanical data of bilateral landings has been recorded in two conditions: without and with simultaneous performance of the MOT. The landings exercises in the both conditions have been performed again after the completion of a fatigue protocol. The flexion angles at the trunk and the flexion, abduction and internal rotation angles at the hip and knee have been measured at initial contact and peak stance phase.

Fatigue induces a decrease in flexion angles at the hip and knee joint at initial contact. The MOT has no effect on landing biomechanics. However, fourteen subjects displayed modifications of flexion angles at the trunk, hip and/or knee when practicing the landing task in combination with the MOT. There are no differences between subjects affected by MOT and subjects who did not in regards to cognitive performance and the effect of the MOT on a simple motor task. The MOT had impact the execution of a simple motor task by decreasing the motor performance of the athletes.

The modifications of the landing strategy associated with the performance of the cognitive task are known to increase the stress applied on the ACL. Embed neurocognitive training in injury prevention programs may decreased the effect of a cognitive load in a real game environment. Complementary studies are necessary to evaluate the efficiency of this training on the decrease of injury rate.

Keywords: Landing biomechanics, cognitive performance, ACL, MOT, cognitive task, fatigue

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LITTÉRATURE	3
1.1 Anatomie du membre inférieur	3
1.1.1 Articulation de la hanche	4
1.1.2 Articulation du genou	5
1.1.2.1 Anatomie du genou	5
1.1.2.2 Mouvements du genou	6
1.1.2.3 Ligaments du genou	8
1.1.3 Ligament croisé antérieur	9
1.2 Caractéristiques des blessures	13
1.2.1 Biomécanique des membres inférieurs et du tronc	13
1.2.1.1 Mécanismes de blessure sans contact	13
1.2.1.2 Plan sagittal	16
1.2.1.3 Plan frontal	16
1.2.1.4 Plan transversal	17
1.2.1.5 Différences entre les hommes et les femmes	18
1.2.2 Biomécanique de l'atterrissage	19
1.2.3 Facteurs de risques	21
1.2.3.1 Facteurs extrinsèques	22
1.2.3.2 Facteurs intrinsèques	23
1.2.3.3 Facteurs neuromusculaires	25
1.2.3.4 Fatigue musculaire	27
1.2.3.5 Facteurs cognitifs	31
1.3 Tâche cognitive	34
1.3.1 Division de l'attention en milieu sportif	35
1.3.2 Multiple Object Tracking (MOT)	36
1.3.3 Impact combiné de la fatigue et d'une tâche perceptivo-cognitive	38
CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS DE L'ÉTUDE	39
2.1 Problématique	39
2.2 Objectif et hypothèses de recherche	40
CHAPITRE 3 MÉTHODOLOGIE	41
3.1 Participants	41
3.2 Protocole expérimental	41
3.2.1 Phase 1 : Test neurocognitif	42
3.2.2 Phase 2 : Exercice de suivi de cibles	44
3.2.3 Phase 3 : Tâche motrice simple	46
3.2.4 Phase 4 : Tâche biomécanique d'atterrissage	47
3.2.4.1 Instrumentation et calibration	48

	3.2.4.2	Tâche biomécanique d'atterrissage.....	51
	3.2.4.3	Protocole de fatigue	53
3.3		Analyse biomécanique	54
3.4		Analyse statistique	55
CHAPITRE 4 RÉSULTATS			57
4.1		Résultats et caractéristiques physiques et cognitifs	57
4.2		Tâche motrice simple	58
4.3		Cinématique	60
	4.3.1	Courbes cinématiques	60
	4.3.2	Résultats cinématiques interparticipants.....	62
	4.3.3	Résultats cinématiques intraparticipants.....	64
4.4		Cinétique.....	69
	4.4.1	Résultats cinétiques interparticipants.....	69
	4.4.2	Résultats cinétiques intraparticipants.....	70
4.5		Comparaisons des groupes.....	73
	4.5.1	Scores IVA-AE2 et seuils MOT	73
	4.5.2	Résultats de la tâche motrice simple.....	74
	4.5.3	Résultats cinématiques.....	74
	4.5.4	Résultats cinétiques.....	78
CHAPITRE 5 DISCUSSION			81
CONCLUSION.....			91
ANNEXE I	RENSEIGNEMENTS PERSONNELS DES PARTICIPANTS.....		93
ANNEXE II	DESCRIPTION D'UNE SEANCE D'ACQUISITION.....		95
ANNEXE III	DÉFINITIONS DES SCORES IVA-AE2		97
ANNEXE IV	SCORES IVA-AE2 ET MOT.....		101
ANNEXE V	COURBES À LA HANCHE ET AU TORSE		113
ANNEXE VI	RÉSULTATS CINÉMATIQUES ET CINÉTIQUES		117
ANNEXE VII	COMPARAISONS DES SEUILS MOT		129
ANNEXE VIII	COMPARAISONS DES SCORES IVA-AE2.....		133
LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....			137

LISTE DES TABLEAUX

		Page
Tableau 1.1	Description de protocoles de fatigue.....	29
Tableau 4.1	Moyennes (\pm écarts-types) du nombre de fois où le pied a touché les plateformes de force pour chaque participant avec une analyse statistique ANOVA et un test LSD sur l'effet du MOT.....	59
Tableau 4.2	Moyennes (\pm écarts-types) des résultats cinématiques ($^{\circ}$) de la tâche biomécanique d'atterrissage tous participants confondus avec une analyse statistique ANOVA et un test LSD sur l'effet de la jambe, de la fatigue et du MOT.....	63
Tableau 4.3	Moyennes (\pm écarts-types) des angles de flexion au torse ($^{\circ}$) pour chaque participant avec une analyse statistique ANOVA et un test LSD sur l'effet du MOT au CI et à la PM.....	65
Tableau 4.4	Moyennes (\pm écarts-types) des angles de flexion à la hanche ($^{\circ}$) pour chaque participant avec une analyse statistique ANOVA et un test LSD sur l'effet du MOT au CI et à la PM.....	66
Tableau 4.5	Moyennes (\pm écarts-types) des paramètres cinématiques ($^{\circ}$) au genou pour chaque participant avec une analyse statistique ANOVA et un test LSD sur l'effet du MOT post-fatigue au CI.....	67
Tableau 4.6	Moyennes (\pm écarts-types) des paramètres cinématiques ($^{\circ}$) au genou pour chaque participant avec une analyse statistique ANOVA et un test LSD sur l'effet du MOT post-fatigue à la PM.....	68
Tableau 4.7	Moyennes (\pm écarts-types) des résultats cinétiques (%MC) de la tâche biomécanique d'atterrissage tous participants confondus avec une analyse statistique ANOVA et un test LSD sur l'effet de la jambe de la fatigue et du MOT.....	70
Tableau 4.8	Moyennes (\pm écarts-types) des paramètres cinétiques (%MC) pour chaque participant avec une analyse statistique ANOVA et un test LSD sur l'effet du MOT au CI.....	71
Tableau 4.9	Moyennes (\pm écarts-types) des paramètres cinétiques (%MC) pour chaque participant avec une analyse statistique ANOVA et un test LSD sur l'effet du MOT à la PM.....	72
Tableau 4.10	Moyennes (\pm écarts-types) des résultats cinématiques ($^{\circ}$) de la tâche biomécanique d'atterrissage suivant les 5 groupes.....	75

Tableau 4.11	Moyennes (\pm écarts-types) des résultats cinétiques (%MC) de la tâche biomécanique d'atterrissage suivant les 4 groupes.....	78
--------------	--	----

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1	Plans et directions anatomiques3
Figure 1.2	Mouvements de l'articulation de la hanche4
Figure 1.3	Vue antérieure de l'articulation du genou droit en flexion.....6
Figure 1.4	Rotations et déplacements de l'articulation du genou7
Figure 1.5	Vue supérieure du tibia représentant les LCA, LCP, LCM, LCL et les ménisques du genou.....8
Figure 1.6	Comportement des faisceaux AM (AA') et PL (BB') en extension/flexion11
Figure 1.7	Caractéristiques des positions de non-retour et de sécurité15
Figure 1.8	Exemple de « <i>drop jump</i> »20
Figure 1.9	Exemple de « <i>stop jump</i> »21
Figure 1.10	Différences communes d'alignement entre un sujet féminin et masculin..24
Figure 1.11	Représentation de la demande cognitive d'un gardien de but en situation de jeu36
Figure 1.12	Exercice de MOT développé par Pylyshyn et Sorm (1988)37
Figure 3.1	Étapes du MOT45
Figure 3.2	Configuration de l'exercice de suivi de cibles45
Figure 3.3	Configuration pour l'exercice de tâche motrice simple47
Figure 3.4	Position des marqueurs49
Figure 3.5	Modélisation d'un participant sous Nexus51
Figure 3.6	Décomposition de la tâche biomécanique d'atterrissage52
Figure 4.1	Seuils MOT de chaque participant.....58

Figure 4.2	Courbes représentant la moyenne des angles de flexion au genou d'un participant (n°4) au cours du cycle d'atterrissage pour sa jambe dominante pré/post-fatigue et sans/avec MOT61
Figure 4.3	Courbes représentant la moyenne des angles d'abduction/adduction au genou d'un participant (n°4) au cours du cycle d'atterrissage pour sa jambe dominante pré/post-fatigue et sans/avec MOT (abduction négative et adduction positive).....61
Figure 4.4	Courbes représentant la moyenne des angles de rotation interne au genou d'un participant (n°4) au cours du cycle d'atterrissage pour sa jambe dominante pré/post-fatigue et sans/avec MOT (rotation interne négative et rotation externe positive)62

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

AM	Antéromédial
AP	Antéropostérieur
CMJ	Counter Movement Jump
DDL	Degrés de Liberté
IMC	Indice de Masse Corporelle
LCA	Ligament Croisé Antérieur
LCP	Ligament Croisé Postérieur
LCL	Ligament Collatéral Latéral
LCM	Ligament Collatéral Médial
MC	Masse Corporelle
ML	Médiolatéral
MOT	Multiple Object Tracking
PD	Proximodistal
PM	Position Maximale
PL	Postérolatéral

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

°	Degré
Deg	Degré
Log	Logarithme
cm.s ⁻¹	Centimètre par seconde
N	Newton
N.mm ⁻¹	Newton par millimètres
Hz	Hertz
Min	Minute
S	Seconde
Ms	Milliseconde

INTRODUCTION

La pratique d'une activité sportive, bien qu'elle soit bénéfique pour la santé, peut être la cause de nombreuses blessures. En effet, les os et tissus des différentes parties du corps humain sont très sollicités. C'est le cas du ligament croisé antérieur (LCA) qui a pour fonction de maintenir la stabilité de l'articulation du genou (Drake, Vogl, & Mitchell, 2010). La rupture du LCA est une des blessures les plus fréquemment rencontrées dans le domaine sportif. Aux États-Unis, environ 200 000 cas de ruptures sont dénombrés chaque année (Dai, Herman, Liu, Garrett, & Yu, 2012). La rupture du LCA survient dans plus de 70% des cas sans contact (Boden, Dean, Feagin, & Garrett, 2000). C'est-à-dire sans qu'aucun élément extérieur, comme un coup, vienne agir sur le genou. Elle résulte donc le plus souvent de faux mouvements comme des atterrissages mal contrôlés (Alentorn-Geli et al., 2009). Les blessures au LCA touchent majoritairement de jeunes athlètes âgés de 15 à 25 ans ainsi que les athlètes féminines (Griffin et al., 2006). En effet, une sportive a une probabilité 2 à 8 fois plus grande de subir une blessure que les hommes pratiquant le même sport, avec des règles et des équipements identiques et dans les mêmes proportions (Griffin et al., 2000).

La fatigue physique est un facteur de risque connu pour mener à des changements dans la biomécanique de l'atterrissage qui seraient liés à une augmentation de la tension du LCA et par conséquent à une augmentation du risque de blessure (Santamaria & Webster, 2010). L'entraînement neuromusculaire permet de retarder ces effets, c'est pourquoi il est souvent partie intégrante des stratégies de prévention de blessure (Sugimoto, Myer, Foss, & Hewett, 2014). Malgré cela, l'impact de cet entraînement n'est pas suffisamment visible sur le taux de blessure qui demeure élevé (Chavez, 2011). Ceci laisse penser qu'il existe d'autres facteurs qu'il est possible d'entraîner, comme la performance cognitive très sollicitée par les athlètes en situation de jeu réelle (Faubert & Sidebottom, 2012).

Sur un terrain de jeu, un athlète doit diviser son attention entre le ballon, ses coéquipiers ainsi que ses adversaires tout en réfléchissant à une stratégie de déplacement optimale. Cette division des ressources cognitives peut dégrader la qualité des mouvements et par conséquent

augmenter le risque de blessure (Faubert & Sidebottom, 2012). C'est pourquoi de nombreuses études ont évalué l'effet d'une tâche cognitive sur la biomécanique de l'atterrissage (Borotikar, Newcomer, Koppes, & McLean, 2008; Dai et al., 2017; Herman & Barth, 2016; McLean & Samorezov, 2009). Cependant, il est rare que la charge cognitive utilisée soit représentative d'une situation de jeu réelle (compter à l'envers ou décider sur quel pied atterrir). Un exercice permettant d'impliquer les aspects présents dans un environnement sportif est le multiple object tracking (MOT) puisqu'il divise l'attention de l'athlète entre plusieurs éléments en mouvement dans un environnement dynamique (Faubert & Sidebottom, 2012).

Méjane (2015) a démontré que certains athlètes adoptent une stratégie d'atterrissage différente lorsqu'ils sont soumis à la fatigue et à une charge cognitive. Ces athlètes ont un risque accru de blessure sans contact mais le protocole utilisé pour les identifier est lourd. Il semble alors intéressant d'évaluer les caractéristiques de ces individus lorsqu'ils réalisent des tests cognitifs et moteurs plus simples. C'est pourquoi les objectifs de ce projet seront d'évaluer l'effet combiné d'une charge perceptivo-cognitive et de la fatigue musculaire sur la biomécanique d'atterrissage en situation de jeu réelle ainsi qu'identifier la corrélation entre cet effet et des tâches plus simples, ce qui pourrait permettre de dépister les athlètes à risque.

CHAPITRE 1

REVUE DE LITTÉRATURE

1.1 Anatomie du membre inférieur

Le membre inférieur a pour fonction principale de supporter le poids du corps. Les différents ligaments qui le composent ainsi que la forme des surfaces articulaires permettent aux articulations de se bloquer en position verticale dans le but de réduire la dépense musculaire énergétique nécessaire pour conserver cette position. Par ailleurs, les membres inférieurs permettent la locomotion du corps entier. Pour décrire ces mouvements et également la position du corps dans l'espace, des plans ainsi que des axes et des orientations sont utilisés (Figure 1.1).

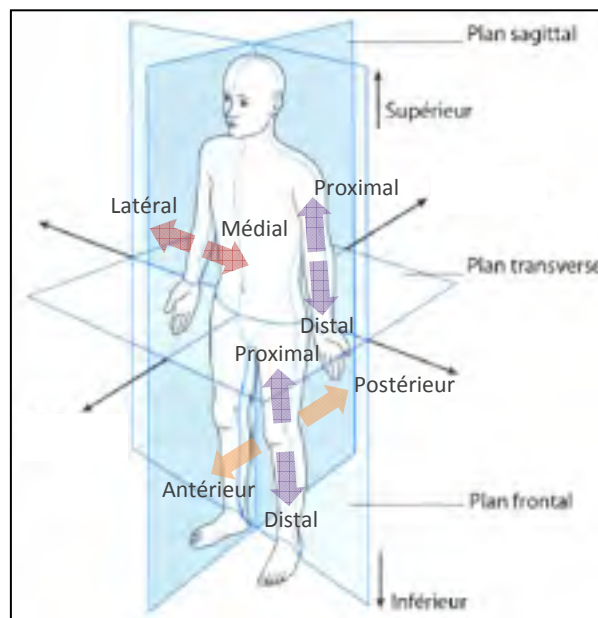


Figure 1.1 Plans et directions anatomiques
Tirée et modifié de Fuentes (2010)

Les articulations de la hanche, du genou ainsi que de la cheville composent le membre inférieur et lui permettent de se mouvoir. Il se divise en plusieurs régions, selon les

principales articulations et des repères cutanés précis : la région glutéale ou fessière, la cuisse, la jambe et le pied. La division en régions dépend des principales articulations et de repères cutanés précis.

Sauf indications contraires, les informations de cette partie sont tirées de l'encyclopédie de Drake et al. (2010).

1.1.1 Articulation de la hanche

L'articulation de la hanche est formée par la tête sphérique du fémur, qui est l'os de la cuisse, et la surface semi-lunaire de l'acétabulum de l'os coxal. Elle est ainsi associée à une articulation sphéroïde puisqu'elle articule une sphère pleine avec une sphère creuse. De plus, la tête fémorale est presque entièrement contenue à l'intérieur de l'acétabulum, ce qui contribue ainsi à la stabilité articulaire. Trois ligaments (iliofémoral, pubofémoral et ischiofémoral) viennent également renforcer la surface externe de la capsule (membrane fibreuse qui enferme l'articulation de la hanche) et stabiliser l'articulation.

Les mouvements de la hanche comprennent la flexion/extension, l'adduction/abduction, les rotations interne/externe ainsi que la circumduction (Figure 1.2).

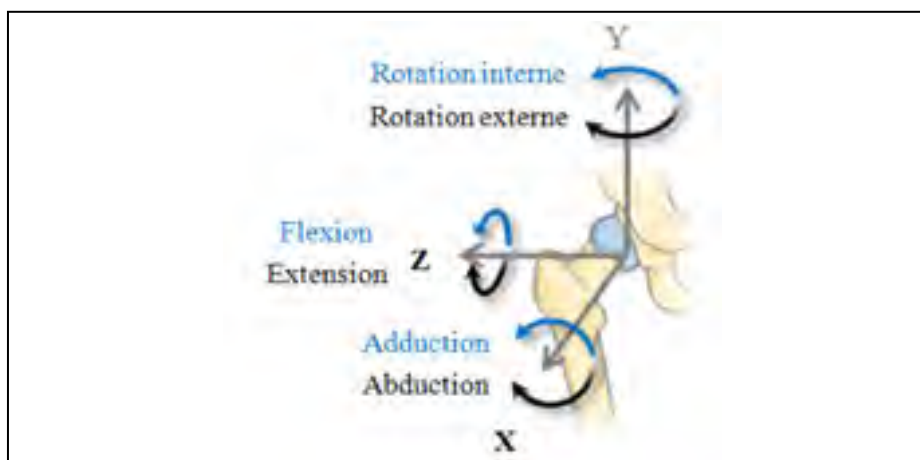


Figure 1.2 Mouvements de l'articulation de la hanche
Tirée de Samson, Dohin, Van Hamme, Dumas, et Cheze (2011)

1.1.2 Articulation du genou

Le genou possède un rôle important puisqu'il est capable de supporter de lourdes charges qui peuvent aller jusqu'à huit fois le poids du corps en course à pied. De plus, il est une des articulations les plus complexes du corps humain. Composé par de nombreux muscles, ligaments et os (Figure 1.3), qui assurent chacun un rôle bien défini, il est également formé de deux articulations : l'articulation fémorotibiale et l'articulation fémoropatellaire.

1.1.2.1 Anatomie du genou

L'articulation fémorotibiale, qui est une articulation portante majeure, comprend deux articulations condyliennes. Elle lie les condyles fémoraux (médial et latéral) avec les plateaux tibiaux correspondants. C'est l'articulation principale du genou bien qu'il soit également composé par l'articulation fémoropatellaire qui unit le fémur avec la patella. Cette dernière permet au muscle quadriceps fémoral d'exercer une traction en avant du genou sur le tibia sans user le tendon. Elle joue ainsi un rôle important dans le mécanisme d'extension du genou et par conséquent sa stabilité (Goldblatt & Richmond, 2003).

Le genou, qui est une articulation synoviale, est entouré par une capsule articulaire dans laquelle est enfermé le liquide synovial dont le rôle principal est de lubrifier l'articulation. D'autre part, il permet d'augmenter légèrement la stabilité passive du genou, de fournir les nutriments nécessaires au cartilage hyalin articulaire du fémur ainsi que du tibia, et d'aider à l'absorption des charges et des chocs. Deux ménisques (médial et latéral) permettent également de distribuer les charges à travers l'articulation. Ce sont des fibrocartilages en forme de croissant situés de chaque côté, entre les condyles fémoraux et tibiaux. Ils ont pour rôle d'aider à distribuer les charges à travers l'articulation et d'améliorer la congruence entre les condyles lors des mouvements (Shahabpour et al., 2005). En effet grâce à sa mobilité, le genou contribue aux déplacements et à la progression du corps humain, notamment lors de la locomotion.

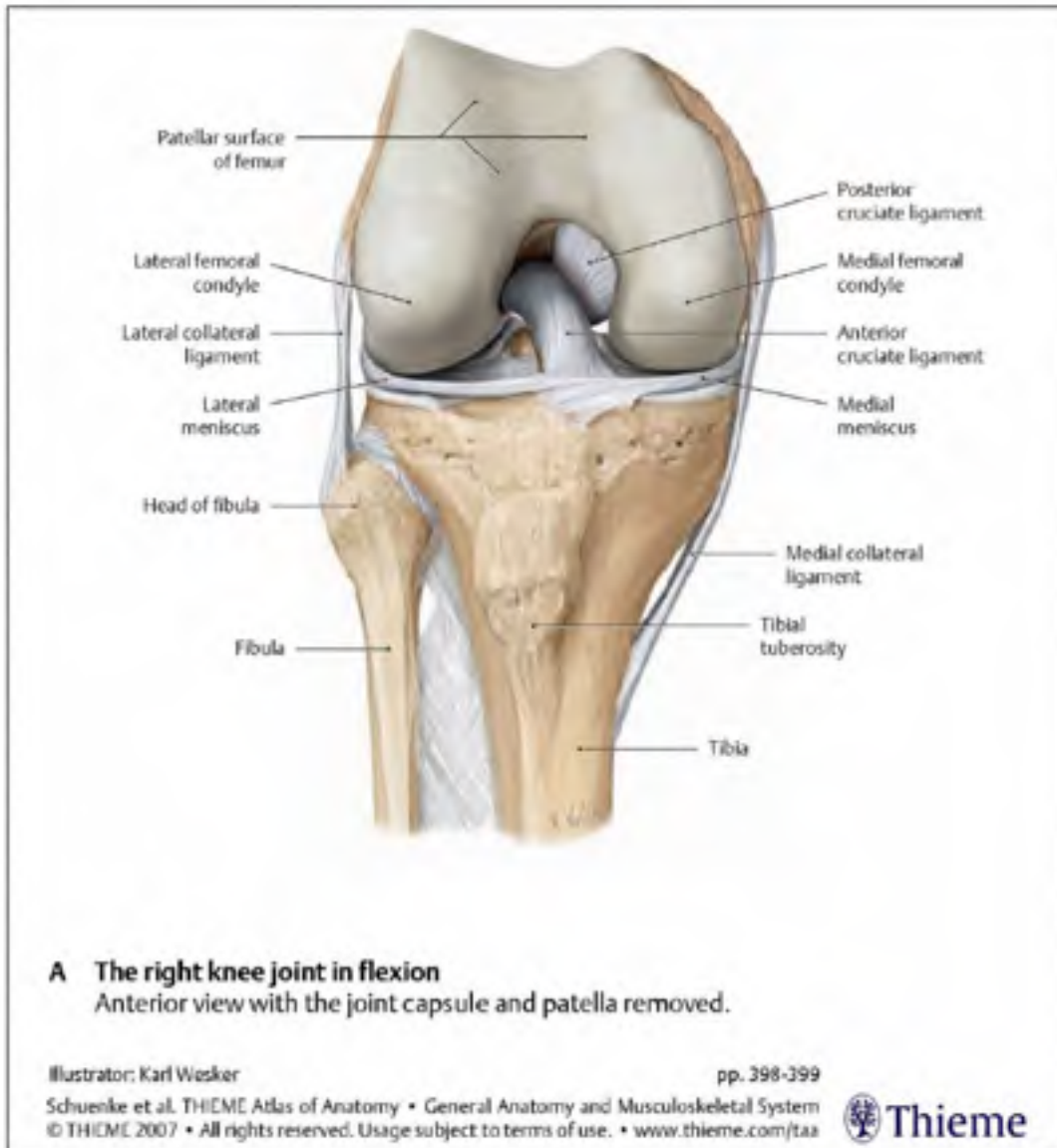


Figure 1.3 Vue antérieure de l'articulation du genou droit en flexion

1.1.2.2 Mouvements du genou

Le genou peut effectuer trois types de rotations qui sont la flexion/extension, l'abduction/adduction et la rotation interne/externe, possible uniquement lorsque le genou est fléchi, ainsi que trois types de déplacements qui sont les déplacements antéropostérieur (AP), médiolatéral (ML) et proximodistal (PD) (Bull & Amis, 1998). Ces mouvements sont illustrés Figure 1.4.

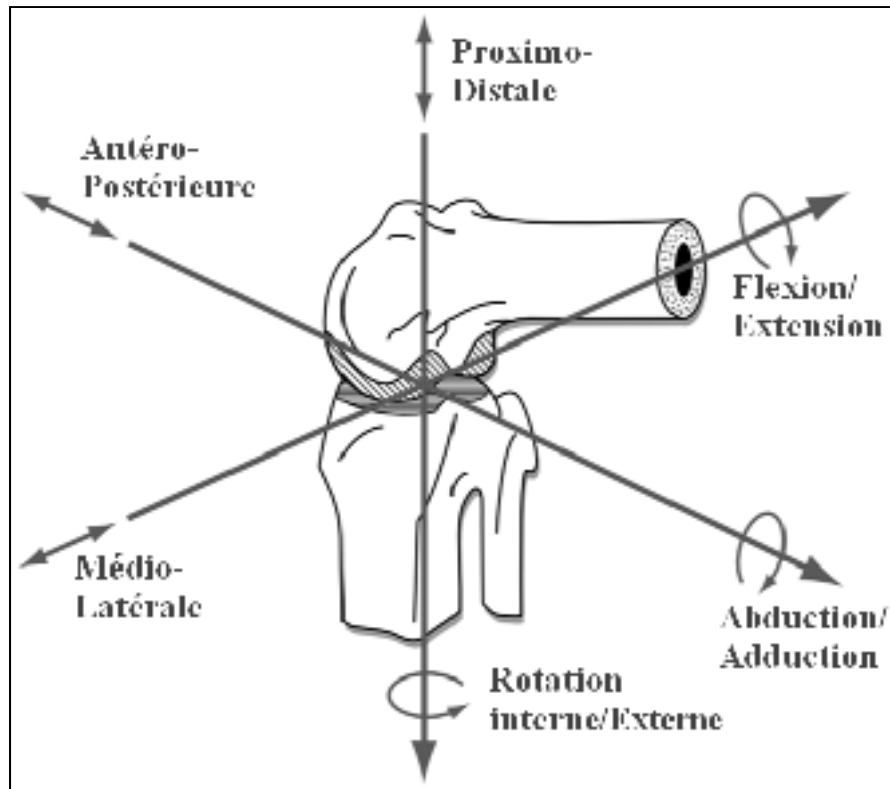


Figure 1.4 Rotations et déplacements de l'articulation du genou
Tirée et modifiée de Komdeur, Pollo, et Jackson (2017)

Les principaux mouvements de l'articulation du genou sont la flexion et l'extension, ce qui fait d'elle une articulation charnière. Le genou permet également la rotation axiale du tibia par rapport au fémur.

Pour renforcer l'articulation du genou qui est non congruente et qui possède une géométrie osseuse complexe, ce sont des stabilisateurs dynamiques (muscles) et statiques (ligaments et tissus mous) qui viennent remplir cette fonction. Les muscles du membre inférieur servent alors de support à l'articulation du genou. Tandis ce que de solides ligaments collatéraux, situés sur chacune des faces latérales du genou, assurent sa stabilité. Le genou dépend également des ligaments croisés qui unissent fermement les extrémités articulaires du fémur et du tibia.

1.1.2.3 Ligaments du genou

Les stabilisateurs statiques du genou comprennent une grande partie des tissus mous qui forment l'articulation (capsule articulaire, ménisques, etc.). Cependant, les ligaments sont les stabilisateurs statiques majeurs. Ce sont des bandes de tissus conjonctifs principalement composés de collagène, qui permettent de relier le fémur et le tibia. Leur rôle principal est de limiter les déplacements excessifs entre les deux os de l'articulation. Ils ne possèdent pas, à la différence des muscles, de capacité contractile en dépit de leur propriété élastique (Frank, 2004). Les principaux ligaments qui composent le genou sont le ligament patellaire, les ligaments collatéraux (tibial et fibulaire) et les ligaments croisés (antérieur et postérieur) (Figure 1.5).

Le ligament patellaire est la continuité du tendon du quadriceps fémoral au-dessus de la patella. Il recouvre la face antérieure de la patella avec les fibres les plus superficielles du tendon du quadriceps fémoral. Le ligament patellaire permet de connecter la patella avec le tibia en venant s'attacher en haut sur l'apex de la patella, et en bas sur la tubérosité supérieure du tibia.

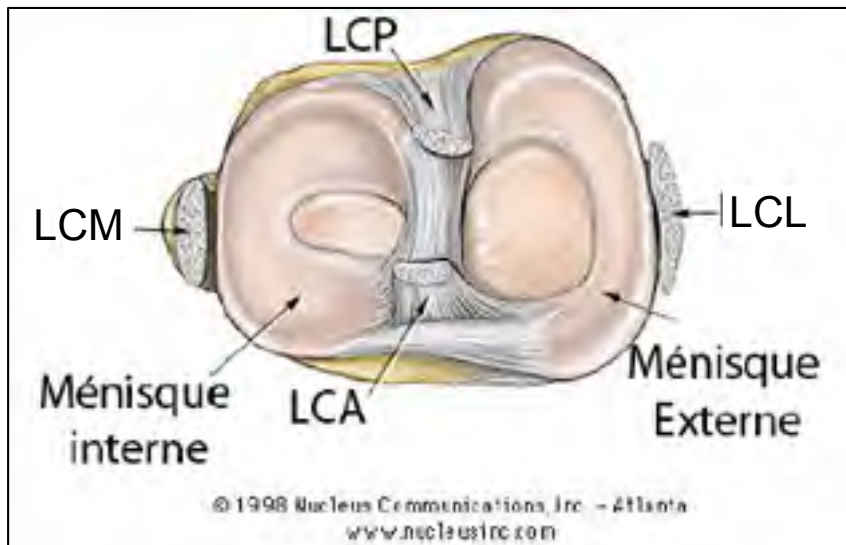


Figure 1.5 Vue supérieure du tibia représentant les LCA, LCP, LCM, LCL et les ménisques du genou
Tirée et modifiée de Fuentes (2010)

Les deux ligaments collatéraux (fibulaire et tibial) sont situés de chaque côté de l'articulation. Le ligament collatéral fibulaire (ou latéral, LCL) est situé sur le côté externe du genou, alors que le ligament collatéral tibial (ou médial, LCM) est situé sur le côté interne. Ils servent à stabiliser les mouvements du genou en prévenant les rotations excessives dans le plan frontal. Le ligament collatéral tibial permet de restreindre les mouvements d'abduction (ou valgus) du tibia par rapport au fémur en limitant les stress en valgus alors que le ligament collatéral fibulaire limite les stress en varus qui tendent à provoquer des mouvements d'adduction (ou varus) (Seering, Piziali, Nagel, & Schurman, 1980).

Les deux ligaments croisés sont situés dans la région intercondyloire du genou et unissent solidement le fémur avec le tibia. Ils sont nommés d'après leur site d'insertion tibiale et sont appelés "croisés" du fait qu'ils se croisent entre eux dans le plan sagittal, entre leurs insertions fémorales et tibiales. Le LCA croise latéralement le ligament croisé postérieur (LCP) au niveau de son passage à travers la région intercondyloire. Les ligaments croisés ont pour fonction de contrer les déplacements AP du tibia par rapport au fémur et sont également des stabilisateurs secondaires des rotations dans les plans transversal et frontal. En effet, le LCA s'oppose au déplacement antérieur du tibia par rapport au fémur alors que le LCP limite le déplacement postérieur du tibia.

1.1.3 Ligament croisé antérieur

Le LCA est une structure clé de l'articulation du genou qui permet de contrer la translation antérieure du tibia et les charges rotationnelles. Il est composé d'une bande de tissu conjonctif qui part du fémur au tibia. Lorsque le genou est tendu, la longueur du LCA varie de 22mm à 41mm (avec une moyenne de 32mm) et sa largeur varie de 7 à 12mm (avec une moyenne de 10mm). Il possède un aspect de sablier, ainsi sa forme transversale varie selon la longueur. De plus, elle n'est ni circulaire ni elliptique et elle ne peut pas non plus être décrite comme une forme géométrique simple. Sa forme change selon l'angle de flexion, mais est généralement plus large dans la direction AP. Les dimensions de la section transversale

augmentent progressivement du fémur au tibia (Duthon et al., 2006; Goldblatt & Richmond, 2003).

Au niveau proximal, le LCA vient s'attacher sur une fosse du bord postéromédial du condyle fémoral latéral. Il suit ensuite une course oblique dans la direction antérieure-médiale-distale et vient s'attacher du côté distal, sur la fosse intercondylienne antérieure du plateau tibial (Bicer, Lustig, Servien, Selmi, & Neyret, 2010; Goldblatt & Richmond, 2003). Le point d'attache au niveau du tibia est plus large et plus fort qu'au niveau du fémur (Duthon et al., 2006).

Le LCA peut être séparé selon un modèle comprenant deux composantes : une bande antéromédiale (AM) et une bande postérolatérale (PL). Néanmoins, une troisième bande fonctionnelle intermédiaire peut également être ajoutée, même si le modèle à deux faisceaux est plus généralement accepté comme la meilleure représentation pour comprendre le fonctionnement du LCA. Il est important de noter que ce modèle décrivant le ligament en deux faisceaux fonctionnels est une simplification excessive puisque le LCA est composé d'un nombre beaucoup plus important de fibres, chacune de longueur différente (Goldblatt & Richmond, 2003; Petersen & Zantop, 2007).

Les deux faisceaux sont anisotropiques. En effet, la bande AM s'allonge et s'affine lors de la flexion, ce qui a pour but de limiter le déplacement antérieur du tibia, alors que la bande PL rétrécit et devient molle. À partir de 30° de flexion, la longueur du faisceau AM augmente de 1.9mm et de 4mm à 90°. À l'inverse, la longueur du faisceau PL diminue de 3.2mm quand le genou est fléchi de 0° à 30°, et de 7.1mm à 90° de flexion (Hollis, Takai, Adams, Horibe, & Woo, 1991). Cependant, ces résultats sont à prendre en compte avec précaution. En effet, toutes les études ne s'accordent pas sur ces résultats. Par exemple, certaines recherches ont démontré que le faisceau AM rétrécit jusqu'à atteindre les 30° de flexion puis s'étire progressivement jusqu'à ce qu'il atteigne sa longueur maximale (Amis & Dawkins, 1991; Duthon et al., 2006).

La forme générale du ligament est plate en extension puis, quand le genou fléchit, le LCA tourne sur lui-même d'approximativement 90° (Figure 1.6) (Goldblatt & Richmond, 2003). Cette rotation est due à l'orientation des points d'attache du ligament sur les os (Petersen & Zantop, 2007). C'est ce qui permet d'expliquer le comportement des faisceaux ainsi que leur rôle dans la stabilisation du genou. Par ailleurs, une organisation ultra-structurelle complexe ainsi qu'un système élastique important permettent au LCA de résister aux tensions et aux variations de contraintes.

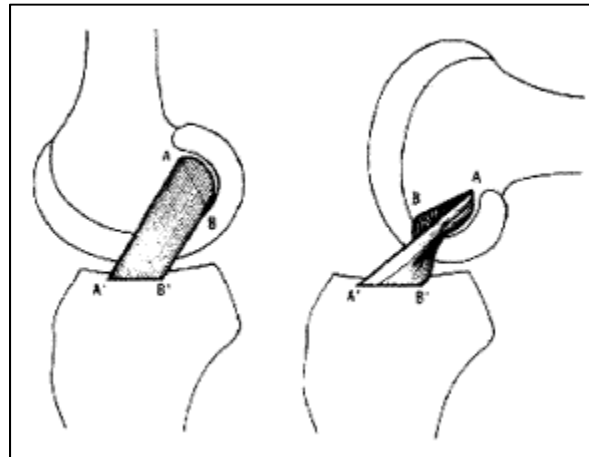


Figure 1.6 Comportement des faisceaux AM (AA') et PL (BB') en extension/flexion
Tirée de Goldblatt et Richmond (2003)

Une des principales caractéristiques du LCA est d'être viscoélastique. Il possède ainsi des caractéristiques à la fois visqueuses et élastiques, ce qui lui confère une certaine capacité à s'étirer puis à retrouver sa forme initiale. Néanmoins, selon la vitesse de déformation du ligament ses propriétés de résistance à l'élongation varient fortement. Cette vitesse de déformation influence entre autre le type de lésion du LCA, qui peut conduire soit à une rupture ligamentaire soit à une avulsion du site d'insertion du ligament (Noyes, DeLucas, & Torvik, 1974). De plus, comme le LCA est anisotrope, l'angle de flexion induit des variations des forces mesurées dans chacun de ses faisceaux pour restreindre une translation antérieure ou une combinaison de rotations. La force enregistrée dans le faisceau AM semble toutefois plus importante que celle mesurée dans le faisceau PL (Wu et al., 2010). Il a aussi

été démontré que sa rigidité, sa résistance maximale et sa capacité d'absorption diminuent avec l'âge. En effet, les valeurs de la charge de rupture et de la raideur qui peuvent conduire à un dysfonctionnement, sont respectivement de 2,160 N et 242 N.mm⁻¹ pour des personnes âgées de 22 à 35 ans alors qu'elles diminuent significativement et passent à 658 N et 180 N.mm⁻¹ pour des individus âgés de 60 à 97 ans (Duthon et al., 2006).

Par ailleurs, le LCA joue un rôle critique dans la stabilité de l'articulation du genou. En effet, c'est la contrainte principale à la translation antérieure du tibia par rapport au fémur. Le LCA fournit en moyenne une contrainte représentant 82 à 89% du chargement antérieur appliqué à 30° de flexion, mais il diminue légèrement de 74 à 85% à 90° de flexion. Quand le genou fléchit de 20° à 90°, la tension dans le faisceau AM augmente, alors que pour le faisceau PL c'est au moment où le genou s'étend que sa tension augmente (Duthon et al., 2006). Ainsi lors de l'extension, le faisceau PL permet de résister à la translation tibiale antérieure, alors qu'à 90° de flexion c'est le faisceau AM qui entre en jeu (Bicer et al., 2010). Il fonctionne également comme une contrainte secondaire à la rotation interne, particulièrement lorsque l'articulation est proche de l'extension complète, ainsi que comme contrainte mineure à la rotation externe et à l'angulation varus/valgus, particulièrement dans des conditions de soutien du poids (Duthon et al., 2006; Petersen & Zantop, 2007).

Le LCA est une des structures les plus fréquemment blessées lors d'activités sportives. Environ 200,000 cas de blessures sont dénombrés chaque année aux États-Unis. Une des contraintes principales liées à la blessure du LCA est qu'il ne se soigne pas. La reconstruction chirurgicale est le traitement standard dans le domaine de la médecine sportive. Mais les pertes financières liées à cette intervention sont importantes (Griffin et al., 2006) et un tiers des patients ayant subi une reconstruction chirurgicale ne parviennent pas à retrouver leur niveau de jeu préchirurgie (Gobbi, Karnatzikos, & Lad, 2015). Il semble alors intéressant d'étudier la biomécanique du corps humain liée à la rupture du LCA pour tenter de mieux en saisir les mécanismes de blessure.

1.2 Caractéristiques des blessures

Pour comprendre les blessures au LCA il est indispensable de s'intéresser aux caractéristiques de ces blessures. C'est-à-dire à la biomécanique du corps humain et entre autres, aux mécanismes de blessure ainsi qu'aux facteurs de risques.

1.2.1 Biomécanique des membres inférieurs et du tronc

Le domaine de la biomécanique permet de mesurer à la fois les déplacements et mouvements des segments du corps humain (cinématique) ainsi que les forces et moments (dynamique) agissant sur les segments et les articulations. L'analyse de ces mesures permet de s'intéresser aux mécanismes qui contribuent à la rupture du LCA.

1.2.1.1 Mécanismes de blessure sans contact

Les blessures au LCA peuvent être divisées en deux catégories : les ruptures avec contact et les ruptures sans contact. Les mécanismes de blessure sont donc différents selon la catégorie. La littérature permet de mettre en évidence que la majorité des blessures au LCA surviennent sans contact (Alentorn-Geli et al., 2009; Griffin et al., 2000). Elles représentent en effet plus de 70% des cas de blessure (Boden et al., 2000; Krosshaug et al., 2007). Dans le cas d'une rupture sans contact, aucun élément extérieur, comme un coup, ne va agir sur le genou. Il n'y a donc aucun contact direct du genou avec les autres joueurs ou un objet au moment de la blessure (Dai et al., 2012; Griffin et al., 2000).

De manière générale, les blessures au LCA sont associées avec un chargement anormal sur le genou. Plusieurs facteurs peuvent influencer la contrainte du LCA : la cinématique du genou (flexion, alignement dans le plan frontal et transversal) et les moments. Le poids du corps et la capacité à générer des ajustements posturaux suite à de rapides changements dans l'environnement externe font partie des facteurs principaux influençant le schéma de chargement. Il a été rapporté que les blessures au LCA surviennent suite à des faux mouvements et avec un chargement dynamique anormal au genou (Griffin et al., 2006). Il a

été démontré *in vitro* que la vitesse de déformation du ligament va également influencer le type de blessure au LCA, c'est-à-dire une déchirure partielle ou complète (Noyes et al., 1974).

Les mécanismes de blessure impliquent une combinaison de différents schémas de chargement : un mouvement du genou en valgus/varus, une rotation tibiale interne/externe et une translation antérieure du tibia (Alentorn-Geli et al., 2009; Boden et al., 2000; Griffin et al., 2006; Markolf et al., 1995; Olsen, Myklebust, Engebretsen, & Bahr, 2004). En sport, ces mécanismes peuvent être le résultat de différentes situations de jeu : une décélération rapide combinée avec un changement de direction ou un pivot, un atterrissage avec le genou proche de l'extension complète ou en extension complète ou encore un pivot avec le genou proche de l'extension complète et un pied planté dans le sol (ou un pivot soudain) (Alentorn-Geli et al., 2009). Boden et al. (2000) ont d'ailleurs reporté qu'une majorité d'athlètes présentaient un genou proche de l'extension complète au moment de la blessure. Ils ont également remarqué que les atterrissages correspondent fréquemment aux événements qui conduisent à une rupture du LCA. Pour des joueurs de soccer, le mécanisme de blessure le plus couramment rencontré combine une décélération du corps et un couple d'extension interne important avec une rotation en valgus au genou, le poids du corps transféré sur la jambe blessée et le pied posée à plat sur la surface de jeu (Alentorn-Geli et al., 2009). Cette position est décrite par Ireland (1999) comme la position de non-retour. La Figure 1.7 présente les caractéristiques de cette position ainsi que de la position de sécurité.

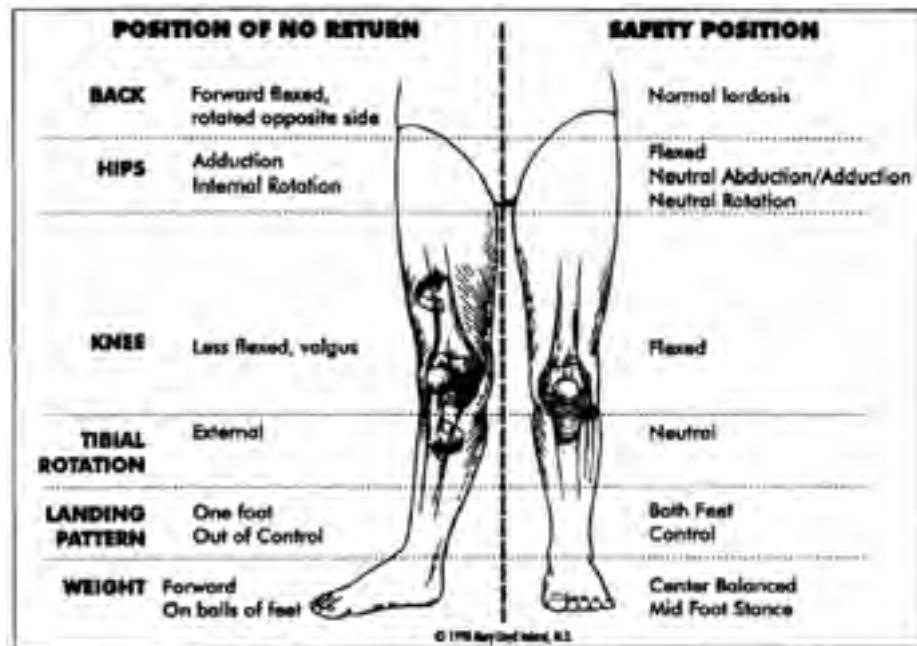


Figure 1.7 Caractéristiques des positions de non-retour et de sécurité
Tirée de Ireland (1999)

Ainsi, les situations de jeu à risque impliquent des moments en valgus, en varus, en rotation interne et en rotation externe ainsi que des forces de translation antérieure appliqués genou. Par ailleurs, cette force de translation antérieure qui apparaît pour des angles de flexion situés entre 20° et 30° peut être considérée comme la force isolée la plus néfaste lors de blessures au LCA. C'est pour cela qu'elle est souvent identifiée comme facteur contribuant au mécanisme de blessure. Néanmoins, il a été démontré que des mouvements et des moments isolés produisent une contrainte moins importante sur le LCA qu'une combinaison de ces paramètres. C'est pourquoi une rotation interne ou externe pure du genou, des moments en valgus ou en varus ne contraignent pas autant le LCA que la combinaison d'effort comme une force dirigée antérieurement couplée à un valgus ou une rotation interne (Alentorn-Geli et al., 2009).

Des études démontrent que le chargement ainsi que les mouvements du genou ne dépendent pas exclusivement de cette articulation. Ils sont en effet, associés avec les mouvements des autres articulations du membre inférieur et également des segments au sein de la chaîne musculaire, tout particulièrement de la hanche et du tronc (Dai et al., 2012). Les situations

qui semblent augmenter la tension sur le LCA sont : une flexion de la hanche, une adduction ainsi qu'une rotation interne de la hanche, un valgus et peu de flexion au genou ainsi qu'une rotation externe du tibia, qui constituent la « position de non-retour ».

1.2.1.2 Plan sagittal

Les angles de flexion à la hanche, au genou et à la cheville correspondent aux paramètres susceptibles d'avoir un impact sur le LCA dans le plan sagittal. En effet l'énergie, résultant d'un atterrissage par exemple, est absorbée de façon plus efficace quand le genou est fléchi lors d'un atterrissage, ce qui diminue également l'impact transféré au genou. Ainsi la flexion du genou et les mouvements influençant cette flexion sont des paramètres importants pouvant conduire à une blessure du LCA ou au contraire permettre de réduire ce risque par le biais d'une posture moins droite lors de l'atterrissage (Alentorn-Geli et al., 2009). Par ailleurs, l'étude de Yu et al. (2005) montre que les athlètes féminines de soccer atterrissent avec des angles de flexion réduits au genou et à la hanche en comparaison de leurs homologues masculins après l'âge de 12 ans. Lors d'exercices d'atterrissages qui font suite à une tâche de « *stop-jump* », des athlètes féminines de basketball, soccer et volley démontrent également une diminution de leurs angles de flexion au genou et à la hanche au moment de la phase de préparation à l'atterrissage. Ces paramètres peuvent conduire à une augmentation du risque de blessure au LCA puisque dans ces conditions, un chargement plus important est transmis au genou. Le rôle de la cheville n'est également pas à négliger dans le mécanisme de blessure au genou. Un atterrissage avec la cheville en flexion dorsal augmente les angles de flexion au genou ainsi qu'à la hanche par rapport à une technique d'atterrissage avec la cheville en flexion plantaire (Alentorn-Geli et al., 2009).

1.2.1.3 Plan frontal

Le plan frontal s'intéresse essentiellement à l'articulation de la hanche. Il a été démontré que lors d'un atterrissage, des joueuses de soccer, basketball et volley présentent une augmentation du moment d'adduction externe de la hanche. Cet effort placerait le genou en position de risque, en augmentant la contrainte en valgus au niveau du genou. L'adduction de

la hanche seule n'est cependant pas un facteur de risque. Les angles d'abduction de la hanche sont également associés avec le placement du pied et l'orientation latérale du tronc. Les jeunes joueuses de soccer, basketball et volley possèdent une abduction de la hanche plus faible que les hommes lors de la préparation d'un atterrissage pour une tâche de « *stop-jump* ». Ainsi, les angles à la hanche lors d'atterrissage peuvent être des déterminants importants de la force d'impact au genou. La cinématique de la cheville est également reliée à l'articulation du genou. Une éversion excessive de la cheville peut augmenter la rotation tibiale interne, la contrainte en valgus du genou, la translation tibiale antérieure et le chargement du LCA pendant l'extension (Alentorn-Geli et al., 2009). À propos de l'articulation du genou en elle-même, lors de l'étude d'Hewett et al. (2005) rassemblant 205 athlètes féminines de soccer, basketball et volley, 9 d'entre elles ont été blessées au LCA. Lors d'une tâche de saut et d'atterrissage, ces athlètes démontraient un angle d'abduction du genou supérieur de 8°, 2,5 fois plus de moments d'abduction au genou et une force de réaction au sol supérieure de 20% lors de l'atterrissage en comparaison du groupe d'athlètes non blessées. Les femmes possèdent également un angle ainsi qu'un moment d'abduction au genou plus important comparé aux hommes (Alentorn-Geli et al., 2009).

1.2.1.4 Plan transversal

Dans le plan transversal, les athlètes féminines de soccer, basketball et volley possèdent un déplacement maximal de la rotation interne de la hanche plus important lors d'un atterrissage à une jambe que pour les athlètes masculins. La biomécanique dans le plan transverse dépend du type de tâche et de la prise de décision. Les moments en varus/valgus et de rotation interne/externe appliqués au genou sont plus importants lors de manœuvres de « *sidestepping* » et de « *crossovercutting* » que lors de courses normales. Lors d'une tâche de « *stop-jump* » la préparation de l'atterrissage s'effectue avec une diminution de la rotation externe de la hanche et une augmentation de la rotation interne du genou pour les joueuses de soccer, basketball et volley en comparaison des hommes (Alentorn-Geli et al., 2009). Par ailleurs, un des facteurs connus de risque de blessure au LCA est la rotation du tibia. Cependant, les études ne sont pas toutes en accord en ce qui concerne le mouvement associé

à la blessure. Certaines suggèrent qu'il s'agit d'une rotation externe (Boden et al., 2000; Olsen et al., 2004) alors que d'autres l'associent à une rotation interne du tibia (Shimokochi & Shultz, 2008).

1.2.1.5 Différences entre les hommes et les femmes

Il existe une différence par rapport aux schémas de mouvement, aux positions et aux forces générées aux hanches et au tronc entre les hommes et les femmes. Il est important de remarquer que la position et le mouvement des hanches et du tronc influencent la position, les charges ainsi que la rigidité du genou. Par ailleurs, le moment développé au genou est lié à celui produit à la hanche. L'activation musculaire permet de coordonner la production de mouvement, la stabilisation de la position et le développement de moments. Néanmoins, les femmes possèdent une activation musculaire réduite des ischio-jambiers et du muscle moyen glutéal en comparaison des hommes. Une diminution de l'activation musculaire à la hanche diminue également l'activation maximale des quadriceps et des ischio-jambiers. L'altération de l'activation musculaire des femmes peut conduire à une altération de la capacité de support de charges, mais des études complémentaires sont nécessaires pour clarifier le rôle exact de ces altérations sur les blessures au LCA (Griffin et al., 2000).

Les femmes atterrissent avec moins de flexion au genou et à la hanche en comparaison de leurs homologues masculins. Ceci résulte en une posture plus droite au moment de l'atterrissage. De plus, l'augmentation du valgus au genou et une activation plus importante des quadriceps chez les femmes peuvent également augmenter leur risque de blessure (Griffin et al., 2000). Ford, Myer, et Hewett (2003) ont également démontré que les athlètes féminines possèdent un mouvement et un angle maximal en valgus au genou plus important lors d'un atterrissage que les hommes. Le valgus au genou est par ailleurs fréquemment cité comme étant une composante commune de blessure au LCA (Alentorn-Geli et al., 2009; Griffin et al., 2000). En effet, les athlètes possédant un mouvement en valgus du genou plus important peuvent démontrer une réduction du contrôle articulaire dans le plan frontal, ce qui peut conduire à une augmentation des risques de blessure au genou. Hewett et al. (2005), ont

entre autres démontré que les angles et moments en valgus du genou peuvent permettre de prédire le risque de blessure au LCA.

Les ruptures sans contact du LCA sont souvent le résultat de faux mouvements, comme des changements de direction ou des atterrissages mal contrôlés. C'est pourquoi de nombreuses études se sont intéressées à la relation existant entre cette blessure et une tâche biomécanique d'atterrissage.

1.2.2 Biomécanique de l'atterrissage

Analyser la biomécanique de l'atterrissage en laboratoire permet de mieux comprendre cette blessure et ses mécanismes. Il existe plusieurs tâches d'atterrissages qui permettent de représenter une situation de jeu réelle comme des atterrissages bilatéraux de type « *drop landing* » (Figure 1.8) aussi appelés « *drop jump* » (Dai et al., 2017; Herman & Barth, 2016; McLean et al., 2007; Smith, Sizer, & James, 2009) ou de type « *stop jump* » (Figure 1.9) comme dans l'étude de Chappell et al. (2005). Il est également possible d'analyser la biomécanique de l'atterrissage lors de tâches d'atterrissages unilatérales de type « *drop jump* » (Coventry, O'Connor, Hart, Earl, & Ebersole, 2006; Kernozek, Torry, & Iwasaki, 2008; Madigan & Pidcoe, 2003; Shimokochi, Ambegaonkar, Meyer, Lee, & Shultz, 2013) ou « *stop jump* » (Benjaminse et al., 2008). Certaines études comme celle de Pappas, Hagins, Sheikhzadeh, Nordin, et Rose (2007), Borotikar et al. (2008) et McLean et Samorezov (2009) combinent des exercices d'atterrissages unilatéraux et bilatéraux.



Figure 1.8 Exemple de « *drop jump* »
Tirée de Herman et Barth (2016)

Des systèmes optiques, composés de caméras et de marqueurs réfléchissants, ainsi que des plateformes de force sont généralement utilisés pour enregistrer les données cinématiques et cinétiques au moment de l'atterrissage. Les marqueurs sont posés sur différents points de repère anatomiques le plus souvent à même la peau. Cependant, cette méthode de fixation implique des problèmes de précision des mesures dus aux artéfacts de mouvements des tissus mous. En effet, les marqueurs posés sur la peau ne sont pas associés de façon rigide avec l'os. Il existe donc un mouvement entre les marqueurs de peau et les os, ce qui peut engendrer des erreurs de positions relatives au suivi de l'os lors de la simulation des mouvements. Par ailleurs, ces déplacements peuvent avoir une amplitude allant de quelques millimètres à 40mm (Cappozzo, Catani, Leardini, Benedetti, & Della Croce, 1996). Les erreurs de positions peuvent dépendre des points anatomiques sur lesquels sont placés les marqueurs de peau ainsi que des segments (Cappozzo et al., 1996), du type de tâche réalisée (Benoit et al., 2006; Kuo et al., 2011) et du participant (Benoit, Damsgaard, & Andersen, 2015). Pour des tâches dynamiques qui se retrouvent en sport, l'impact des mouvements de peau est très peu documenté. Malgré tout, il est difficile d'éliminer cette source d'erreur de façon non invasive (McLean et al., 2007). Une solution permettant de réduire efficacement ces mouvements de peau au niveau des membres inférieurs est de poser les marqueurs sur des corps rigides plutôt que sur la peau (Ganjikia, Duval, Yahia, & de Guise, 2000; Garling et al., 2007; Labbe, Hagemeister, Tremblay, & de Guise, 2008). Cortes et al. (2014) ont

d'ailleurs utilisé cette méthode de fixation pour analyser la biomécanique du membre inférieur lors d'une tâche de « *crossover* », qui correspond à un mouvement rencontré en milieu sportif comme en soccer.

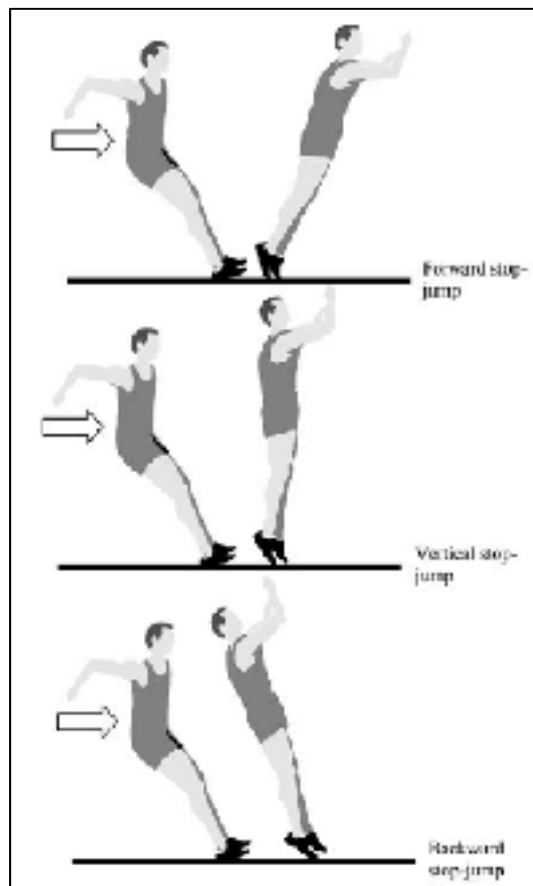


Figure 1.9 Exemple de « *stop jump* »
Tirée de Chappell et al. (2005)

1.2.3 Facteurs de risques

Les facteurs de risque pouvant conduire à une blessure du LCA peuvent être classés de différentes manières. Ils peuvent par exemple être divisés en facteurs extrinsèques, c'est-à-dire externes au corps (facteurs météorologiques, surface de jeu, etc.) et intrinsèques, c'est-à-dire internes au corps (facteurs anatomiques, hormonaux, cognitifs ou encore biomécaniques, etc.). Il est également possible de les classer selon quatre catégories : environnementale

(équipement, interaction surface/chaussure), anatomique (angle du genou et de la hanche, laxité, taille de l'encoche), hormonale, et neuromusculaire (Griffin et al., 2006). Certains chercheurs, comme Alentorn-Geli et al. (2009) ajoutent également une catégorie comprenant les facteurs biomécanique (force musculaire, mouvement du corps, niveau d'habileté, contrôle neuromusculaire), et d'autres comme Griffin et al. (2006) des facteurs liés à une prédisposition familiale. Il est important de remarquer que les blessures au LCA semblent avoir une étiologie multifactorielle. En effet, un facteur isolé ne paraît pas être suffisant pour conduire à une blessure, plusieurs éléments doivent ainsi agir simultanément pour mener à une blessure (Alentorn-Geli et al., 2009).

1.2.3.1 Facteurs extrinsèques

Les facteurs extrinsèques concernent les facteurs externes au corps. Ils peuvent être liés aux conditions météorologiques, à la surface et aux conditions de jeu ou encore au type de chaussure utilisé ainsi qu'aux équipements de protection tels que les orthèses. En effet, certaines études révèlent que le taux de blessure au LCA est plus important dans des conditions sèches sur un gazon naturel (Alentorn-Geli et al., 2009; Griffin et al., 2000; Griffin et al., 2006). Ceci peut s'expliquer par l'augmentation de la friction et de la résistance à la torsion de la zone d'interférence chaussure/surface de jeu en comparaison à des conditions humides. Le type de surface (gazon naturel, synthétique, planché intérieur) (Alentorn-Geli et al., 2009) ainsi que la position, la longueur et le nombre de crampons semblent également avoir un impact sur la friction liée à l'interaction chaussure/surface de jeu et peuvent contribuer au mécanisme de blessure (Alentorn-Geli et al., 2009; Griffin et al., 2000; Griffin et al., 2006). Le coefficient entre la surface de jeu et les chaussures est d'ailleurs un facteur de risque majeur de blessure sans contact au LCA au handball. Des niveaux de friction plus élevés entre la chaussure et la surface de jeu sont généralement associés avec un risque plus important de blessure bien que la performance soit meilleure (Griffin et al., 2000; Griffin et al., 2006).

1.2.3.2 Facteurs intrinsèques

Les facteurs intrinsèques concernent les facteurs internes au corps. Du point de vue anatomique, le potentiel d'action lié à ces facteurs est relativement faible. En effet, il est presque impossible de modifier l'anatomie cependant, ces facteurs sont utiles pour permettre de mieux comprendre le mécanisme impliquant les blessures au LCA. Les facteurs anatomiques les plus couramment associés au risque de blessure au LCA sont : l'intensité/amplitude de l'angle quadriceps fémoral (Q angle), la laxité articulaire, le degré de valgus statique et dynamique, la pronation du pied, l'IMC, la profondeur de l'encoche fémorale, la géométrie du LCA et la prédisposition familiale (Alentorn-Geli et al., 2009; Griffin et al., 2006). Toutefois, il est possible de modifier certains facteurs hormonaux comme avec l'utilisation de contraceptifs oraux qui semblent augmenter la stabilité articulaire du genou, mais leur influence reste peu significative et controversée (Alentorn-Geli et al., 2009).

Parmi les différents facteurs intrinsèques, il est courant de retrouver ceux impliquant des différences entre les genres. En effet, une femme est 2 à 8 fois plus sujette aux blessures au LCA qu'un homme pratiquant le même sport. Cette incidence peut être expliquée par des différences anatomiques existant entre les hommes et les femmes liées à l'alignement du membre inférieur, à un bassin plus large pour les femmes, à plus de varus au niveau des hanches, de valgus au genou et de pronation au pied (Figure 1.10), à la laxité articulaire ainsi qu'au développement musculaire (Griffin et al., 2000). En effet, la laxité articulaire du genou est significativement plus importante chez les femmes (Alentorn-Geli et al., 2009). Par ailleurs, pour répondre aux exigences de contrôle qu'implique la croissance de leurs os ainsi que de leur masse corporelle, les hommes démontrent une augmentation significative de leur puissance musculaire. Ils possèdent également un meilleur contrôle neuromusculaire de leur genou ce qui leur permet de mieux absorber les charges. Ces adaptations ne se retrouvent pas chez les sujets féminins. Les genoux des femmes sont ainsi exposés à des forces de réactions et de moments d'abduction externe du genou plus importants, particulièrement lors d'actions

telles que des atterrissages, des pivots ou encore des décélérations, ce qui peut conduire à une augmentation du risque de blessure au LCA (Hewett & Myer, 2011).

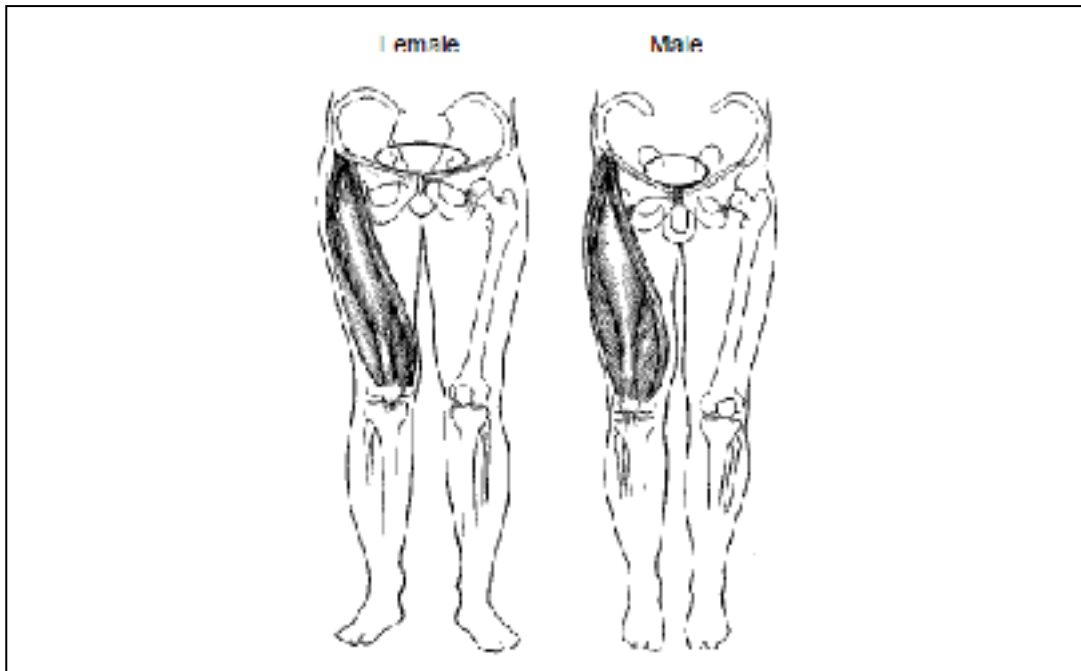


Figure 1.10 Différences communes d'alignement entre un sujet féminin et masculin
Tirée de Griffin et al. (2000)

En s'intéressant plus particulièrement au LCA, Alentorn-Geli et al. (2009) ont remarqué des différences entre les ligaments féminins et masculins. Celui des femmes est en effet plus court, possède une section transversale ainsi qu'une masse et un volume plus petit que celui des hommes. La concentration en fibre ainsi que le pourcentage d'occupation des fibres de collagène diffèrent entre le LCA des femmes et des hommes, et sont en effet plus importants pour les hommes. Les femmes possèdent également une rigidité linéaire à la traction plus faible avec moins d'élongation à la rupture ainsi qu'une absorption d'énergie et une charge à la rupture plus faibles que les hommes. L'encoche fémorale est généralement moins profonde pour les femmes que pour les hommes. Il a d'ailleurs été démontré que l'encoche fémorale au genou appartenant à un sujet blessé au LCA est moins profonde que pour les sujets appartenant au groupe de contrôle, ce qui pourrait expliquer l'incidence plus importante des blessures au LCA chez les femmes. Cependant, il existe une trop grande variabilité entre les différentes techniques de mesure utilisées dans les études pour pouvoir émettre une

conclusion définitive aussi bien en ce qui concerne la taille du LCA dans l'encoche ou la relation entre la profondeur de l'encoche et la blessure au LCA (Griffin et al., 2000).

1.2.3.3 Facteurs neuromusculaires

Les facteurs de risques neuromusculaires peuvent altérer les schémas de mouvements, ainsi que l'activation et la rigidité musculaire (Griffin et al., 2006). Ils font partie des facteurs intrinsèques, mais à la différence des facteurs anatomiques, il est possible d'intervenir sur ces facteurs pour essayer de diminuer le risque de blessure.

Le contrôle neuromusculaire permet de répondre à des stimuli sensoriels par l'activation musculaire inconsciente. Le système neuromusculaire permet quant à lui de générer des mouvements et de déterminer la biomécanique des actions de jeu. Il aide ainsi à stabiliser l'articulation du genou et à la protéger lors de tâches sportives dynamiques. Pendant la plupart des actions sportives, l'activation neuromusculaire inconsciente est déterminante. Il est en effet nécessaire de répondre au plus vite et au plus juste à un stimulus en situation de jeu. L'augmentation des blessures au LCA peut être en partie liée à des différences dans le contrôle neuromusculaire. En effet, certaines études ont remarqué que les manœuvres d'atterrissage, de « *cutting* » ou de pivot chez certaines femmes sont différentes de celles des hommes. Pour des sportives, l'adduction et la rotation interne du fémur sont plus importantes, les angles de flexion sont plus faibles à la hanche et au genou, le valgus dynamique au genou est plus important, l'activité des quadriceps est supérieure (avec une diminution concomitante de l'activité des ischio-jambiers) et la rigidité musculaire est diminuée autour de l'articulation du genou lors de certaines actions de jeu par rapport aux hommes. Les femmes possèdent un déséquilibre, appelé « *jambe dominante* », entre la force, la flexibilité et la coordination musculaire de leurs membres inférieurs qui peut conduire à une augmentation des risques de blessures (Alentorn-Geli et al., 2009; Griffin et al., 2006).

Pour stabiliser l'articulation du genou, il est indispensable que l'action des muscles soit coordonnée et co-activée de manière à optimiser les relations agonistes/antagonistes entre les

différents tissus de l'articulation. En effet, les ischio-jambiers ont la capacité de réduire les charges exercées par l'activation des quadriceps sur le LCA. Ils permettent également de diminuer les forces de cisaillement antérieures et ainsi de réduire significativement le chargement sur le LCA. Ce groupe musculaire est activé par des récepteurs du ligament lorsque celui-ci est contraint. Ceci implique qu'une diminution de la proprioception au niveau du LCA, c'est-à-dire de la sensibilité du système nerveux (à répondre de façon inconsciente à un stimulus), peut avoir un impact sur la stabilité du genou. Par ailleurs, il a été démontré qu'une activation déficiente entre les ischio-jambiers et les quadriceps peut augmenter le chargement appliqué au LCA lors d'activités comme des tâches de « *stop-jump* », et par conséquent augmenter le risque de blessure (Alentorn-Geli et al., 2009). En effet, un niveau d'activité plus important des quadriceps par rapport aux ischio-jambiers, peut produire un déplacement antérieur du tibia significatif (Griffin et al., 2006).

La stabilisation articulaire du genou est ainsi permise par les muscles traversant l'articulation. En effet, la rigidité musculaire et la résistance à un étirement dynamique permettent de protéger les ligaments de la rupture. Cependant la rigidité semble être plus faible chez les athlètes féminines que chez les athlètes masculins (Alentorn-Geli et al., 2009; Griffin et al., 2006). L'activation musculaire survient plus tôt chez les hommes. La durée d'activation musculaire chez les hommes est ainsi plus longue, ce qui permet d'instaurer et de maintenir la rigidité du genou (gastrocnémiens) et du membre inférieur (gluteus) plus longtemps que pour les femmes (Alentorn-Geli et al., 2009).

Le quadriceps agit de façon antagoniste au LCA, ce qui implique que lors de sa contraction, la tension au niveau du LCA augmente fortement pour une amplitude de flexion du genou allant de 0° à 45°. Sachant qu'au moment de la blessure, le genou est souvent proche de l'extension complète, ceci laisse supposer qu'une contraction vigoureuse et excentrique du quadriceps est un facteur pouvant augmenter le risque de blessure. Cette contraction peut également conduire à une augmentation de la force de cisaillement au niveau proximal du tibia pour des angles de flexion au genou inférieurs à 30°. Par ailleurs, une contraction excentrique nécessite des forces jusqu'à deux fois supérieures à celles de contractions

concentriques ou isométriques. Pour résister à la flexion du genou, des contractions excentriques sont nécessaires lors de décélérations ou d'atterrissages (Boden et al., 2000).

Un autre facteur intrinsèque sur lequel il est possible de travailler est la fatigue musculaire. En effet, les protocoles de prévention de blessure comprennent souvent la pratique de renforcement neuromusculaire pour permettre de retarder les effets indésirables de la fatigue.

1.2.3.4 Fatigue musculaire

Pour les sports demandant des efforts prolongés ou à haute intensité, la fatigue est inévitable. Le taux de blessure au LCA est d'ailleurs plus élevé pendant les dernières phases de jeu dans une multitude de sports. La fatigue possède de nombreux effets indésirables et peut entre autres, compromettre les systèmes neuromusculaires ainsi que nerveux et de ce fait conduire à des stratégies de mouvement hasardeuses et anormales (Chappell et al., 2005; Chavez, 2011; McLean et al., 2007). La fatigue est un facteur de risque neuromusculaire simple à entrainer, ce qui est utile pour la prévention des blessures. Les effets de la fatigue se retrouvent au niveau du contrôle moteur et de la coordination des mouvements, du temps de réaction des muscles et des capacités proprioceptives (Santamaria & Webster, 2010). C'est pourquoi dans un état de fatigue, il est plus probable de prendre de mauvaises décisions, que la perception de l'environnement soit faussée, que le temps de réaction soit plus long et que les stratégies de déplacement ne soient pas optimales (Borotikar et al., 2008).

La fatigue est divisée en deux catégories : centrale et périphérique. La fatigue périphérique correspond à une diminution de la capacité d'un muscle à générer une force. Elle est généralement le résultat de facteurs métaboliques ou de dommages aux muscles si les contractions excentriques, c'est-à-dire associées à un étirement du muscle, sont importantes. La diminution graduelle du niveau d'activation volontaire du muscle reflète quant à elle une fatigue centrale. Elle est le résultat d'épisodes prolongés d'exercices sous-maximaux qui induisent une transmission inadaptée du travail musculaire. Il semble que le risque de blessure au LCA soit impacté par ces deux aspects de la fatigue. En effet, les tâches sportives

dynamiques demandent une production de force et un contrôle aussi bien au niveau central que périphérique. Néanmoins, il a été prouvé qu'induire de la fatigue seulement dans un des membres inférieurs impacte également le membre opposé lors de l'exécution d'atterrissages dans un contexte sportif. Ce qui laisse supposer que cette tâche est gouvernée par un mécanisme de fatigue centrale (McLean & Samorezov, 2009).

De nombreux chercheurs se sont penchés sur l'impact que la fatigue possède sur une tâche motrice telle que l'atterrissage et ainsi sur la rupture du LCA. Pour amener un sujet jusqu'à un état de fatigue, plusieurs protocoles résumés dans le Tableau 1.1 sont utilisés, comme des exercices sportifs, des exercices de résistance ou de course à pied. Les effets de la fatigue peuvent être testés pendant le protocole de fatigue, c'est-à-dire que les exercices de fatigue sont alternés avec les tâches motrices à l'étude et que la fatigue est analysée progressivement. Ce type d'analyse permet de suivre l'évolution de la fatigue tout au long du protocole. Une autre méthode de test consiste à évaluer l'effet de la fatigue sur une tâche motrice avant et après la réalisation complète du protocole de fatigue. Par ailleurs, la fatigue peut également être dite locale ou générale. La fatigue locale concerne des groupes de muscles ciblés tandis que la fatigue générale, qui vise à fatiguer entièrement le membre à l'étude, est plus représentative des mouvements rencontrés lors d'activités sportives. Les exercices permettant de conduire à une fatigue générale semblent également induire une fatigue centrale et périphérique (Borotikar et al., 2008).

Tableau 1.1 Description de protocoles de fatigue

Article	Protocole de fatigue	Type d'analyse	Durée du protocole
Benjaminse et al. (2008)	Course sur tapis avec augmentation graduelle de la vitesse	Pré- post-fatigue	Courir jusqu'à épuisement
Borotikar et al. (2008)	Exercices sportifs (séries de squats)	Progressive de la fatigue	Le participant ne parvient plus à compléter un nombre donné de squats
Chappell et al. (2005)	Combinaison de séries de sauts verticaux et de sprints	Pré- post-fatigue	Jusqu'à épuisement
Cortes et al. (2014)	Exercices sportifs (séries de « Counter Movement Jump » (CMJ), step-ups, squats et course d'agilité)	Progressive de la fatigue	Le participant n'est plus capable d'atteindre une hauteur de saut donnée ou atteindre un pourcentage donné de la fréquence cardiaque maximum
Coventry et al. (2006)	Exercices sportifs (séries de CMJ et squats)	Progressive de la fatigue	Jusqu'à épuisement
Kernozek et al. (2008)	Exercices de résistance (séries de squats avec un poids)	Pré- post-fatigue	Au moins 4 séries et plus si nécessaire
Madigan et Pidcoe (2003)	Exercices sportifs (séries de squats)	Progressive de la fatigue	Jusqu'à épuisement
McLean et al. (2007)	Séries de step-ups et de bonds en avant	Pré- post-fatigue	Répéter la série d'exercices pendant 4min
(McLean & Samorezov, 2009)	Exercices sportifs (séries de squats)	Progressive de la fatigue	Le participant ne parvient plus à compléter un nombre donné de squats
Orishimo et Kremenec (2006)	Séries de step-ups	Pré- post-fatigue	Compléter au moins 2 séries de step-ups et plus si nécessaire
Pappas, Sheikhzadeh, Hagins, et Nordin (2007)	Série de sauts (sauts d'obstacles et sauts verticaux)	Pré- post-fatigue	1 Série de sauts
Smith et al. (2009)	Exercices de résistance	Pré- post-fatigue	Contraction isométrique volontaire maximum passe en dessous de 50%
Webster, Santamaria, McClelland, et Feller (2012)	Exercices sportifs (séries de squats et sauts verticaux)	Progressive de la fatigue	Au moins 5 séries et plus si nécessaire. La hauteur des sauts diminue en dessous d'une certaine valeur et le protocole ne peut plus être réalisé

La fatigue peut causer une diminution du contrôle neuromusculaire du membre inférieur aussi bien d'un point de vue cinétique que cinématique. En effet, lors de l'exécution de tâches de « *stop-jump* », des athlètes fatigués démontrent une diminution de l'angle de flexion au genou, une augmentation des moments en varus du genou ainsi que de la force de réaction AP située dans la partie proximale du tibia (Alentorn-Geli et al., 2009; Chappell et al., 2005; Griffin et al., 2006). Les effets de la fatigue sur les paramètres cinématiques peuvent se ressentir au niveau d'une diminution de l'angle de flexion au genou au moment du contact initial (McLean & Samorezov, 2009), d'une valeur d'angle d'abduction au genou initiale et maximale plus importante et de mouvements de rotation interne au genou plus importants (McLean et al., 2007). Ceci a pour conséquence d'accroître le chargement sur le LCA (Griffin et al., 2006), ce qui augmenterait ainsi le risque de blessure. Borotikar et al. (2008) ont également remarqué des changements au niveau des articulations de la hanche et de la cheville. La fatigue peut augmenter l'extension et la rotation interne à la hanche au moment du contact initial, ainsi que les angles de rotation interne et de supination à la cheville. D'un point de vue dynamique, McLean et Samorezov (2009) ont rapporté une augmentation des moments de rotation interne à la hanche et d'abduction au genou ainsi qu'une diminution des moments de flexion au genou. Alors que McLean et al. (2007) ont noté une valeur maximale plus importante des moments de rotation interne, d'abduction et d'adduction au genou lorsque les participants sont fatigués.

En présence de fatigue, la force de réaction AP semble être particulièrement plus importante chez les femmes, ce qui indique une augmentation de la translation antérieure du tibia et ainsi une augmentation du chargement sur le LCA (Chappell et al., 2005). Pappas, Sheikhzadeh, et al. (2007) ont également montré que la fatigue induit une augmentation de la force de réaction verticale au sol et de l'angle en valgus au genou. Le moment en valgus au genou est également plus important pour les femmes en état de fatigue et sa valeur maximale survient plus tôt lors de l'atterrissage que chez les hommes. Des moments en varus ou valgus tendent à augmenter la tension sur le LCA (Chappell et al., 2005; McLean et al., 2007).

Par ailleurs il est important de remarquer que ces altérations dépendent de la tâche employée pour conduire à un état de fatigue, mais également de la tâche étudiée, comme des atterrissages bilatéraux ou unilatéraux (Chavez, 2011). Il semble que ces altérations mettent à risque le LCA à partir de 50% de la fatigue maximale du sujet (Borotikar et al., 2008; Chappell et al., 2005; Cortes et al., 2014; Coventry et al., 2006; Kernozek et al., 2008; McLean et al., 2007; McLean & Samorezov, 2009). En plus des altérations biomécaniques, la fatigue peut aussi être associée avec une diminution de la proprioception du genou et une augmentation de la laxité articulaire qui dégrade la capacité des muscles à stabiliser l'articulation (Borotikar et al., 2008; McLean et al., 2007; McLean & Samorezov, 2009).

Il est néanmoins important de remarquer que la fatigue ne semble pas être un facteur de risque isolé. La fatigue contribue effectivement à d'autres facteurs comme lors de tâches non anticipées (Alentorn-Geli et al., 2009; Borotikar et al., 2008). Il est rare que les effets de la fatigue et la prise de décision existent indépendamment l'un de l'autre en situation de jeu réel. Il est d'ailleurs probable que combinés, ils représentent le pire scénario en termes de blessure au LCA (Borotikar et al., 2008). Méjane (2015) a d'ailleurs montré que l'abduction au genou est d'autant plus forte pour certains athlètes lorsque la fatigue est combinée avec une tâche perceptivo-cognitive.

1.2.3.5 Facteurs cognitifs

Des études se sont intéressées aux altérations issues de charges cognitives, sur la biomécanique du membre inférieur pouvant conduire à une blessure au LCA. Celle qui est la plus référencée dans la littérature concerne la prise de décision ou la planification lors d'une action de jeu (Almonroeder, Garcia, & Kurt, 2015; Borotikar et al., 2008; McLean & Samorezov, 2009; Méjane, 2015). Par ailleurs, il a été prouvé que des faiblesses au niveau des performances cognitives affectent de manière négative le risque de blessure (Swanik, Covassin, Stearne, & Schatz, 2007). C'est pourquoi de nombreux chercheurs ont choisi d'introduire une charge cognitive dans leur protocole (Dai et al., 2017; Meyer, 2016). Cela

permet également de se rapprocher d'une situation de jeu réelle bien que le protocole soit réalisé en laboratoire (Olsen et al., 2004; Pollard, Davis, & Hamill, 2004).

L'anticipation semble posséder un effet significatif sur la mécanique du membre inférieur et particulièrement au niveau du genou et de la cuisse. Celle-ci permet en effet à un athlète de planifier son mouvement. À l'inverse, une tâche non anticipée entraîne des patrons de mouvement biomécanique qui peuvent augmenter le risque de blessure au LCA (Almonroeder et al., 2015). Ces modifications sont probablement dues à un temps réduit pour pouvoir réagir de façon appropriée (Besier, Lloyd, Ackland, & Cochrane, 2001). L'anticipation semble en effet avoir un impact sur les moments au genou ainsi que les angles et moments à la hanche. Ces altérations dépendent cependant de la tâche réalisée (Houck, Duncan, & De Haven, 2006). Par exemple, certains athlètes affichent une augmentation des moments d'abduction et de rotation interne au genou lorsqu'une tâche de course à pied, « *sidestepping* » ou « *crossovercut* » n'est pas anticipée (Besier et al., 2001) ou encore une augmentation de l'angle et des moments de rotation interne à la hanche ainsi qu'une diminution de l'angle de flexion à la hanche lors d'un atterrissage sur une jambe (McLean & Samorezov, 2009). Par ailleurs, la fatigue combinée avec une prise de décision, ou une condition non anticipée conduisent souvent à des stratégies neuromusculaires altérant la cinématique du membre inférieur d'un athlète, le plaçant face à un risque plus important de blessure. La prise de décision et la fatigue ont un effet sur l'angle de flexion au genou au moment du contact initial. Effectuer un atterrissage dans une condition où la planification n'est pas possible et dans un état de fatigue physique est le pire scénario par rapport au risque de blessure au LCA (Borotikar et al., 2008; Cortes et al., 2014). Certains effets de la fatigue sur la biomécanique du membre inférieur sont en effet augmentés (rotation interne et flexion de la hanche, angles et moments d'abduction au genou) (Borotikar et al., 2008; McLean & Samorezov, 2009).

Une performance neurocognitive faible est généralement associée avec un risque plus important de blessure au LCA. Les mécanismes conduisant à cette augmentation impliquent une perte de coordination et des performances sportives réduites (Herman, Zaremski,

Vincent, & Vincent, 2015; Swanik et al., 2007). Swanik et al. (2007) ont comparé les résultats pré-saison, obtenus lors d'un test neurocognitif (ImPACT), d'un groupe d'athlètes ayant subi une blessure au LCA à un groupe de contrôle. Ils ont démontré que le groupe d'athlètes blessés était moins performant au test que le groupe de contrôle. Ils possèdent en effet un temps de réaction ainsi qu'une vitesse de traitement de l'information plus lents, et leurs scores dans les domaines de la mémoire verbale et visuelle sont moins bons. Herman et Barth (2016) ont quant à eux démontré qu'une performance neurocognitive réduite est liée avec une technique d'atterrissage jugée à risque pour le LCA. En effet, les athlètes possédant des scores plus faibles à un test neurocognitif (Concussion Resolution Index) sont ceux qui présentent des déficits de performance neuromusculaire lors d'une tâche composée de sauts et d'atterrissages. La force maximale de réaction au sol ainsi que la force de cisaillement maximale proximale antérieure tibiale sont plus importantes pour le groupe avec de faibles performances neurocognitives. L'angle de flexion au tronc est quant à lui plus faible, et les angles ainsi que les moments d'abduction au genou sont plus importants. Il semble par ailleurs que ces mouvements au genou aient la capacité de prédire un risque de blessure plus élevé au LCA pour des athlètes féminines (Hewett et al., 2005).

Dans un contexte sportif, le terme « performance neurocognitive » représente l'attention visuelle, l'autocontrôle, la performance motrice fine, la vitesse de traitement de l'information, le temps de réaction et la capacité de double tâche. Il existe un lien entre ces dimensions et le contrôle neuromusculaire, l'apprentissage moteur ainsi que d'autres aspects essentiels pour la performance de l'athlète et sa sécurité. Si l'athlète présente des faiblesses dans ces dimensions neurocognitives, il sera moins apte à réaliser une action avec succès et en toute sécurité. En effet, l'attention et la vitesse de traitement de l'information permettent à un athlète d'évaluer l'environnement de jeu, alors que le temps de réaction et la capacité de double tâche permettent à l'athlète de s'ajuster rapidement aux modifications de l'environnement de jeu tout en conservant une performance maximale lors des tâches. Grâce à des compétences motrices fines et à un autocontrôle habile, ces réponses motrices peuvent être réalisées adéquatement. Si ces dimensions présentent des faiblesses, il sera plus compliqué pour un athlète d'interpréter et d'évaluer les informations conflictuelles de

l'environnement de jeu. Il sera donc sujet à un nombre plus important d'erreurs de jugement et ses performances motrices pourraient être compromises. Ceci peut conduire à des actions qui présentent un risque élevé de blessure. Un temps de réaction anormalement long est d'ailleurs associé à des antécédents de blessures musculo-squelettiques chez des joueurs de soccer (Herman et al., 2015; Swanik et al., 2007).

1.3 Tâche cognitive

L'attention est généralement associée aux notions de concentration, de mémorisation ainsi qu'au signalement d'une situation dangereuse. Elle intervient dans le processus de traitement d'une information par le cerveau. C'est un concept qui fait partie de la cognition (Beauchet & Berrut, 2006).

Une situation de jeu requiert de l'athlète qu'il puisse être capable de traiter les informations provenant de différentes zones de son champ visuel tout en restant attentif à son environnement en mouvement constant. La rapidité et la variabilité des mouvements des différents éléments sur le terrain (ballon, adversaires, coéquipiers) rendent cette tâche encore plus complexe. Plus le niveau de compétition est élevé, plus la rapidité avec laquelle ces tâches mentales doivent être réalisées augmente (Faubert & Sidebottom, 2012).

Lors de tests réalisés sur des participants sains. Il a été montré que la vitesse et la cadence de marche ainsi que la longueur de foulée diminuent lorsqu'une tâche cognitive est ajoutée comparé à une tâche de marche réalisée seule. Il est important de remarquer que ces paramètres peuvent aussi dépendre de l'âge et de la santé mentale du sujet (Al-Yahya et al., 2011). Le simple fait de marcher en consultant son cellulaire diminue la capacité à identifier des changements dans l'environnement et modifie la démarche (Lim, Amado, Sheehan, & Van Emmerik, 2015). L'ajout d'une tâche cognitive à une tâche motrice telle que la marche semble ainsi avoir un impact sur le contrôle moteur.

1.3.1 Division de l'attention en milieu sportif

Une double tâche fait référence à la réalisation simultanée de deux tâches : une tâche principale et une tâche secondaire (Beauchet & Berrut, 2006; Huang & Mercer, 2001). En recherche, ce paradigme est utilisé pour évaluer l'effort d'attention lié à une tâche motrice, la tâche principale. Il peut aussi avoir pour but d'étudier les effets de tâches cognitives ou motrices concomitantes sur les performances motrices. Il est alors appelé division de l'attention. La performance de la tâche principale est liée à la capacité de traitement de l'information. Plus la tâche sera exigeante, plus la proportion de la capacité de traitement allouée à cette tâche sera importante. Par ailleurs, cette capacité est limitée. La performance de la tâche secondaire sera donc directement influencée par la quantité restante de la capacité de traitement. Cependant, ces hypothèses sont controversées par certains chercheurs qui stipulent qu'il est possible de sacrifier une partie de la performance de la tâche principale au bénéfice de la tâche secondaire. Il est également possible que la capacité de traitement ne soit pas limitée. En effet, cette capacité semble évoluer en fonction de la tâche demandée (Huang & Mercer, 2001). Dans un contexte sportif, la tâche impliquant l'attention est la tâche principale alors que la tâche motrice, comme par exemple tirer dans un ballon ou faire une passe, correspond la tâche secondaire. Il est alors possible de remarquer des interférences dans les performances de l'une ou des deux tâches en les comparant dans des conditions de simple et double tâche (Beauchet & Berrut, 2006).

En s'intéressant au contexte plus particulier des sports d'équipes, ils impliquent pour un joueur, plus précisément un gardien de soccer dans la Figure 1.11, de suivre le ballon en tentant simultanément de prédire les déplacements de ses adversaires ainsi que de ses coéquipiers, pour pouvoir anticiper les mouvements ainsi que les passes et intervenir correctement. Lors de situations de jeu qui augmentent fortement la charge cognitive, il est fréquent de constater que certains athlètes professionnels commettent des erreurs qu'ils n'auraient pas produites lors des entraînements, comme des ballons échappés ou des tirs imprécis. Une des raisons évoquées par Faubert et Sidebottom (2012) est qu'une haute demande perceptivo-cognitive diminue les ressources qui sont normalement allouées au

contrôle moteur. Par ailleurs en situation de jeu, les conditions imposent aux joueurs de prendre des décisions rapides et précises. Ils sont en effet, soumis à la pression des adversaires qui essaient de restreindre le champ d'action disponible, que ce soit par rapport au temps ou à l'espace (Casanova, Oliveira, Williams, & Garganta, 2009). On dénombre par ailleurs de plus nombreuses blessures en compétitions que lors des entrainements (Kobayashi et al., 2010).

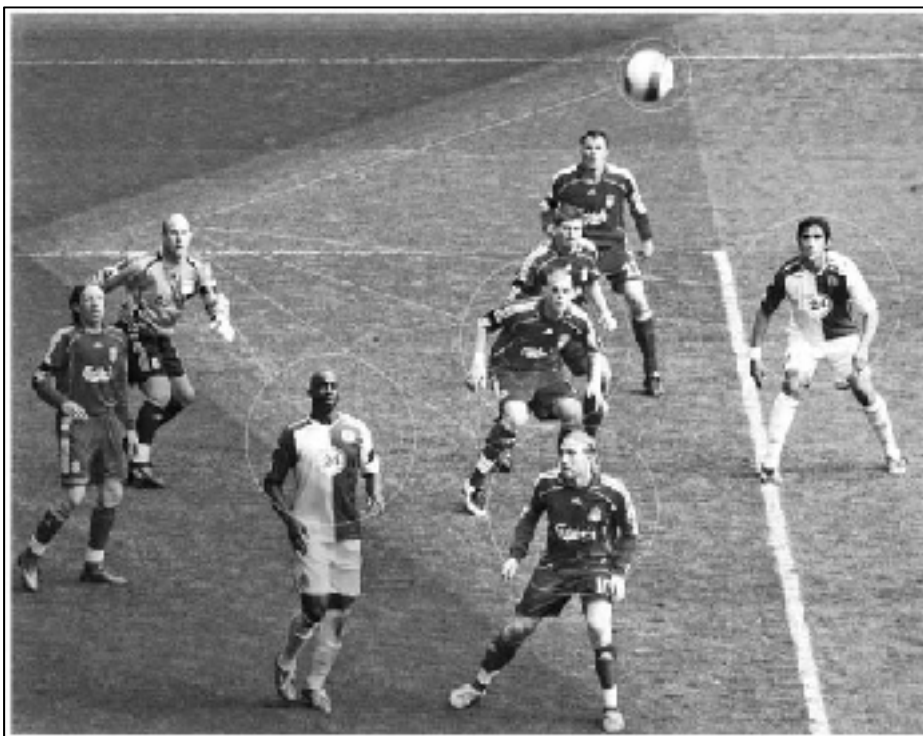


Figure 1.11 Représentation de la demande cognitive d'un gardien de but en situation de jeu
Tirée de Faubert et Sidebottom (2012)

1.3.2 Multiple Object Tracking (MOT)

La méthode généralement utilisée jusqu'à présent pour entrainer la fonction cognitive des athlètes implique de détecter et de réagir à un flash lumineux. Cependant, le processus nécessaire pour traiter de telles informations est différent de celui permettant de traiter des mouvements complexes dans un environnement visuel dynamique. Une des méthodes qui

permet de recréer une situation de jeu réelle est la tâche de multiple object tracking (MOT). En effet, lors d'un exercice de suivi de cible, l'attention du sujet est divisée entre plusieurs éléments en mouvement dans un environnement dynamique où les éléments interagissent en rebondissant ou en s'occluant les uns les autres, comme lors d'une action de jeu (Faubert & Sidebottom, 2012).

La plupart des sports d'équipes, tout comme de nombreuses activités de la vie quotidienne, nécessitent que l'attention des individus soit dirigée vers plusieurs zones d'intérêt et de suivre plusieurs cibles (Cavanagh & Alvarez, 2005; Faubert & Sidebottom, 2012). L'étude de Pylyshyn et Sorm (1988) fut une des premières à démontrer qu'il est possible pour un individu de suivre simultanément 4 cibles. Pour obtenir ces résultats, les auteurs ont projeté plusieurs éléments identiques en mouvement sur un écran rectangulaire. Pour identifier les cibles à suivre, (a) certains éléments changent brièvement de couleur au début de l'exercice, (b) puis ils reprennent leur couleur initiale avant de se mettre en mouvement pour une durée de 7 à 15s. Ces formes peuvent rebondir les unes contre les autres et contre les bords de l'écran. À la fin de l'exercice, (c) une seule des formes change de couleur et le participant doit indiquer s'il s'agit d'une cible ou non (Figure 1.12). Mais cette capacité dépend de chaque individu. Il semblerait en effet que les athlètes professionnels de haut niveau performant mieux lors d'une tâche de suivi de cibles (Cavanagh & Alvarez, 2005).

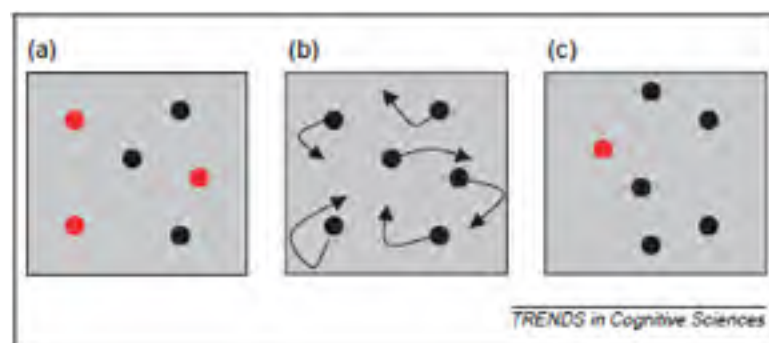


Figure 1.12 Exercice de MOT développé par
Pylyshyn et Sorm (1988)
Tirée de Cavanagh et Alvarez (2005)

1.3.3 Impact combiné de la fatigue et d'une tâche perceptivo-cognitive

Méjane (2015) a évalué dans son projet l'impact de la combinaison de la fatigue musculaire et d'une tâche perceptivo-cognitive de MOT sur la biomécanique de l'atterrissage d'athlètes sains. Les participants de son étude devaient réaliser une série d'atterrissages unilatéraux dans deux conditions : sans et avec MOT. Les atterrissages ont ensuite été répétés après que les participants aient complété un protocole de fatigue. Les résultats de son étude lui ont permis d'identifier un sous-groupe de 8 athlètes (sur 19 participants) qui démontrent une augmentation de l'angle maximale d'abduction au genou lorsque la tâche de MOT est combinée avec la fatigue. Or l'abduction au genou est un paramètre connu pour augmenter la contrainte appliquée sur le LCA (Cortes et al., 2014; McLean et al., 2007). Il a ainsi supposé que le risque de blessure est plus élevé chez les athlètes qui démontrent une modification similaire de leur stratégie d'atterrissage. Cependant, il ne s'est pas intéressé à identifier les caractéristiques spécifiques de ces athlètes et son protocole expérimental est long et compliqué à mettre en place. Il est possible de supposer que d'autres tests cognitifs et moteurs plus simples pourraient permettre de tirer les mêmes conclusions et ainsi de dépister les athlètes plus susceptibles de se blesser.

CHAPITRE 2

PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS DE L'ÉTUDE

2.1 Problématique

Il est largement accepté dans la littérature que la fatigue possède des effets négatifs sur la biomécanique de l'atterrissage. En effet, elle induit des modifications dans les stratégies d'atterrissage qui mettent à risque le LCA. Pour contrer ses effets, des entraînements neuromusculaires ont été mis en place au sein des protocoles de prévention, mais malgré cet entraînement, les ruptures du LCA continuent d'affecter les sportifs, ce qui laisse penser qu'il demeure d'autres facteurs sur lesquels il serait également possible d'agir. Or en situation de jeu réelle, les athlètes sont soumis à une charge cognitive importante. Ils doivent être capables de diviser leur ressource cognitive entre l'évaluation de l'environnement de jeu et la mise en place d'une stratégie de déplacement adéquate. C'est pourquoi des études de plus en plus nombreuses ont cherché à évaluer les effets d'une charge cognitive ou d'une performance cognitive sur la biomécanique de l'atterrissage. Les résultats de ces études montrent que l'ajout d'une tâche cognitive induit des modifications dans la biomécanique de l'atterrissage. Cependant, la tâche cognitive utilisée dans les protocoles expérimentaux est souvent peu représentative d'une situation de jeu réelle. Par ailleurs, aucune étude récente évaluant les effets entre une charge cognitive et la biomécanique de l'atterrissage, ne s'est intéressée à trouver un lien entre ces effets et des tests cognitifs et moteurs simples.

En évaluant l'impact combiné d'une tâche cognitive de MOT avec la fatigue physique sur la biomécanique du membre inférieur lors d'atterrissages, Méjane (2015) a montré que l'angle d'abduction au genou augmente à la position maximale (PM) pour un sous-groupe de participantes. Il semble donc pertinent d'évaluer l'effet de cette combinaison sur les changements observés dans la biomécanique de l'atterrissage en situation de jeu réelle, ainsi que d'identifier s'il existe une corrélation entre cet effet et des tâches plus simples. Cette étude pourrait ainsi aider au dépistage des athlètes plus à risque de se rompre le LCA en identifiant des caractéristiques encore méconnues.

2.2 Objectif et hypothèses de recherche

L'objectif général de ce projet est d'identifier les caractéristiques des athlètes pour qui la charge cognitive possède un effet plus important sur la biomécanique de l'atterrissage.

Les objectifs spécifiques vont venir compléter cet objectif général :

- Quantifier l'impact combiné d'une tâche perceptivo-cognitive et de la fatigue physique sur les changements biomécaniques observés lors d'un atterrissage en situation de jeu réelle;
- Quantifier l'effet d'une tâche perceptivo-cognitive sur une tâche motrice simple;
- Évaluer les liens entre l'effet d'une tâche perceptivo-cognitive avec a) une tâche motrice simple et b) un test neurocognitif.

Pour ce faire, plusieurs hypothèses de recherche ont été émises :

- L'ajout d'une tâche perceptivo-cognitive combinée à la fatigue musculaire entraîne des changements biomécaniques lors d'exercices d'atterrissage;
- Les athlètes démontrant des changements dans leur biomécanique d'atterrissage possèdent des scores plus faibles que le reste des participants lors de la réalisation d'un test neurocognitif;
- Les athlètes démontrant des changements dans leur biomécanique d'atterrissage sont plus affectés par une tâche perceptivo-cognitive quand ils réalisent une tâche motrice simple.

CHAPITRE 3

MÉTHODOLOGIE

3.1 Participants

Un total de 16 athlètes en bonne santé (10 femmes et 6 hommes) et appartenant à la tranche d'âge des 18 à 35 ans ont été recrutés pour participer à cette étude. Les participants pratiquent un sport d'équipe impliquant des sauts (soccer, rugby, hockey, ultimate frisbee, basket et handball) au moins une fois par semaine pour un minimum d'une heure par entraînement depuis plus d'un an.

Les critères d'exclusion de l'étude sont les suivants : a) avoir subi une intervention chirurgicale au genou, b) avoir subi une blessure au membre inférieur datant de moins de 6 mois, c) avoir subi une commotion cérébrale durant l'année précédente, d) ressentir une douleur ou un inconfort pouvant impacter la biomécanique de l'atterrissage, e) être sous médication agissant sur l'état de vigilance et l'attention, f) avoir déjà utilisé le MOT, e) avoir connaissance d'une grossesse en cours et f) avoir pratiqué une activité sportive dans les 24h précédant la séance d'acquisition.

Le protocole expérimental a été approuvé par le CÉR du CRCHUM (Centre de recherche du Centre hospitalier de l'Université de Montréal), où se sont déroulées les acquisitions, ainsi que celui de l'ÉTS. Chaque participant a signé un formulaire d'information et de consentement au début de la séance d'expérimentation.

3.2 Protocole expérimental

Avant de commencer les acquisitions, chaque participant a rempli un questionnaire de renseignements personnels permettant d'obtenir des informations de type anthropométriques et de vérifier leur éligibilité à l'étude. Ces données sont répertoriées en ANNEXE I. Une fois le questionnaire complété, les participants ont réalisé un protocole expérimental divisé en 4

phases détaillées dans la suite de ce texte, comprenant un test neurocognitif, un exercice de suivi de cibles, une tâche biomécanique simple ainsi qu'une tâche d'atterrissage. Un schéma représentant le déroulement d'une séance d'acquisition est disponible en ANNEXE II.

3.2.1 Phase 1 : Test neurocognitif

Le premier exercice du protocole expérimental consistait à réaliser un test neurocognitif dispensé grâce au logiciel IVA-AE2 (*Integrated Visual and Auditory – Advanced Edition 2, BrainTrain*). Ce test est généralement utilisé pour évaluer les troubles et déficits de l'attention avec ou sans hyperactivité. Il aide également à évaluer la récupération à la suite d'une commotion cérébrale puisqu'un des symptômes couramment associé aux dommages cérébraux implique des changements dans les capacités liées à l'attention. Ainsi, ce test neurocognitif permet de tester et d'évaluer l'attention et l'impulsivité auditive et visuelle grâce à la mesure de la performance à une tâche automatisée banale. Il évalue l'habileté à ignorer des stimuli distractifs, aussi bien que la capacité à se concentrer sur des informations importantes (Arble, Kuentzel, & Barnett, 2014). Ce logiciel mesure en particulier le temps de réaction ainsi que l'exactitude et la variabilité des réponses dans différentes conditions, l'impulsivité et les capacités de traitement liés aux différents domaines de l'attention (*focused attention, selective attention, sustained attention, divided attention, et alternating attention*) (Tinius, 2003; Tollander, 2011). En effet, ces caractéristiques peuvent avoir un impact conséquent sur les fonctions cognitives (Tinius, 2003).

La tâche à réaliser consistait à répondre à des stimuli auditifs et visuels. Des nombres allant de 2 à 8 étaient affichés à intervalle d'une seconde sur un écran d'ordinateur, tandis que des nombres différents étaient énoncés simultanément à l'oral. La tâche demandée au participant consistait à cliquer sur la souris d'ordinateur lorsqu'un « 3 » s'affichait ou lorsqu'un « 5 » était présenté verbalement. Les stimuli verbaux étaient prononcés par une variété de voix et les stimuli visuels étaient affichés avec différentes polices. Les informations étaient recueillies pendant 5 séries de 100 essais (500 essais au total). Une série comprenait deux périodes de 50 essais. Lors de la première période, les cibles représentaient

84% des stimuli (42 cibles pour 8 distractions) alors que pour la seconde période, elles ne représentaient plus que 16% des stimuli (8 cibles pour 42 distractions). Le participant disposait d'un temps d'échauffement avant de compléter les séries, lui permettant de prendre en main l'exercice.

Plusieurs types d'erreurs sont répertoriées lors de ce test par exemple les erreurs d'omission liées à l'inattention, ou encore les erreurs de commission liées à l'impulsivité. Une variété d'échelles sont ensuite construites en utilisant les types d'erreurs de réponse (Tollander, 2011), incluant des échelles primaires et des échelles globales. Ces dernières sont calculées en combinant les scores de différentes échelles primaires. Par exemple, l'échelle « *Full-Scale Response Control Quotient* » est construite à partir de la combinaison de 3 échelles primaires qui mesurent l'impulsivité (« *Prudence* »), la variabilité du temps de réaction pour les réponses correctes (« *Consistency* ») ainsi que l'habileté à maintenir l'effort et l'attention dans la durée (« *Stamina* »). Une liste des scores mesurés et leur définition sont répertoriés en ANNEXE III.

Basé sur des critères semblables à ceux utilisés par Herman et Barth (2016), les participants ont été divisés en 2 groupes selon les scores globaux visuels obtenus : un groupe haute performance (HP) et un groupe basse performance (BP). Il semble en effet plus pertinent d'utiliser les scores dans le domaine visuel, car la tâche cognitive employée dans la suite du protocole est une tâche visuelle. Les participants ayant au moins un score supérieur au 3^{ème} quartile et pas plus de 3 scores inférieurs ou égaux au 2^{ème} quartile, ou possédant au moins 5 scores supérieurs au 2^{ème} quartile ont été inclus dans le groupe HP. Les participants inclus dans le groupe BP possèdent quant à eux au moins un score en dessous du 1^{er} quartile et pas plus de 3 scores supérieurs au 2^{ème} quartile, ou au moins 5 scores inférieurs au 2^{ème} quartile.

Dans la suite du protocole, une tâche de MOT a été utilisée pour évaluer l'influence d'une charge cognitive sur différentes tâches biomécaniques. Il a donc été nécessaire de déterminer la vitesse de déplacements des formes.

3.2.2 Phase 2 : Exercice de suivi de cibles

Suite au test neurocognitif, le participant était invité à réaliser un exercice de suivi de cibles ou MOT. La tâche de MOT utilisée dans le présent projet a été développée par Faubert et Sidebottom (2012) et a été appliquée par Méjane (2015) dans son propre projet. Elle comprend 5 étapes illustrées Figure 3.1:

- Huit sphères de forme et de couleur identiques apparaissaient de façon aléatoire sur un écran de 279.4 cm (110 pouces) situé en face du participant (430 cm), dans un environnement 3D (Figure 3.2). Le participant devait alors porter des lunettes stéréoscopiques;
- Durant 3 secondes, 3 formes étaient mises en relief et se coloraient en orange. Elles constituaient les cibles que le participant avait à suivre pendant l'exercice, il devait donc les repérer;
- Après avoir repris leur couleur initiale, les sphères se mettaient en mouvement pendant une durée de 8 secondes. Pendant ce laps de temps, les sphères pouvaient s'entrechoquer ou se croiser, rebondir sur les bords de l'environnement. Cela implique qu'elles pouvaient changer de direction de façon soudaine ou bien être occultées par d'autres sphères;
- Elles s'immobilisaient ensuite puis des chiffres apparaissaient au centre de chaque sphère pour permettre au participant d'indiquer les 3 sphères qui constituaient les cibles d'après lui. Selon sa capacité à identifier ou non les cibles, la vitesse de déplacement des sphères était respectivement augmentée ou diminuée.

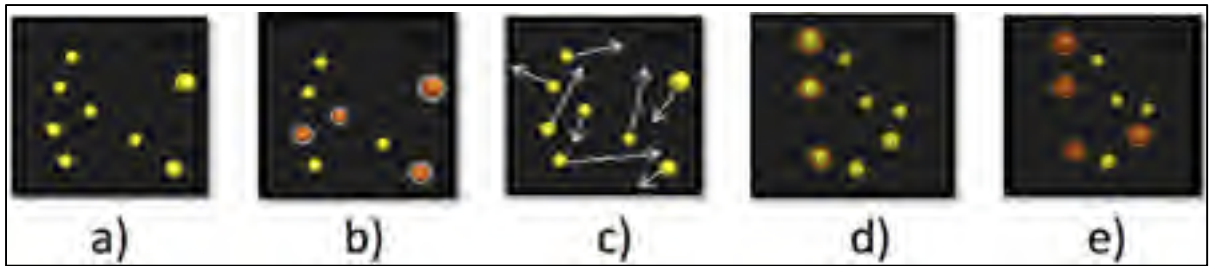


Figure 3.1 Étapes du MOT : a) 8 sphères identiques apparaissent sur un écran, b) des cibles à suivre sont identifiées par une couleur différente, c) les cibles reprennent leur couleur initiale et les sphères se mettent en mouvement, d) les sphères s'arrêtent, le participant doit retrouver les cibles et e) un retour est donné au participant.

Tirée de Faubert (2013)

Cet exercice avait pour objectif de déterminer le seuil de vitesse maximal des sphères qui correspond à la vitesse à laquelle le participant peut suivre et identifier correctement les 3 cibles. Le participant devait alors compléter 3 séries de 20 répétitions chacune. Lorsqu'il parvenait à identifier correctement les 3 cibles, la vitesse de déplacement des sphères augmentait lors de la répétition suivante. À l'inverse, lorsqu'il ne parvenait pas à identifier les 3 cibles, la vitesse des sphères diminuait. Ce seuil a été calculé à partir de la moyenne des résultats obtenus à la fin des 3 séries et a permis de fixer la vitesse de déplacement des sphères lors des deux prochaines étapes. En effet, l'exercice de suivi de cibles a été utilisé dans la suite du protocole pour évaluer l'effet d'une charge cognitive sur des tâches motrices.



Figure 3.2 Configuration de l'exercice de suivi de cibles

3.2.3 Phase 3 : Tâche motrice simple

La suite du protocole consistait à réaliser un test combinant une tâche motrice simple avec une tâche cognitive :

- La tâche motrice demandait au participant d'exécuter un exercice simple qui consistait à appuyer avec le pied sur deux plateformes de force AMTI OR6-7 (*Advanced Mechanical Technology, Inc.*, Watertown, MA) situées au sol et côte à côte (Figure 3.3). Pour complexifier la tâche, le pied utilisé pour appuyer sur les plateformes était le pied de la jambe non dominante. Elle correspond à la jambe avec laquelle le participant est le moins à l'aise pour frapper dans un ballon. Par ailleurs pour éviter que la tâche ne soit trop automatique le participant devait appuyer sur les plateformes de force d'après un schéma précis : Gauche → Gauche → Droite → Gauche → Droite → Droite → Répéter. Les mouvements étaient répétés pendant 8 secondes et ils devaient être réalisés le plus rapidement possible.
- La tâche cognitive utilisée lors de cette phase était l'exercice de suivi de cibles (MOT) à vitesse constante. Cette vitesse correspondait à 70% du seuil calculé lors de la phase 2. Ce pourcentage a été déterminé lors de tests préliminaires pour permettre au participant de réaliser et de réussir, tout en gardant la tâche demandante, l'exercice en double tâche, c'est-à-dire en combinant la tâche motrice avec la tâche cognitive.
- Un essai était considéré comme réussi lorsque le participant parvenait à répéter précisément le schéma de mouvement. Des omissions ou des erreurs dans le schéma étaient permises si le personnel d'acquisition jugeait que le participant restait concentré sur la tâche motrice en le regardant réaliser l'exercice. Le participant pouvait alors omettre ou se tromper sur une répétition s'il parvenait à reprendre le bon schéma de mouvement par la suite. Enfin, ce dernier devait également identifier au moins 2 cibles sur 3 pour que l'essai soit validé. Ces conditions nous permettaient de vérifier que le participant restait concentré aussi bien sur la tâche cognitive que sur la tâche motrice.

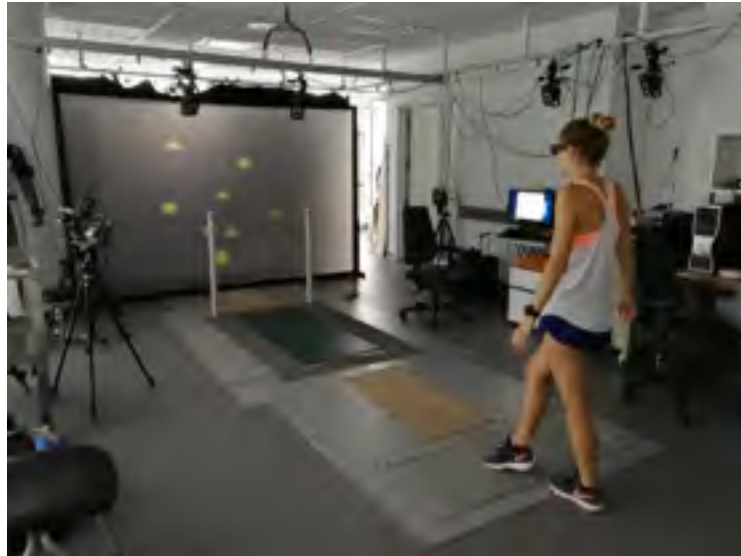


Figure 3.3 Configuration pour l'exercice de tâche motrice simple

Au total le participant devait compléter 6 essais comprenant 3 essais où la tâche motrice était réalisée seule, et 3 essais en double tâche. L'ordre d'exécution des essais s'effectuait de façon aléatoire. Lorsque la tâche motrice était réalisée seule, le responsable d'acquisition indiquait au participant quand l'exercice débutait et quand il prenait fin. Dans la condition de double tâche, le participant avait pour instruction de commencer à appuyer sur les plateformes de force au moment où les sphères se mettaient à bouger et de continuer jusqu'à ce que les sphères s'immobilisent. Le participant disposait d'une période d'échauffement de 5 minutes afin de se familiariser avec la tâche motrice et de mémoriser le mouvement à répéter. Le paramètre mesuré lors de cette étape est le nombre de fois où le participant touche les plateformes de force avec le pied.

3.2.4 Phase 4 : Tâche biomécanique d'atterrissage

Le dernier exercice à compléter par le participant était une tâche biomécanique d'atterrissage. La tâche à réaliser ainsi que le matériel utilisé sont détaillés dans la suite de ce paragraphe.

3.2.4.1 Instrumentation et calibration

Pour analyser la tâche biomécanique d'atterrissage, un système optoélectronique de capture de mouvement (Système VICON, Oxford, UK) permettant de définir la cinématique du participant a été utilisé. Ce système mesure le mouvement dans un espace 3D par le biais de douze caméras infrarouges à haute vitesse (fréquence d'acquisition de 200 Hz) qui captent le mouvement de marqueurs réfléchissants posés sur le participant. Le mouvement est ensuite retourné sur l'interface d'un logiciel (Nexus), qui permet de modéliser le participant sous forme d'axes, de segments et de jonctions. Au total, 39 marqueurs réfléchissants ont été disposés par le responsable d'acquisition sur les repères anatomiques suivant (Figure 3.4) :

- 4 marqueurs sur le torse : un marqueur au niveau de chaque articulation acromioclaviculaire, un marqueur sur le sternum et un marqueur sur la vertèbre C7;
- Une ceinture pelvienne composée de 3 marqueurs positionnés dans le plan sagittal (Sprigle, Wootten, Bresler, & Flinn, 2002);
- Deux plaques fémorales : la plaque fémorale droite est composée de 5 marqueurs contre 4 pour la plaque fémorale gauche. Elles ont été posées à l'aide de bandes élastiques et de velcro sur le côté latéral du fémur;
- 2 marqueurs sur chaque genou, positionnés sur les condyles interne et externe;
- Deux plaques tibiales : la plaque tibiale droite est composée de 4 marqueurs contre 3 pour la plaque tibiale gauche. Elles ont été posées à l'aide de bandes élastiques et de velcro sur le côté antérieur du tibia;
- 6 marqueurs sur chaque pied : talon, malléole interne et externe, naviculaire, 2^e et 5^e métatarses.

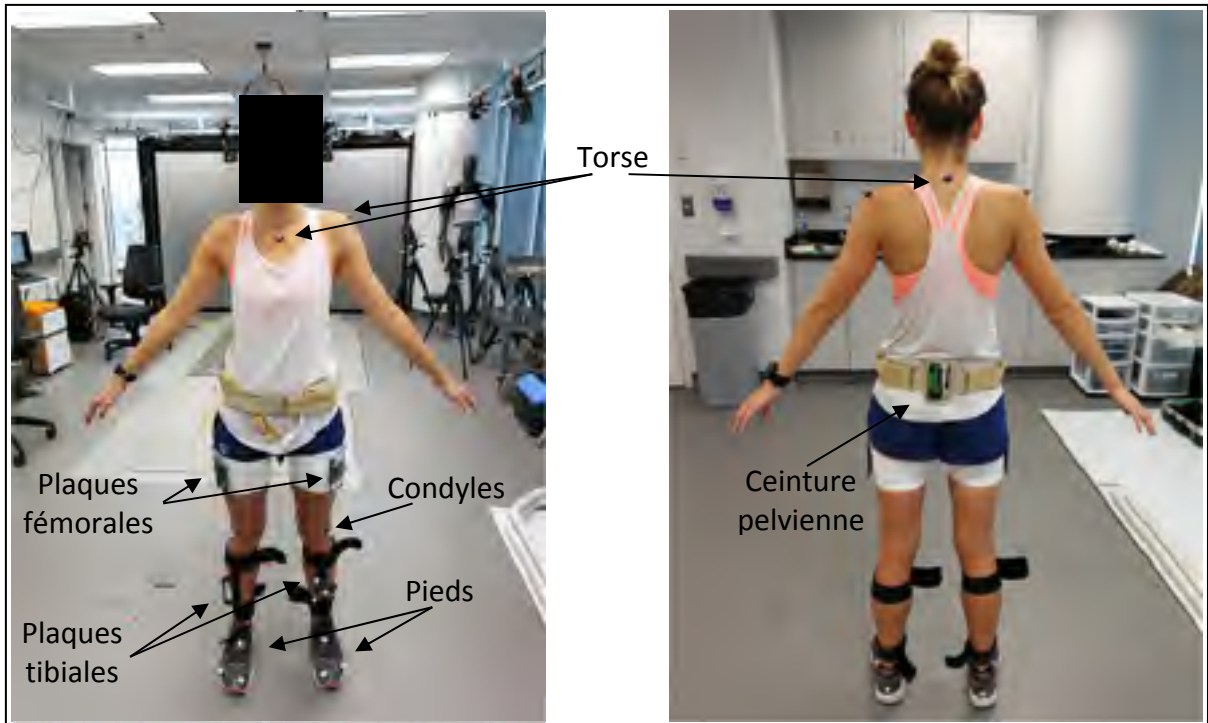


Figure 3.4 Position des marqueurs

Pour définir les différents points anatomiques qui permettent l'analyse cinématique du mouvement, chaque participant a été calibré dans le système Nexus. Lors de la calibration, différentes tâches, définies par une méthode fonctionnelle et posturale décrite par Hagemester et al. (2005), devaient être réalisées par le participant. Chacune de ces tâches ont été enregistrées pendant 10 secondes et demandaient au participant de :

- a) Rester immobile pour obtenir une acquisition statique. Cet enregistrement a permis de définir un modèle cinématique (Figure 3.5) constitué de 8 segments au niveau des pieds, des tibias et des fémurs de chaque membre inférieur, ainsi qu'au niveau du bassin et du torse. Il a également permis de définir le centre de l'articulation de la cheville dans le repère du tibia en calculant le point milieu entre les marqueurs positionnés sur les malléoles interne et externe. La même méthode utilisant le point milieu a été appliquée aux condyles interne et externe pour fournir une première estimation de la position du centre de l'articulation du genou dans le repère du fémur. Cette estimation a ensuite été affinée à l'étape d);

- b) Rester statique pour définir la position successive de 4 points anatomiques de la hanche (*Anterior Superior Iliac Spines* et *Posterior Superior Iliac Spines* gauches et droites) que le responsable d'acquisition pointait avec une baguette calibrée. Ils ont permis de définir les orientations au niveau du bassin;
- c) Effectuer des mouvements de circumduction avec la jambe tout en essayant de limiter au maximum les mouvements du bassin. Cet exercice a permis de définir le centre de la tête fémorale. La méthode utilisée a été présentée par Siston et Delp (2006). Additionnée avec b), on pouvait alors connaître les mouvements de la hanche;
- d) Placer une des jambes en avant et effectuer des mouvements de flexion/extension du genou inférieurs à 60 degrés, afin de définir l'axe moyen du genou (Churchill, Incavo, Johnson, & Beynnon, 1998);
- e) Se tenir droit avec les pieds parallèles et espacés d'une distance précise de 13,7 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 frontal connue dans le laboratoire).

Sachant qu'une analyse bilatérale de la tâche biomécanique a été réalisée, les mouvements de calibration pour les étapes c) et d) ont été effectués pour chaque jambe.

Le modèle cinématique comprend 24 degrés de liberté (DDL). Le torse est associé à 6 DDL définis par rapport au système de coordonnées du laboratoire. Les articulations de la hanche, du genou et de la cheville de chaque membre inférieur sont quant à elles associées à 3 DDL, tous définis par rapport à un repère local.

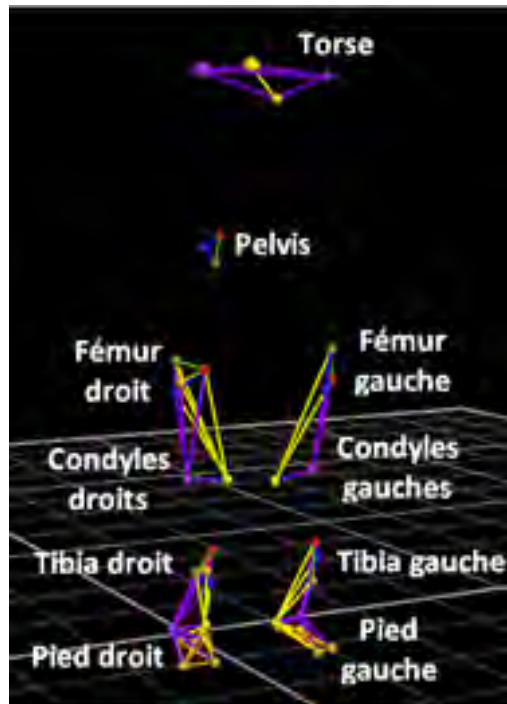


Figure 3.5 Modélisation d'un participant sous Nexus

3.2.4.2 Tâche biomécanique d'atterrissage

Une fois équipé des marqueurs et calibré dans le système Nexus, le participant était invité à effectuer un exercice biomécanique d'atterrissage similaire à celui présenté sur la Figure 3.6. La tâche biomécanique se décomposait en plusieurs phases :

- Le participant montait sur une plateforme de saut de 30cm de haut;
- Il effectuait un saut en avant sans élan et à partir d'une position fixe;
- Il atterrissait sur deux jambes;
- Chaque atterrissage était suivi d'un saut vertical qui devait être réalisé le plus haut possible.

Ceci diffère du protocole de Méjane (2015) puisqu'il impliquait des atterrissages unilatéraux suivi d'un atterrissage sur la jambe opposée. De plus, la distance entre la plateforme de saut et les plateformes de force a ici été définie en prenant comme valeur la moitié de la taille du participant (Herman & Barth, 2016). Cette configuration permettait de limiter la variabilité

des sauts entre chaque participant. En effet, la distance n'est pas fixée d'après la capacité d'un participant à effectuer des sauts le plus loin possible. Dans ce cas de figure, certains participants pourraient mettre plus au moins de volonté à exécuter leurs sauts au plus loin et éprouver des difficultés pour réussir la tâche demandée.

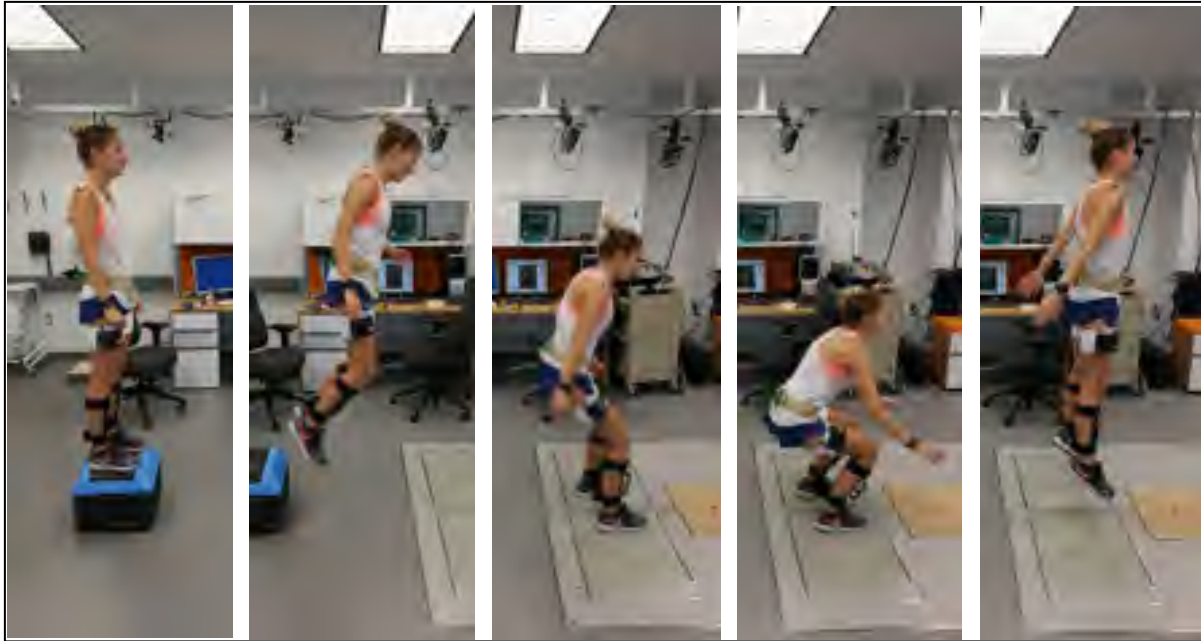


Figure 3.6 Décomposition de la tâche biomécanique d'atterrissage

Une fois que le participant s'était familiarisé avec la tâche biomécanique en pratiquant 1 ou 2 sauts, il devait réaliser un total de 12 atterrissages sur deux plateformes de force. L'exercice se décomposait en 6 atterrissages sans le suivi de cibles (MOT) et 6 atterrissages avec MOT. L'ordre d'exécution des sauts était randomisé pour chaque participant. Ils étaient informés de la présence de la tâche de MOT seulement avant le début du saut. La vitesse de déplacement des cibles était fixée à 50% du seuil de vitesse déterminé lors de la phase 2. Ce pourcentage a été déterminé lors de tests préliminaires. Il permet au participant de réaliser et réussir l'exercice en double tâche. Pour qu'un essai soit considéré comme réussi, le participant devait atterrir avec un pied sur chaque plateforme de force. Les pieds devaient être entièrement sur les plateformes de force et réaliser un contact complet avec celles-ci (pied à plat). Enfin, le participant devait identifier au moins 2 cibles sur 3 lorsque la tâche

biomécanique était combinée avec la tâche cognitive. Ceci nous permettait de vérifier que le participant restait concentré aussi bien sur la tâche cognitive que sur la tâche d'atterrissage. En présence de la tâche cognitive, le participant avait pour instruction d'initier son saut au moment où les sphères commençaient à bouger. Une fois le saut vertical réalisé, il attendait que les sphères s'arrêtent pour indiquer au responsable d'acquisition le numéro des cibles.

Suite à l'enregistrement des 12 sauts, le participant devait prendre part à un protocole de fatigue mis en place pour évaluer les effets de la fatigue musculaire sur les changements de la biomécanique d'atterrissage.

3.2.4.3 Protocole de fatigue

Pour induire une fatigue des membres inférieurs, le participant devait réaliser des séries de 30 squats bilatéraux suivis de 10 secondes de repos. Ce protocole prenait fin lorsque le participant n'était plus capable de compléter une série de 30 squats ou lorsque la durée du protocole excédait 15 minutes. Ce protocole devait permettre au participant de dépasser un niveau de fatigue fixé à 50%. On considérait alors que le participant avait atteint 100% de fatigue lorsqu'il n'était plus capable de réaliser une série de squats au complet (Benjaminse et al., 2008; Borotikar et al., 2008; Coventry et al., 2006; Madigan & Pidcoe, 2003; McLean & Samorezov, 2009; Santamaria & Webster, 2010). En effet, McLean et Samorezov (2009) ont montré qu'au-delà de 50% de fatigue aucune différence significative supplémentaire n'était observée pour les différents paramètres cinématiques mesurés.

Une fois le protocole de fatigue complété, le participant devait à nouveau réaliser l'exercice biomécanique d'atterrissage décrit au paragraphe 3.2.4.2 en ajoutant une série de 15 squats bilatéraux tous les deux sauts. Ceci permettait de maintenir un état de fatigue et d'éviter la récupération entre les essais.

3.3 Analyse biomécanique

Les enregistrements obtenus grâce au système de capture de mouvement lors de la phase 4 ont permis d'analyser la cinématique 3D de plusieurs paramètres au tronc, à la hanche et au genou. Nous nous sommes particulièrement intéressés aux variables dépendantes de rotations dans les différents plans anatomiques qui ont été rapportées comme étant associées à une augmentation du risque de blessure au LCA. Ainsi, les rotations étudiées sont la flexion/extension du tronc, à la hanche et au genou, l'abduction/adduction ainsi que la rotation interne/externe, toutes deux mesurées au niveau de la hanche et du genou. À ces variables cinématiques s'ajoutent également les forces de réaction au sol (verticale, antéropostérieure et médiolatérale) qui sont normalisées par rapport à la masse corporelle (MC) de chaque participant en Newtons. Ces données ont été filtrées grâce à un filtre de Butterworth d'ordre 4 avec une fréquence de coupure de 10Hz pour les données cinématiques et une fréquence de coupure égale à 200Hz pour les données cinétiques pour une fréquence d'acquisition de 1000Hz.

Chaque essai a été découpé selon un cycle d'atterrissage déterminé par les valeurs de la force de réaction verticale au sol au moment où le participant atterrit et au moment où le participant initie son saut vertical. Le début du cycle correspond à l'instant où la force verticale devient supérieure à 2% de l'amplitude, tandis que la fin du cycle correspond à l'instant où la force verticale devient inférieure à 2% de l'amplitude. Cette amplitude est calculée en soustrayant la valeur maximale de la force verticale par sa valeur minimale. Une fois que le cycle est défini, il est normalisé par rapport au temps de 0 à 100%.

Les données ont été analysées pour deux positions : au moment du contact initial (CI) et pour la position maximale (valeurs angulaires maximales et valeurs de force maximales) de chaque paramètre. Ces données ont été mesurées entre 0 et 50% du cycle puisqu'il a été rapporté que les blessures au LCA surviennent relativement tôt lors de la phase d'atterrissage, probablement dans les premières 50ms (Griffin et al., 2006; McLean et al., 2007).

3.4 Analyse statistique

Pour tous les tests statistiques décrits ci-dessous, un niveau alpha (α) de 0.05 dénote une différence significative au niveau statistique avec un intervalle de confiance de 95%.

Pour la tâche motrice simple réalisée lors de la phase 3, les plateformes de force ont permis d'enregistrer le nombre de fois où le pied touche le sol. Ces données ont été soumises à deux tests statistiques :

- ANOVA (analyse de la variance) à mesures répétées à un facteur (tâche cognitive : avec ou sans MOT). Ce test a permis d'évaluer l'effet de la tâche cognitive sur la tâche motrice de façon interparticipants (tous participants confondus).
- ANOVA à mesures répétées à un facteur de type III (tâche cognitive). Ce test a été utilisé pour évaluer l'effet du MOT sur la tâche motrice de façon intraparticipants (participant par rapport à lui-même). Ceci afin d'identifier les participants qui sont affectés de manière significative par la présence du MOT et de les rassembler, si possible, en un sous-groupe. Un sous groupe est constitué par au moins 6 participants présentant des modifications du paramètre étudié entre les deux conditions du test.

Les données enregistrées lors de l'exercice d'atterrissage de la phase 4 décrites au paragraphe 3.3 ont été soumises à plusieurs tests statistiques :

- ANOVA à mesures répétées à plusieurs facteurs de type III. Les facteurs qui entrent en jeu sont la tâche cognitive, la fatigue (avant ou après fatigue) et la jambe (dominante ou non dominante). Ce test a été utilisé pour évaluer les effets du MOT, de la fatigue ainsi que de la jambe sur les moyennes des paramètres cinématiques et cinétiques de façon interparticipants.
- ANOVA à mesures répétées à plusieurs facteurs. Les facteurs qui entrent en jeu sont la tâche cognitive, la fatigue et la jambe. Ce test a permis d'évaluer les effets du MOT, de la fatigue et de la jambe de façon intraparticipants. Ceci afin d'identifier les participants qui sont affectés de manière significative par la présence du MOT et de les rassembler, si

possible, en un ou plusieurs groupes selon le paramètre biomécanique affecté. Un groupe est constitué par au moins 6 participants présentant des modifications d'un même paramètre entre deux conditions (exemple : sans et avec MOT);

- Des t-tests ont été réalisés pour évaluer s'il existe une différence statistiquement significative entre les groupes de participants affectés par la présence du MOT et ceux non affectés, pour une valeur de $p < 0.05$.

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

Le coefficient de corrélation de Pearson a été utilisé pour évaluer s'il existe une corrélation entre les seuils de vitesse obtenus lors de l'exercice de suivi de cible et les scores (combinés et visuels) obtenus lors de la réalisation du test neurocognitif IVA-AE2. Toute paire de variables pour laquelle la valeur de probabilité est inférieure à 0.05 indique une corrélation statistiquement linéaire au niveau de signification de 5%.

Les analyses ont été réalisées grâce à l'outil Statgraphics Centurion développé par Statpoint Technologies, Inc., à Warrenton en Virginie.

CHAPITRE 4

RÉSULTATS

4.1 Résultats et caractéristiques physiques et cognitifs

Cette section va s'attacher à présenter les résultats et caractéristiques associés à chaque participant. Un total de 16 participants incluant 6 hommes et 10 femmes ont été recrutés pour cette étude. La moyenne d'âge des participants est égale à 24 ± 3.5 ans, ils mesurent en moyenne 168.54 ± 13.03 cm et pèsent en moyenne 69.03 ± 12.86 kg. Par ailleurs, les participants ont réalisé 245 ± 164 squats (sans compter ceux réalisés après le protocole de fatigue pour conserver leur état de fatigue) et le protocole de fatigue a duré en moyenne 8.98 ± 6.31 minutes (soit 8 minutes et 58 secondes). La durée du protocole de fatigue du participant numéro 3 a excédé les 15 minutes puisque la décision d'instaurer une durée limitée n'a été prise qu'après sa participation. En effet, celui-ci a réalisé des séries de 30 squats pendant près de 30 minutes, causant une fatigue presque excessive au moment de reprendre les séries de sauts. Les résultats physiques et les caractéristiques associés à chaque participant sont disponibles en ANNEXE I.

Le seuil de vitesse moyen, obtenu lors de la réalisation de l'exercice de MOT au paragraphe 3.2.2 est de 2.27 ± 0.61 log.cm.s⁻¹, c'est-à-dire 173.8 ± 4.07 cm.s⁻¹. La Figure 4.1 résume les seuils de vitesse obtenus pour chaque participant. Trois participants se détachent du reste du groupe. En effet, deux d'entre eux possèdent des scores plus élevés (n°8 et 9) et un participant (n°16) possède un seuil de vitesse plus faible que le reste des participants. Ces résultats ainsi que les scores et les temps de réaction obtenus au test IVA-AE2 sont répertoriés en ANNEXE IV. La mention « invalide » pour certains scores IVA-AE2 des participants 5 et 16 indique qu'ils ont commis des erreurs idiopathiques de manière excessive. Ces scores ont été considérés comme faibles pour pouvoir construire les groupes de performance. D'après les critères énoncés au paragraphe 3.2.1, sept participants ont été inclus dans le groupe HP (n°1, 2, 6, 8, 9, 13 et 15) et neuf participants dans le groupe BP

(n°3, 4, 5, 7, 10, 11, 12, 14 et 16). Ces deux groupes sont rassemblés sous le nom : groupes IVA-AE2.

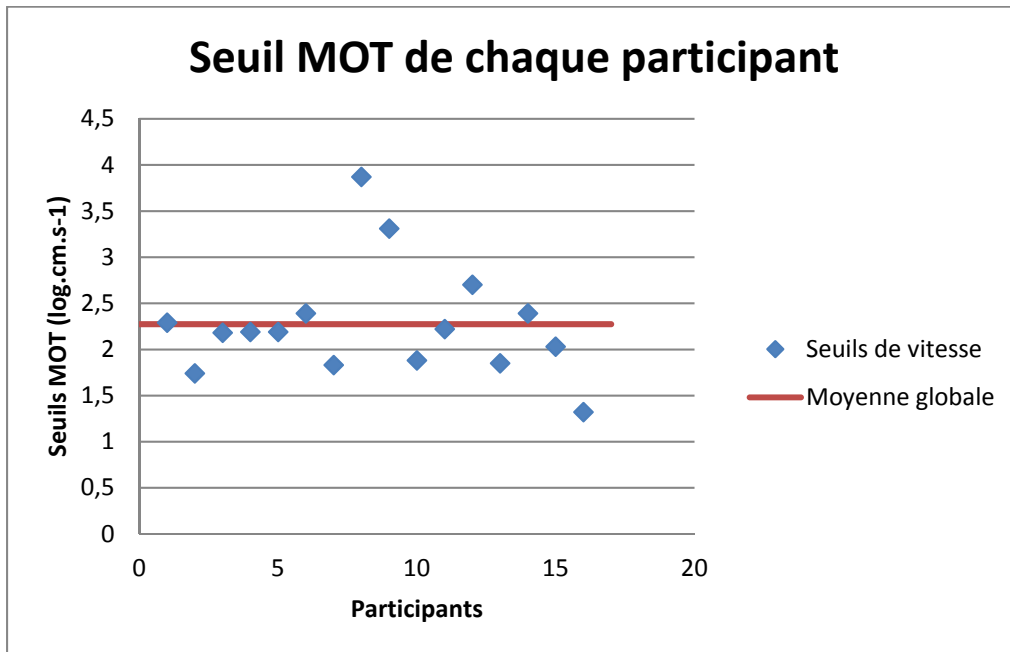


Figure 4.1 Seuils MOT de chaque participant

Une analyse de corrélation a été effectuée entre les seuils MOT et les scores obtenus au test IVA-AE2. Cette analyse n'a pas permis de mettre en évidence de lien entre les seuils obtenus à l'exercice de suivi de cibles et les scores obtenus au test neurocognitif.

4.2 Tâche motrice simple

Lorsque les résultats de tous les participants obtenus au paragraphe 3.2.3 sont confondus, un test ANOVA a permis de révéler une différence statistiquement significative concernant l'effet du MOT sur le nombre de fois où le pied touche les plateformes de force (sans MOT : 21.1 ± 7.4 touches; avec MOT : 16.8 ± 6.3 touches). Le participant n°10 a dû être exclu de l'analyse puisqu'il n'a pas réussi à exécuter la tâche motrice demandée simultanément avec la tâche cognitive.

Pour évaluer s'il existe un sous-groupe de participants qui seraient plus affectés par la tâche cognitive lorsqu'ils réalisent une tâche motrice simple, un test ANOVA comparant les résultats de chaque participant par rapport à lui-même entre les conditions sans MOT et avec MOT a été effectué.

Tableau 4.1 Moyennes (\pm écarts-types) du nombre de fois où le pied a touché les plateformes de force pour chaque participant avec une analyse statistique ANOVA et un test LSD sur l'effet du MOT

Participant	Nombre de touches	
	Sans MOT	Avec MOT
1	21.3 (\pm 0.6)	22.3 (\pm 0.6)
2	30.3 (\pm 2.9)	15.0 (\pm 4.6)
3	24.0 (\pm 0.0)	14.7 (\pm 1.1)
4	27.7 (\pm 1.5)	24.7 (\pm 2.1)
5	17.0 (\pm 1.0)	13.0 (\pm 1.0)
6	21.0 (\pm 1.0)	19.0 (\pm 1.0)
7	22.3 (\pm 1.5)	18.3 (\pm 2.1)
8	19.3 (\pm 1.5)	19.3 (\pm 1.0)
9	21.0 (\pm 1.0)	19.3 (\pm 0.6)
10	21.7 (\pm 2.5)	18.7 (\pm 2.5)
11	18.7 (\pm 2.5)	12.7 (\pm 0.6)
12	21.7 (\pm 0.6)	16.7 (\pm 1.1)
13	30.0 (\pm 1.0)	21.0 (\pm 1.0)
14	20.3 (\pm 1.5)	18.3 (\pm 1.5)
15	27.0 (\pm 1.7)	21.0 (\pm 3.0)
16	16.7 (\pm 1.1)	14.0 (\pm 4.4)

Les valeurs grisées indiquent une différence statistiquement significative suivant les deux conditions ($p < 0.05$)

Le Tableau 4.1 fait ressortir qu'un groupe constitué de sept participants est affecté de manière significative par la tâche de MOT lors de la réalisation de la tâche motrice simple du paragraphe 3.2.3. Ils démontrent tous une diminution du nombre de fois où le pied touche sur les plateformes de force dans la condition de double tâche par rapport à la condition où la tâche motrice est réalisée seule. Pour simplifier la lecture, ce groupe sera nommé « Significatif MOT » ou « S MOT ». Le groupe constitué par le reste des participants sera

nommé « Non significatif MOT » ou « NS MOT ». Ces deux groupes sont rassemblés sous le nom : groupes « Tâche motrice ».

4.3 Cinématique

Cette section s'intéresse à présenter les déplacements angulaires obtenus lors de la tâche biomécanique d'atterrissage pour le torse, la hanche et le genou au CI et à la PM.

Pour aider à la compréhension des résultats présentés dans la suite de ce chapitre, la flexion au genou correspond à des valeurs d'angle positives tandis-ce que l'abduction et la rotation interne du genou correspondent à des valeurs d'angle négatives. En ce qui concerne la hanche, la flexion, l'abduction ainsi que la rotation interne sont représentées par des valeurs d'angle négatives. Enfin, la flexion au torse correspond à des valeurs d'angle positives.

4.3.1 Courbes cinématiques

Les Figure 4.2, Figure 4.3 et Figure 4.4 montrent des exemples de courbes obtenues au genou pour un participant (n°4) dans les 4 conditions de test : pré-fatigue sans MOT, pré-fatigue avec MOT, post-fatigue sans MOT et post-fatigue avec MOT. Ces courbes sont construites en calculant la moyenne des essais dans chacune des quatre conditions. Il est possible de remarquer ici que la fatigue impacte la flexion, l'abduction et la rotation interne au genou contrairement à l'effet du MOT qui semble être négligeable. Des courbes similaires sont extraites pour la hanche et le torse à l'ANNEXE V.

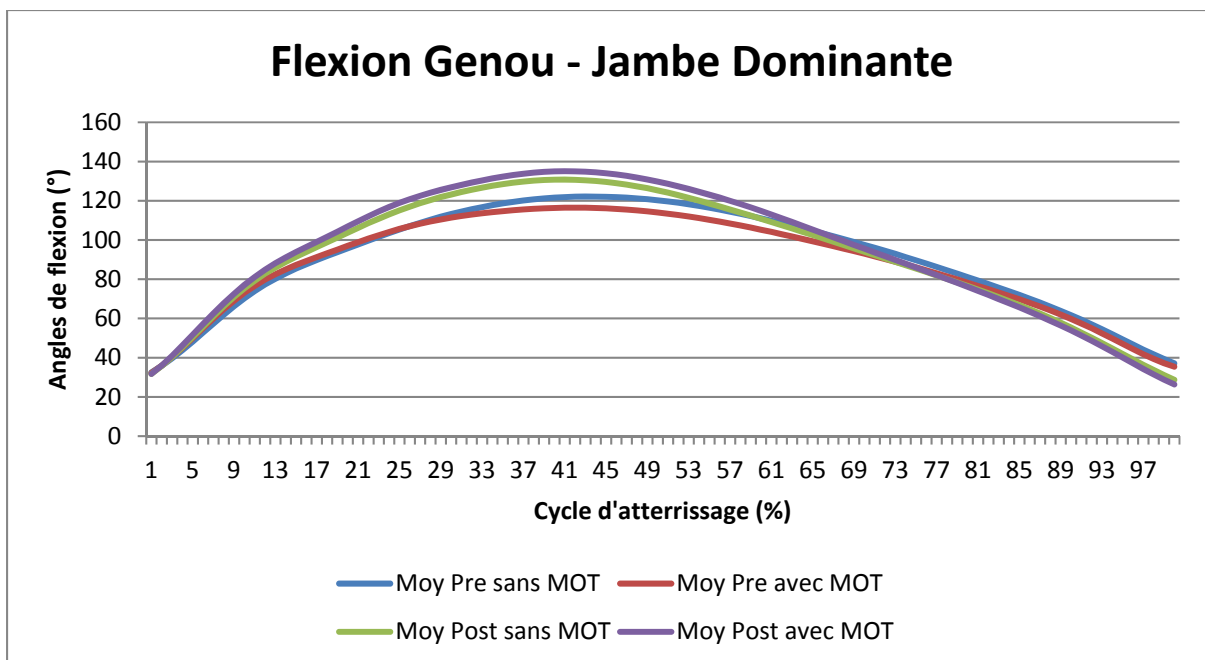


Figure 4.2 Courbes représentant la moyenne des angles de flexion au genou d'un participant (n°4) au cours du cycle d'atterrissage pour sa jambe dominante pré/post-fatigue et sans/avec MOT

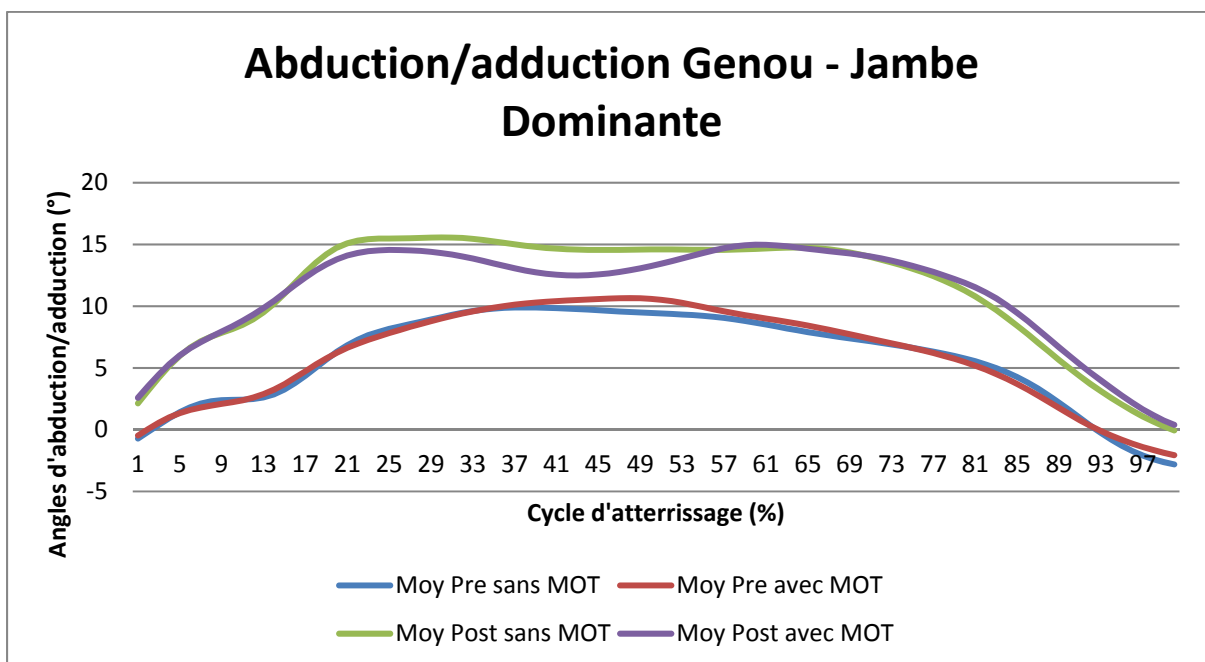


Figure 4.3 Courbes représentant la moyenne des angles d'abduction/adduction au genou d'un participant (n°4) au cours du cycle d'atterrissage pour sa jambe dominante pré/post-fatigue et sans/avec MOT (abduction négative et adduction positive)

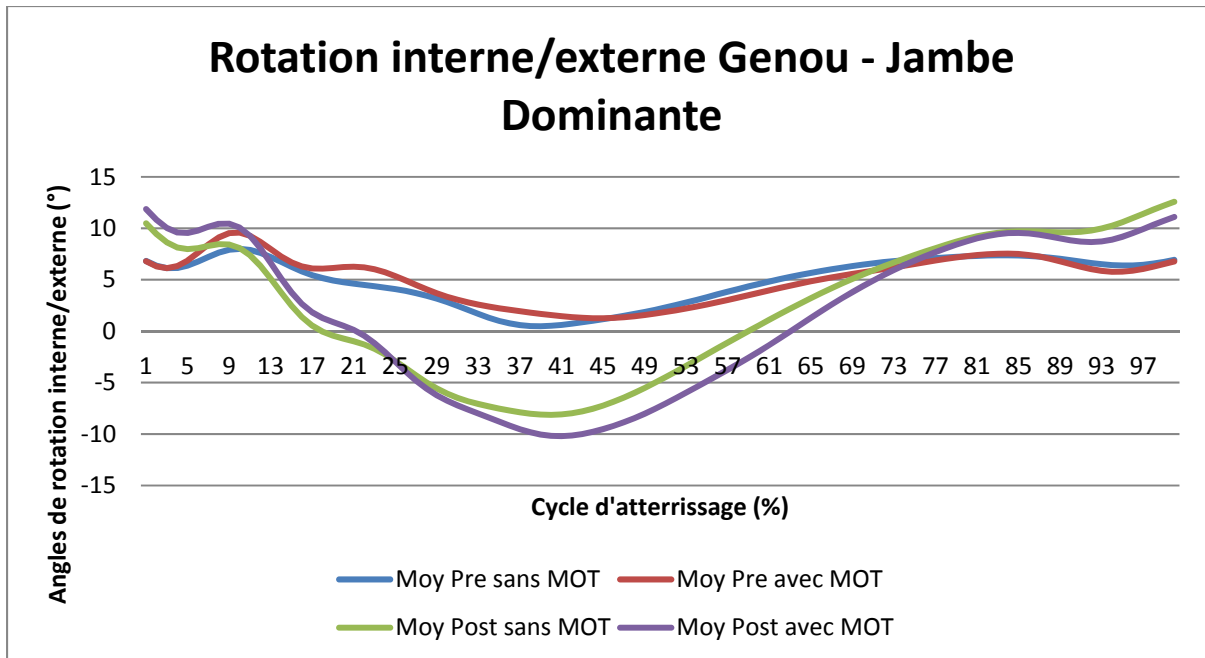


Figure 4.4 Courbes représentant la moyenne des angles de rotation interne au genou d'un participant (n°4) au cours du cycle d'atterrissage pour sa jambe dominante pré/post-fatigue et sans/avec MOT (rotation interne négative et rotation externe positive)

4.3.2 Résultats cinématiques interparticipants

Les résultats présentés ci-dessous reprennent les paramètres cinématiques enregistrés lors de la tâche biomécanique et mesurés au CI ainsi qu'au moment où les angles articulaires sont maximaux (PM) pour tous participants confondus. Un test statistique ANOVA a été utilisé pour évaluer si les effets de certains facteurs (tâche cognitive, fatigue et jambe) représentent des différences statistiquement significatives.

Les résultats du participant n°1 n'ont pas été pris en compte pour calculer les moyennes ainsi que les écarts-types à la hanche puisque la plaque fémorale posée sur sa jambe non dominante a bougé lors des essais post-fatigue.

Tableau 4.2 Moyennes (\pm écarts-types) des résultats cinématiques ($^{\circ}$) de la tâche biomécanique d'atterrissage tous participants confondus avec une analyse statistique ANOVA et un test LSD sur l'effet de la jambe, de la fatigue et du MOT

Variables cinématiques	Jambe dominante				Jambe non dominante			
	Pré-fatigue		Post-fatigue		Pré-fatigue		Post-fatigue	
	Sans MOT	Avec MOT	Sans MOT	Avec MOT	Sans MOT	Avec MOT	Sans MOT	Avec MOT
CI flexion du torse	16.0 (± 6.7)	14.2 (± 7.5)	17.9 (± 6.9)	15.9 (± 7.3)	-	-	-	-
PM flexion du torse	25.9 (± 17.9)	22.6 (± 19.7)	26.7 (± 16.6)	22.4 (± 17.9)	-	-	-	-
CI flexion du genou ^a	27.0 (± 4.1)	28.0 (± 3.8)	24.8 (± 4.8)	25.9 (± 5.0)	28.2 (± 5.5)	28.6 (± 5.5)	25.7 (± 6.1)	26.8 (± 5.9)
CI abduction du genou ^b	-3.6 (± 5.2)	-3.5 (± 5.0)	-3.4 (± 6.3)	-3.2 (± 6.3)	-0.9 (± 4.0)	-0.5 (± 4.1)	-1.2 (± 4.7)	-0.9 (± 4.9)
CI Rotation interne du genou	3.7 (± 5.8)	2.6 (± 6.0)	3.6 (± 6.0)	3.6 (± 6.2)	2.1 (± 4.2)	1.8 (± 4.4)	3.2 (± 5.5)	2.7 (± 5.8)
PM flexion du genou	98.5 (± 14.3)	97.4 (± 14.6)	101.2 (± 18.6)	101.6 (± 19.6)	99.7 (± 14.5)	98.1 (± 14.7)	102.1 (± 18.3)	102.0 (± 18.9)
PM abduction du genou	0.2 (± 5.3)	0.3 (± 5.6)	-1.4 (± 7.0)	-1.7 (± 7.0)	1.0 (± 9.1)	0.6 (± 9.0)	1.9 (± 9.9)	1.8 (± 9.9)
PM rotation interne du genou ^b	-0.6 (± 11.1)	-0.5 (± 10.8)	-1.6 (± 11.7)	-1.5 (± 11.7)	-6.6 (± 12.5)	-6.7 (± 11.8)	-7.1 (± 12.2)	-7.0 (± 11.9)
CI flexion de la hanche ^a	-47.2 (± 10.8)	-49.2 (± 10.8)	-44.0 (± 9.7)	-45.3 (± 13.2)	-48.2 (± 11.1)	-49.7 (± 10.4)	-44.5 (± 9.3)	-46.0 (± 12.7)
CI abduction de la hanche	-3.6 (± 6.0)	-4.3 (± 5.8)	-4.3 (± 5.8)	-5.2 (± 6.0)	-5.2 (± 5.4)	-6.3 (± 4.5)	-4.4 (± 6.7)	-4.4 (± 6.8)
CI rotation interne de la hanche	4.9 (± 5.0)	4.7 (± 5.5)	4.5 (± 5.2)	5.5 (± 9.8)	3.0 (± 6.6)	3.3 (± 6.7)	2.2 (± 6.0)	2.4 (± 6.0)
PM flexion de la hanche	-80.9 (± 20.3)	-80.7 (± 20.2)	-84.7 (± 22.8)	-83.9 (± 23.3)	-81.9 (± 22.2)	-82.3 (± 21.6)	-85.6 (± 23.7)	-83.7 (± 22.5)
PM abduction de la hanche	-2.0 (± 10.0)	-2.7 (± 10.6)	-4.8 (± 10.9)	-5.1 (± 11.5)	-2.9 (± 12.1)	-4.6 (± 12.0)	-3.3 (± 14.6)	-4.1 (± 14.9)
PM rotation interne de la hanche	-5.1 (± 6.2)	-5.0 (± 7.2)	-3.8 (± 10.9)	-2.9 (± 12.6)	-5.8 (± 8.2)	-6.1 (± 8.7)	-5.3 (± 8.6)	-5.9 (± 9.1)

^aDénote une différence statistiquement significative de l'effet de la fatigue ($p < 0.05$)

^bDénote une différence statistiquement significative de l'effet de la jambe ($p < 0.05$)

Les valeurs grisées indiquent une différence statistiquement significative pour au moins un des 3 facteurs ($p < 0.05$)

L'analyse ANOVA des résultats cinématiques interparticipants n'a pas permis de démontrer que la tâche cognitive de MOT a un effet significatif sur les variables cinématiques étudiées. En revanche, la fatigue a un effet statistiquement significatif sur la flexion au genou ainsi que la flexion à la hanche au CI. La fatigue semble en effet diminuer l'angle de flexion au genou (pré-fatigue : $27.9 \pm 4.7^\circ$; post-fatigue : $25.8 \pm 5.4^\circ$) et à la hanche (pré-fatigue : $-48.6 \pm 10.6^\circ$; post-fatigue : $-45.6 \pm 11.0^\circ$). La jambe démontre également un effet statistiquement significatif sur l'abduction du genou au CI ainsi que la rotation interne du genou à la PM. La jambe dominante démontre une plus forte tendance en abduction du genou au CI (jambe dominante : $-3.4 \pm 5.6^\circ$; jambe non dominante : $-0.9 \pm 4.4^\circ$) ainsi que moins de rotation interne du genou à la PM (jambe dominante : $-1.0 \pm 11.1^\circ$; jambe non dominante : $-6.8 \pm 11.8^\circ$) par rapport à la jambe non dominante.

4.3.3 Résultats cinématiques intraparticipants

Les résultats présentés ci-dessous évaluent plus particulièrement l'effet du MOT sur les angles articulaires enregistrés pendant un cycle d'atterrissage de chaque participant par rapport à lui-même au torse, à la hanche et au genou au moment du CI et pour les valeurs maximales des angles articulaires.

Dans le Tableau 4.3, des résultats significatifs sont à remarquer au niveau de la flexion du torse pour les valeurs au CI de cinq participants ainsi que pour les valeurs à la PM de six participants. Ils affichent tous une diminution significative de leur angle de flexion en présence de MOT excepté le participant n°3 qui lui affiche une augmentation significative de la flexion du torse au CI. Pour faciliter la lecture, le groupe de huit participants (n°3, 5, 9, 11, 12, 13, 15 et 16) présentant des changements significatifs de leur angle de flexion au torse (CI et PM) sera appelé : groupe « Significatif torse en flexion ». Le groupe constitué par le reste des participants sera appelé : groupe « Non significatif torse en flexion ». Ces deux groupes sont rassemblés sous le nom : groupes « Flexion au torse ».

Tableau 4.3 Moyennes (\pm écarts-types) des angles de flexion au torse ($^{\circ}$) pour chaque participant avec une analyse statistique ANOVA et un test LSD sur l'effet du MOT au CI et à la PM

Participant	Angle au torse			
	CI flexion		PM flexion	
	Sans MOT	Avec MOT	Sans MOT	Avec MOT
1	16.6 (\pm 3.4)	17.6 (\pm 1.9)	25.9 (\pm 4.8)	25.4 (\pm 8.9)
2	19.2 (\pm 7.0)	18.0 (\pm 7.0)	33.3 (\pm 12.3)	29.9 (\pm 8.4)
3	22.8 (\pm 8.0)	29.5 (\pm 4.6)	79.7 (\pm 15.4)	83.1 (\pm 12.0)
4	19.9 (\pm 3.9)	20.2 (\pm 5.4)	27.1 (\pm 2.8)	27.0 (\pm 5.3)
5	16.1 (\pm 5.9)	11.0 (\pm 3.7)	23.5 (\pm 6.2)	18.0 (\pm 2.8)
6	2.9 (\pm 3.9)	1.4 (\pm 7.1)	10.3 (\pm 3.8)	10.5 (\pm 6.0)
7	10.1 (\pm 4.1)	11.6 (\pm 3.5)	27.8 (\pm 5.0)	28.2 (\pm 3.5)
8	10.8 (\pm 3.2)	10.2 (\pm 5.4)	5.0 (\pm 4.3)	4.6 (\pm 5.1)
9	16.2 (\pm 6.4)	12.6 (\pm 5.2)	22.5 (\pm 5.7)	13.3 (\pm 8.4)
10	9.7 (\pm 5.2)	6.7 (\pm 4.7)	13.6 (\pm 8.6)	8.2 (\pm 4.4)
11	24.4 (\pm 2.3)	22.4 (\pm 6.7)	36.5 (\pm 4.4)	25.9 (\pm 4.6)
12	16.0 (\pm 8.0)	11.7 (\pm 6.7)	17.7 (\pm 10.0)	7.7 (\pm 7.2)
13	28.3 (\pm 2.7)	23.7 (\pm 3.2)	20.5 (\pm 4.1)	16.3 (\pm 4.3)
14	20.0 (\pm 7.1)	19.0 (\pm 4.9)	33.7 (\pm 5.3)	31.1 (\pm 3.7)
15	19.0 (\pm 6.4)	12.7 (\pm 4.8)	29.4 (\pm 9.7)	21.2 (\pm 6.0)
16	19.0 (\pm 7.2)	12.1 (\pm 4.2)	14.4 (\pm 9.4)	8.8 (\pm 3.9)

Les valeurs grisées indiquent une différence statistiquement significative suivant les deux conditions ($p < 0.05$)

Le Tableau 4.4 montre des résultats significatifs au niveau de la flexion à la hanche au CI pour sept participants : deux d'entre eux affichent une diminution de l'angle de flexion tandis-que les cinq autres affichent une augmentation de la flexion à la hanche. À la PM, cinq participants affichent une modification significative de leur angle de flexion à la hanche : cinq participants démontrent une diminution de leur angle de flexion et un participant démontre une augmentation de cet angle. Les valeurs des rotations à la hanche (au CI et à la PM) pour le participant n°1 n'ont pas été extraites, car la plaque fémorale posée sur sa jambe non dominante a bougé pour les essais post-fatigue.

Tableau 4.4 Moyennes (\pm écarts-types) des angles de flexion à la hanche ($^{\circ}$) pour chaque participant avec une analyse statistique ANOVA et un test LSD sur l'effet du MOT au CI et à la PM

Participant	Angle à la hanche			
	CI flexion		PM flexion	
	Sans MOT	Avec MOT	Sans MOT	Avec MOT
1	-	-	-	-
2	-41.4 (\pm 8.7)	-35.6 (\pm 10.1)	-98.0 (\pm 8.4)	-90.7 (\pm 7.4)
3	-39.4 (\pm 9.7)	-44.6 (\pm 8.3)	-110.0 (\pm 9.9)	-115.5 (\pm 5.4)
4	-57.9 (\pm 7.1)	-63.1 (\pm 7.2)	-111.0 (\pm 5.1)	-111.0 (\pm 4.2)
5	-43.6 (\pm 11.0)	-38.7 (\pm 7.5)	-75.0 (\pm 12.7)	-75.0 (\pm 5.1)
6	-52.4 (\pm 10.5)	-50.4 (\pm 10.0)	-88.0 (\pm 6.4)	-84.6 (\pm 11.7)
7	-38.3 (\pm 10.1)	-36.5 (\pm 11.4)	-78.7 (\pm 6.5)	-71.8 (\pm 12.7)
8	-34.0 (\pm 5.0)	-39.9 (\pm 4.2)	-49.3 (\pm 9.6)	-53.3 (\pm 5.0)
9	-48.4 (\pm 9.2)	-52.0 (\pm 14.9)	-68.1 (\pm 8.4)	-70.3 (\pm 5.4)
10	-29.5 (\pm 4.8)	-30.8 (\pm 3.9)	-44.9 (\pm 5.5)	-42.5 (\pm 4.1)
11	-48.5 (\pm 6.8)	-51.1 (\pm 7.2)	-118.4 (\pm 8.8)	-118.4 (\pm 8.7)
12	-57.1 (\pm 10.6)	-57.5 (\pm 10.1)	-84.7 (\pm 15.8)	-79.5 (\pm 14.5)
13	-61.4 (\pm 5.9)	-69.2 (\pm 10.2)	-85.6 (\pm 12.1)	-81.4 (\pm 9.3)
14	-43.2 (\pm 9.7)	-44.2 (\pm 9.4)	-98.2 (\pm 7.4)	-93.5 (\pm 10.0)
15	-48.9 (\pm 5.6)	-53.3 (\pm 4.7)	-72.6 (\pm 5.7)	-76.4 (\pm 9.0)
16	-49.0 (\pm 5.9)	-49.7 (\pm 7.1)	-71.0 (\pm 15.6)	-73.2 (\pm 14.4)

Les valeurs grisées indiquent une différence statistiquement significative suivant les deux conditions ($p < 0.05$)

Pour faciliter la lecture, le groupe de dix participants (n°2, 3, 4, 5, 7, 8, 12, 13, 14 et 15) présentant des changements significatifs de leur angle de flexion à la hanche (CI et PM) sera appelé : groupe « Significatif hanche en flexion ». Le groupe constitué par le reste des participants sera nommé : groupe « Non significatif hanche en flexion ». Ces deux groupes sont rassemblés sous le nom : groupes « Flexion à la hanche ».

Les résultats liés à l'effet du MOT sur les angles d'abduction et de rotation interne à la hanche (CI et PM) sont disponibles en ANNEXE VI (Tableau-A VI-3 et Tableau-A VI-4). Les résultats liés à l'effet du MOT sur les angles de rotations au genou sont disponibles en ANNEXE VI (Tableau-A VI-5 et Tableau-A VI-6). Aucun résultat concluant n'a pu être

extrait de ces données. En revanche, en comparant les angles de rotations au genou post-fatigue certaines caractéristiques intéressantes sont ressorties de l'analyse statistique.

Tableau 4.5 Moyennes (\pm écarts-types) des paramètres cinématiques ($^{\circ}$) au genou pour chaque participant avec une analyse statistique ANOVA et un test LSD sur l'effet du MOT post-fatigue au CI

Participant	Angles au genou post-fatigue au contact initial					
	Flexion		Abduction		Rotation interne	
	Sans MOT	Avec MOT	Sans MOT	Avec MOT	Sans MOT	Avec MOT
1	18.6 (± 4.1)	22.8 (± 4.6)	0.5 (± 6.7)	1.0 (± 6.5)	6.9 (± 4.6)	5.5 (± 4.6)
2	25.1 (± 4.0)	23.1 (± 3.9)	-4.2 (± 3.5)	-4.1 (± 3.4)	7.6 (± 3.2)	7.8 (± 3.7)
3	21.0 (± 5.5)	25.0 (± 6.2)	-1.7 (± 7.0)	-0.8 (± 7.2)	5.7 (± 2.5)	3.8 (± 1.6)
4	30.1 (± 3.0)	29.9 (± 3.5)	2.4 (± 1.2)	2.0 (± 1.1)	11.0 (± 2.2)	12.7 (± 2.0)
5	28.7 (± 2.8)	25.7 (± 2.2)	-10.7 (± 3.1)	-10.9 (± 3.2)	4.4 (± 5.5)	3.9 (± 4.3)
6	25.1 (± 2.5)	25.7 (± 2.2)	-6.8 (± 2.9)	-6.6 (± 2.3)	-3.2 (± 2.6)	-3.8 (± 2.1)
7	20.8 (± 1.7)	20.7 (± 1.8)	-5.4 (± 2.0)	-4.8 (± 1.6)	1.4 (± 3.3)	3.0 (± 4.6)
8	22.1 (± 3.2)	22.5 (± 4.3)	3.1 (± 3.4)	3.1 (± 3.2)	-0.9 (± 2.3)	-1.4 (± 2.6)
9	24.2 (± 2.5)	24.9 (± 4.1)	-2.9 (± 2.9)	-2.8 (± 3.0)	4.5 (± 5.9)	2.3 (± 4.0)
10	18.9 (± 1.9)	18.8 (± 2.8)	1.5 (± 1.7)	1.7 (± 2.1)	11.3 (± 3.4)	12.9 (± 4.4)
11	33.6 (± 1.8)	33.5 (± 2.6)	2.9 (± 4.2)	3.2 (± 4.6)	5.9 (± 1.5)	4.6 (± 3.2)
12	29.2 (± 5.0)	27.4 (± 5.6)	-3.6 (± 2.4)	-3.0 (± 1.2)	2.2 (± 4.6)	1.2 (± 1.8)
13	28.2 (± 3.2)	33.1 (± 4.8)	-5.6 (± 2.5)	-5.3 (± 3.1)	2.0 (± 5.0)	1.0 (± 3.8)
14	24.6 (± 9.8)	25.6 (± 7.7)	-7.9 (± 5.9)	-7.8 (± 5.5)	5.5 (± 2.9)	5.4 (± 3.6)
15	30.7 (± 2.4)	29.6 (± 2.0)	-3.0 (± 2.2)	-2.4 (± 2.9)	-3.6 (± 2.6)	-3.9 (± 5.3)
16	23.2 (± 4.7)	22.0 (± 4.2)	4.7 (± 2.3)	4.8 (± 1.3)	-6.3 (± 7.7)	-4.9 (± 5.7)

Les valeurs grisées indiquent une différence statistiquement significative suivant les deux conditions ($p < 0.05$)

Le Tableau 4.5 montre des résultats significatifs au niveau des différents angles de rotation au genou au CI en présence de MOT, lorsque les participants sont en état de fatigue :

- Une modification de l'angle de flexion pour quatre participants (trois participants affichent une augmentation de la flexion et un participant affiche une diminution de la flexion);
- Une diminution de l'angle d'abduction pour un participant;

- Une modification de l'angle de rotation externe pour trois participants (un participant affiche une diminution de l'angle de rotation externe et deux participants affichent une augmentation de l'angle de rotation externe).

Tableau 4.6 Moyennes (\pm écarts-types) des paramètres cinématiques ($^{\circ}$) au genou pour chaque participant avec une analyse statistique ANOVA et un test LSD sur l'effet du MOT post-fatigue à la PM

Participant	Angles au genou post-fatigue à la position maximale					
	Flexion		Abduction		Rotation interne	
	Sans MOT	Avec MOT	Sans MOT	Avec MOT	Sans MOT	Avec MOT
1	81.7 (± 6.9)	84.7 (± 6.8)	9.9 (± 10.1)	11.8 (± 9.3)	-8.4 (± 7.0)	-10.9 (± 8.2)
2	109.3 (± 9.2)	107.2 (± 6.5)	-5.0 (± 9.2)	0.8 (± 1.8)	-3.0 (± 3.8)	-2.3 (± 4.0)
3	127.8 (± 15.9)	137.0 (± 2.8)	10.9 (± 9.1)	9.1 (± 7.8)	-26.8 (± 11.3)	-25.8 (± 10.6)
4	126.8 (± 5.8)	130.1 (± 6.0)	15.5 (± 1.5)	14.9 (± 1.4)	-7.6 (± 3.1)	-8.3 (± 3.0)
5	106.5 (± 4.4)	107.4 (± 8.5)	-7.5 (± 3.7)	-7.5 (± 5.2)	13.2 (± 3.9)	13.9 (± 4.5)
6	108.9 (± 5.6)	107.6 (± 11.8)	0.8 (± 3.5)	0.1 (± 3.2)	12.3 (± 8.6)	9.3 (± 6.8)
7	85.4 (± 3.6)	88.8 (± 11.6)	0.05 (± 3.7)	-0.3 (± 3.7)	6.7 (± 12.0)	8.7 (± 12.7)
8	87.9 (± 6.4)	89.3 (± 7.4)	-3.7 (± 6.5)	-3.4 (± 6.5)	-14.1 (± 7.6)	-14.2 (± 6.2)
9	90.4 (± 6.6)	91.6 (± 5.1)	-0.8 (± 7.7)	-2.5 (± 8.3)	-10.3 (± 4.4)	-9.2 (± 3.5)
10	81.7 (± 4.2)	79.7 (± 1.6)	5.7 (± 1.8)	5.2 (± 2.2)	-8.2 (± 1.6)	-5.9 (± 1.4)
11	141.5 (± 4.0)	137.0 (± 8.2)	-4.5 (± 4.9)	-3.7 (± 4.8)	-10.7 (± 1.4)	-10.1 (± 1.9)
12	85.3 (± 5.4)	80.9 (± 4.1)	-10.0 (± 2.1)	-10.3 (± 1.6)	-8.3 (± 4.0)	-8.2 (± 2.4)
13	92.0 (± 3.3)	90.4 (± 6.4)	0.3 (± 3.2)	0.1 (± 4.4)	2.1 (± 2.0)	1.4 (± 2.3)
14	110.6 (± 10.9)	109.1 (± 6.4)	1.2 (± 2.3)	1.9 (± 1.5)	7.1 (± 13.0)	7.1 (± 13.5)
15	86.5 (± 4.8)	85.6 (± 7.0)	-2.6 (± 1.2)	-1.7 (± 1.6)	-3.7 (± 5.5)	-4.2 (± 9.0)
16	101.0 (± 7.9)	101.1 (± 4.9)	-5.9 (± 4.0)	-6.9 (± 4.1)	-9.4 (± 8.9)	-8.3 (± 9.2)

Les valeurs grisées indiquent une différence statistiquement significative suivant les deux conditions ($p < 0.05$)

Le Tableau 4.6 montre des résultats significatifs au niveau des différents angles de rotation au genou au CI en présence de MOT lorsque les participants sont en état de fatigue :

- Une augmentation de l'angle de flexion pour un participant et une diminution de cet angle pour un second participant;

- Une diminution de l'angle d'adduction pour un participant, une augmentation de l'angle d'abduction pour un second participant ainsi qu'une diminution de l'angle d'abduction pour un dernier participant;
- Une augmentation de l'angle de rotation interne pour un participant, une diminution de la rotation interne pour un second participant ainsi qu'une diminution de l'angle de rotation externe pour un troisième participant.

On remarque qu'un groupe de six participants (n°1, 3, 4, 5, 12 et 13) présentent des modifications significatives de leur angle de flexion au genou au CI et à la PM en présence de MOT suite au protocole de fatigue. Pour faciliter la lecture, ce groupe sera nommé : groupe « Significatif genou en flexion ». Le groupe constitué par le reste des participants sera nommé : groupe « Non significatif genou en flexion ». Ces deux groupes sont rassemblés sous le nom : groupes « Flexion au genou ». Les résultats liés à l'effet du MOT post-fatigue sur les paramètres cinématiques du torse et de la hanche sont disponibles en ANNEXE VI (Tableau-A VI-7, Tableau-A VI-8 et Tableau-A VI-9).

4.4 Cinétique

Les résultats présentés dans cette section traitent des données cinétiques qui sont les forces de réaction au sol verticale, antéropostérieure (AP) et médiolatérale (ML), obtenues lors d'un cycle d'atterrissage au CI et à la PM. Les forces ont été normalisées par rapport à la masse corporelle de chaque participant pour permettre une comparaison interparticipants.

4.4.1 Résultats cinétiques interparticipants

Les résultats présentés ci-dessous (Tableau 4.7) reprennent les paramètres cinétiques enregistrés lors de la tâche biomécanique et mesurés au CI ainsi qu'au moment où les valeurs des forces sont maximales (PM) pour tous participants confondus. Un test statistique ANOVA a été utilisé pour évaluer si les effets de certains facteurs (tâche cognitive, fatigue et jambe) représentent des différences statistiquement significatives.

Tableau 4.7 Moyennes (\pm écarts-types) des résultats cinétiques (%MC) de la tâche biomécanique d'atterrissage tous participants confondus avec une analyse statistique ANOVA et un test LSD sur l'effet de la jambe de la fatigue et du MOT

Variables cinétiques	Jambe dominante				Jambe non dominante			
	Pré-fatigue		Post-fatigue		Pré-fatigue		Post-fatigue	
	Sans MOT	Avec MOT	Sans MOT	Avec MOT	Sans MOT	Avec MOT	Sans MOT	Avec MOT
CI force verticale	11,6 (± 3.7)	12,1 (± 5.4)	12,4 (± 6.6)	12,5 (± 5.9)	13,1 (± 3.4)	12,8 (± 3.4)	13,1 (± 4.2)	13,1 (± 5.2)
CI force AP ^a	4,0 (± 1.2)	4,1 (± 1.7)	4,1 (± 1.1)	4,0 (± 1.3)	3,1 (± 1.4)	3,0 (± 1.4)	3,4 (± 1.3)	3,1 (± 1.4)
CI force ML	1,3 (± 1.1)	1,2 (± 1.2)	1,5 (± 1.3)	1,1 (± 1.0)	1,3 (± 1.1)	0,9 (± 1.1)	1,1 (± 1.1)	0,8 (± 1.0)
PM force verticale	288,4 (± 87.0)	279,0 (± 81.3)	272,6 (± 85.7)	264,9 (± 90.5)	276,1 (± 69.0)	278,7 (± 79.9)	269,0 (± 78.3)	264,6 (± 79.3)
PM force AP	71,2 (± 19.3)	72,3 (± 20.7)	69,0 (± 23.9)	66,7 (± 19.9)	64,9 (± 17.5)	65,5 (± 18.6)	66,0 (± 26.7)	61,6 (± 19.7)
PM force ML	24,2 (± 9.9)	23,4 (± 8.8)	25,8 (± 12.2)	23,4 (± 10.9)	23,8 (± 9.5)	23,8 (± 9.7)	22,9 (± 11.1)	22,2 (± 9.1)

^aDénote un effet significatif de la jambe ($p < 0.05$)

Les valeurs grisées indiquent une différence statistiquement significative pour au moins un des 3 facteurs ($p < 0.05$)

L'analyse ANOVA n'a pas permis de montrer d'effet significatif du MOT et de la fatigue sur les paramètres cinétiques étudiés. Le Tableau 4.7 montre que le facteur jambe possède un effet significatif uniquement sur la force de réaction AP au CI (jambe dominante : $4.1 \pm 1.3\%$ MC; jambe non dominante : $3.1 \pm 1.4\%$ MC).

4.4.2 Résultats cinétiques intraparticipants

Les résultats présentés ci-dessous évaluent plus particulièrement l'effet du MOT sur les valeurs des forces de réaction au sol enregistrées pendant un cycle d'atterrissage au moment du CI et pour les valeurs de forces maximales (PM) de chaque participant par rapport à lui-même.

Tableau 4.8 Moyennes (\pm écarts-types) des paramètres cinétiques (%MC) pour chaque participant avec une analyse statistique ANOVA et un test LSD sur l'effet du MOT au CI

Participant	Forces de réaction au contact initial					
	Verticale		Antéropostérieure		Médiolatérale	
	Sans MOT	Avec MOT	Sans MOT	Avec MOT	Sans MOT	Avec MOT
1	15.3 (\pm 3.5)	16.4 (\pm 4.9)	4.4 (\pm 1.9)	4.8 (\pm 2.2)	1.5 (\pm 1.2)	0.5 (\pm 1.4)
2	6.2 (\pm 2.7)	10.4 (\pm 19.1)	2.2 (\pm 1.6)	3.7 (\pm 5.4)	1.4 (\pm 0.8)	1.5 (\pm 1.5)
3	11.6 (\pm 3.9)	11.8 (\pm 4.6)	2.8 (\pm 1.7)	2.7 (\pm 1.8)	1.2 (\pm 0.8)	1.1 (\pm 1.0)
4	10.9 (\pm 4.1)	10.5 (\pm 4.8)	3.4 (\pm 1.4)	3.0 (\pm 1.5)	0.6 (\pm 0.6)	0.4 (\pm 0.7)
5	12.0 (\pm 4.8)	14.2 (\pm 5.2)	3.3 (\pm 1.9)	4.0 (\pm 1.8)	0.9 (\pm 0.9)	1.0 (\pm 0.7)
6	14.6 (\pm 4.6)	16.8 (\pm 5.6)	3.7 (\pm 2.8)	4.7 (\pm 2.1)	0.4 (\pm 0.8)	0.4 (\pm 0.9)
7	10.6 (\pm 4.5)	7.5 (\pm 3.2)	4.4 (\pm 2.1)	2.9 (\pm 2.0)	1.1 (\pm 0.6)	0.8 (\pm 0.4)
8	13.7 (\pm 4.4)	15.6 (\pm 4.5)	3.9 (\pm 2.7)	4.5 (\pm 2.6)	2.3 (\pm 1.8)	2.4 (\pm 1.4)
9	19.1 (\pm 8.8)	21.0 (\pm 10.4)	5.0 (\pm 3.5)	4.3 (\pm 3.2)	2.2 (\pm 1.8)	1.9 (\pm 1.6)
10	12.6 (\pm 3.1)	11.4 (\pm 4.4)	3.4 (\pm 1.1)	3.0 (\pm 1.6)	-1.3 (\pm 0.8)	-1.4 (\pm 0.6)
11	8.0 (\pm 2.1)	7.7 (\pm 2.5)	1.5 (\pm 2.1)	1.3 (\pm 1.6)	1.5 (\pm 1.3)	1.1 (\pm 0.9)
12	12.8 (\pm 2.9)	11.7 (\pm 2.7)	4.2 (\pm 1.7)	3.0 (\pm 1.6)	2.4 (\pm 1.3)	2.1 (\pm 1.1)
13	7.7 (\pm 2.6)	9.0 (\pm 4.3)	3.6 (\pm 1.5)	3.7 (\pm 1.6)	1.1 (\pm 0.7)	0.7 (\pm 1.0)
14	14.9 (\pm 6.4)	14.8 (\pm 6.0)	3.6 (\pm 2.4)	3.1 (\pm 2.4)	1.8 (\pm 2.3)	1.6 (\pm 1.3)
15	18.9 (\pm 12.0)	17.3 (\pm 10.2)	4.7 (\pm 3.0)	5.5 (\pm 2.6)	2.0 (\pm 2.5)	1.4 (\pm 2.0)
16	11.7 (\pm 5.2)	11.0 (\pm 4.5)	4.4 (\pm 2.1)	3.7 (\pm 1.6)	1.7 (\pm 0.8)	1.2 (\pm 0.8)

Les valeurs grisées indiquent une différence statistiquement significative suivant les deux conditions ($p < 0.05$)

Le Tableau 4.8 permet de montrer qu'il existe des résultats significatifs pour les différentes forces de réaction au moment du CI en présence de MOT:

- Une diminution de la force de réaction verticale pour un participant;
- Une diminution de la force de réaction AP pour deux participants;
- Une diminution de la force de réaction ML pour cinq participants.

Tableau 4.9 Moyennes (\pm écarts-types) des paramètres cinétiques (%MC) pour chaque participant avec une analyse statistique ANOVA et un test LSD sur l'effet du MOT à la PM

Participant	Forces de réaction à la position maximale					
	Verticale		Antéropostérieure		Médiolatérale	
	Sans MOT	Avec MOT	Sans MOT	Avec MOT	Sans MOT	Avec MOT
1	345.6 (\pm 78.5)	429.0 (\pm 80.3)	69.0 (\pm 1.9)	73.2 (\pm 22.6)	10.3 (\pm 2.6)	13.0 (\pm 2.5)
2	198.5 (\pm 58.7)	190.2 (\pm 50.1)	53.2 (\pm 6.8)	49.8 (\pm 7.8)	14.3 (\pm 3.4)	13.3 (\pm 3.0)
3	198.7 (\pm 3.9)	180.7 (\pm 54.0)	67.9 (\pm 16.0)	66.2 (\pm 17.2)	16.2 (\pm 5.4)	12.8 (\pm 5.6)
4	229.0 (\pm 47.8)	219.7 (\pm 51.6)	47.8 (\pm 7.2)	48.2 (\pm 6.3)	18.3 (\pm 3.0)	18.7 (\pm 0.7)
5	286.4 (\pm 48.9)	274.0 (\pm 45.6)	72.0 (\pm 21.1)	68.7 (\pm 20.9)	30.8 (\pm 9.5)	30.0 (\pm 7.5)
6	437.6 (\pm 82.8)	374.8 (\pm 93.6)	58.5 (\pm 11.3)	59.2 (\pm 11.4)	45.2 (\pm 14.3)	37.6 (\pm 15.9)
7	214.5 (\pm 32.3)	200.3 (\pm 40.5)	90.0 (\pm 20.1)	87.2 (\pm 19.1)	21.5 (\pm 6.0)	21.7 (\pm 5.6)
8	283.5 (\pm 56.7)	261.1 (\pm 52.2)	56.2 (\pm 7.7)	57.8 (\pm 7.7)	18.5 (\pm 5.3)	19.4 (\pm 5.8)
9	310.2 (\pm 88.9)	305.4 (\pm 55.0)	82.4 (\pm 17.5)	75.1 (\pm 15.9)	24.5 (\pm 9.1)	25.3 (\pm 7.0)
10	232.2 (\pm 37.5)	228.0 (\pm 44.9)	99.2 (\pm 21.3)	95.6 (\pm 21.0)	27.5 (\pm 4.8)	25.9 (\pm 4.5)
11	235.9 (\pm 36.9)	224.7 (\pm 37.6)	39.3 (\pm 4.2)	38.6 (\pm 5.6)	18.4 (\pm 5.0)	17.2 (\pm 5.4)
12	326.1 (\pm 95.7)	313.9 (\pm 70.6)	109.4 (\pm 33.9)	106.0 (\pm 32.0)	27.0 (\pm 10.2)	29.9 (\pm 9.3)
13	199.6 (\pm 36.5)	252.3 (\pm 41.2)	50.1 (\pm 5.4)	55.6 (\pm 5.4)	21.8 (\pm 6.7)	20.7 (\pm 2.9)
14	281.9 (\pm 52.2)	259.2 (\pm 43.4)	70.9 (\pm 18.5)	63.4 (\pm 18.6)	29.8 (\pm 10.4)	24.3 (\pm 10.3)
15	398.8 (\pm 91.5)	409.4 (\pm 89.8)	65.9 (\pm 17.5)	71.1 (\pm 17.3)	40.7 (\pm 17.7)	41.0 (\pm 17.0)
16	246.3 (\pm 79.0)	222.3 (\pm 78.7)	52.9 (\pm 12.0)	48.1 (\pm 12.5)	21.8 (\pm 10.1)	20.2 (\pm 10.0)

Les valeurs grisées indiquent une différence statistiquement significative suivant les deux conditions ($p < 0.05$)

Le Tableau 4.9 permet de montrer qu'il existe des résultats significatifs pour les valeurs maximales (PM) des différentes forces de réaction au cours du cycle d'atterrissage en présence de MOT :

- Une augmentation de la force de réaction verticale pour deux participants et une diminution de la force de réaction verticale pour un participant;
- Une augmentation de la force de réaction AP pour un participant et une diminution de la force de réaction AP pour un second participant;
- Une augmentation de la force ML pour un participant et une diminution de la force ML pour deux participants.

Les résultats liés à l'effet du MOT post-fatigue sur les paramètres cinétiques étudiés sont disponibles en ANNEXE VI (Tableau-A VI-10 et Tableau-A VI-11).

4.5 Comparaisons des groupes

Il semble intéressant de comparer les résultats cognitifs et les résultats biomécaniques des différents groupes respectifs identifiés (groupe basse performance ou BP avec groupe haute performance ou HP; « Significatif MOT », « Significatif torse en flexion », « Significatif hanche en flexion » et « Significatif genou en flexion » avec leur groupe non significatif respectif). Pour cela, plusieurs t-test ont été réalisés pour évaluer s'il existe une différence statistiquement significative entre deux groupes de participants.

4.5.1 Scores IVA-AE2 et seuils MOT

Aucune différence statistiquement significative n'est ressortie des comparaisons des seuils MOT entre les différents groupes identifiés (« Significatif MOT » : $2.1 \pm 0.3 \text{ log.cm.s}^{-1}$ et « Non significatif MOT » : $2.4 \pm 0.8 \text{ log.cm.s}^{-1}$; groupe BP : $2.1 \pm 0.4 \text{ log.cm.s}^{-1}$ et groupe HP : $2.5 \pm 0.8 \text{ log.cm.s}^{-1}$; « Significatif torse en flexion » : $2.2 \pm 0.6 \text{ log.cm.s}^{-1}$ et « Non significatif torse en flexion » : $2.3 \pm 0.7 \text{ log.cm.s}^{-1}$; « Significatif hanche en flexion » : $2.3 \pm 0.6 \text{ log.cm.s}^{-1}$ et « Non significatif hanche en flexion » : $2.2 \pm 0.6 \text{ log.cm.s}^{-1}$; « Significatif genou en flexion » : $2.2 \pm 0.3 \text{ log.cm.s}^{-1}$ et « Non significatif genou en flexion » : $2.3 \pm 0.8 \text{ log.cm.s}^{-1}$). Il est toutefois possible de remarquer que la moyenne des groupes « Significatif MOT », groupe BP, « Significatif torse en flexion » et « Significatif genou en flexion » se situe en dessous de la moyenne générale ($2.3 \pm 0.6 \text{ log.cm.s}^{-1}$). Les graphiques comparant les scores MOT des différents groupes sont répertoriés en ANNEXE VII.

Aucune différence statistiquement significative n'a pu être relevée entre les scores obtenus au test IVA-AE2 du groupe « Significatif MOT » avec ceux du groupe non significatif. Il n'existe pas non plus de différence statistiquement significative entre les scores des groupes « Significatif torse en flexion », « Significatif hanche en flexion » et leur groupe non significatif respectif. Seulement un score démontre une différence statistiquement significative entre le groupe « Significatif genou en flexion » et le groupe « Non significatif genou en flexion ». En effet, le groupe non significatif obtient un score de « *Dependability (Visual)* » plus élevé (111.2 ± 8.4) que celui du groupe significatif (107.1 ± 7.8).

Les résultats liés à la comparaison des scores IVA-AE2 des groupes « Significatif MOT », « Significatif torse en flexion », « Significatif hanche en flexion » et « Significatif genou en flexion » sont disponibles en ANNEXE VIII.

4.5.2 Résultats de la tâche motrice simple

Pour évaluer si les groupes « Significatif MOT », « Significatif torse en flexion », « Significatif hanche en flexion », « Significatif genou en flexion » et si le groupe BP sont plus affectés par le MOT lorsqu'ils réalisent une tâche motrice simple en comparaison de leur groupe respectif, un t-test a été effectué sur la différence entre le nombre de touches quand la tâche motrice est combinée avec le MOT et quand la tâche motrice est réalisée seule (différence statistiquement significative pour $p < 0.05$). Aucune différence statistiquement significative n'a pu être trouvée au sein de chaque groupe respectif : groupes IVA-AE2 (groupe HP : 4.7 ± 5.8 ; groupe BP : 4.5 ± 2.3 touches), groupes « Flexion au torse » (groupe « Non significatif torse en flexion » : 3.6 ± 5.4 ; groupe « Significatif torse en flexion » : 5.5 ± 2.7), groupes « Flexion à la hanche » (groupe « Non significatif hanche en flexion » : 2.3 ± 2.5 ; groupe « Significatif hanche en flexion » : 5.8 ± 4.4) et les groupes « Flexion au genou » (groupe « Non significatif genou en flexion » : 4.4 ± 4.6 ; groupe « Significatif genou en flexion » : 4.9 ± 3.9). Bien qu'aucune différence statistiquement significative ne soit ressortie de l'analyse statistique, les groupes BP, « Significatif torse en flexion », « Significatif hanche en flexion » et « Significatif genou en flexion » démontrent un écart plus important entre la condition de double tâche et la condition où la tâche motrice est réalisée seule que leur groupe respectif.

4.5.3 Résultats cinématiques

Les résultats présentés dans le Tableau 4.10 comparent les paramètres cinématiques obtenus lors de la tâche biomécanique et mesurés au CI ainsi qu'au moment où les angles articulaires sont maximaux (PM), des participants présentant des différences statistiquement significatives à ceux n'en présentant aucune.

Les résultats du participant n°1 n'ont pas été pris en compte pour calculer les moyennes ainsi que les écarts-types à la hanche puisque la plaque fémorale posée sur sa jambe non dominante a bougé lors des essais post-fatigue.

Tableau 4.10 Moyennes (\pm écarts-types) des résultats cinématiques ($^{\circ}$) de la tâche biomécanique d'atterrissage suivant les 5 groupes

Variables cinématiques	Groupes IVA-AE2		Groupes tâche motrice		Groupes flexion au torse		Groupes flexion à la hanche		Groupes flexion au genou	
	HP	BP	NS MOT	S MOT	NS torse	S torse	NS hanche	S hanche	NS genou	S genou
CI flexion du torse	15.0 (± 7.7)	16.8 (± 6.5)	13.2 (± 6.1)	19.7 (± 6.6)	13.4 (± 6.8)	18.0 (± 7.2)	13.5 (± 7.5)	17.5 (± 6.5)	13.6 (± 7.0)	19.8 (± 6.4)
PM flexion du torse	19.2 (± 10.3)	28.4 (± 21.1)	18.7 (± 10.1)	31.7 (± 22.5)	21.4 (± 11.2)	26.6 (± 22.5)	17.9 (± 9.6)	28.3 (± 20.4)	20.0 (± 11.5)	30.5 (± 23.7)
CI flexion du genou	27.4 (± 4.4)	26.4 (± 5.6)	25.1 (± 4.8)	29.1 (± 4.7)	25.1 (± 4.8)	28.7 (± 4.9)	25.8 (± 6.4)	27.5 (± 4.9)	26.3 (± 5.1)	27.8 (± 6.7)
CI abduction du genou	-2.1 (± 4.3)	-2.1 (± 5.8)	-1.0 (± 4.9)	-3.6 (± 5.1)	-1.9 (± 4.7)	-2.4 (± 5.6)	-0.4 (± 5.2)	-3.2 (± 4.9)	-1.6 (± 4.9)	-3.0 (± 5.8)
CI Rotation interne du genou	1.4 (± 5.0)	4.1 (± 5.5)	3.2 (± 6.3)	2.6 (± 4.0)	4.9 (± 5.8)	1.0 (± 4.3)	2.6 (± 6.7)	3.1 (± 4.6)	2.2 (± 5.8)	4.0 (± 4.6)
PM flexion du genou	93.5 (± 9.7)	105.1 (± 18.7)	96.1 (± 13.5)	105.1 (± 18.6)	98.6 (± 14.3)	101.8 (± 18.3)	97.4 (± 18.4)	101.6 (± 15.1)	98.3 (± 15.4)	102.9 (± 24.7)
PM abduction du genou	-0.2 (± 7.2)	0.8 (± 8.4)	2.1 (± 7.6)	-1.9 (± 7.8)	2.6 (± 7.7)	-1.9 (± 7.6)	0.9 (± 7.9)	0.0 (± 7.9)	-0.8 (± 6.0)	2.2 (± 10.9)
PM rotation interne du genou	-4.0 (± 9.0)	-3.9 (± 13.6)	-3.0 (± 11.7)	-5.1 (± 11.9)	-1.1 (± 11.2)	-6.9 (± 11.8)	-6.0 (± 9.7)	-2.7 (± 12.8)	-3.1 (± 11.1)	-5.4 (± 13.5)

Tableau 4.10 Moyennes (\pm écarts-types) des résultats cinématiques ($^{\circ}$) de la tâche biomécanique d'atterrissage suivant les 5 groupes (suite)

Variables cinématiques	Groupes IVA-AE2		Groupes tâche motrice		Groupes flexion au torse		Groupes flexion à la hanche		Groupes flexion au genou	
	HP	BP	NS MOT	S MOT	NS torse	S torse	NS hanche	S hanche	NS genou	S genou
CI flexion de la hanche	-49.0 (± 11.3)	-45.7 (± 10.8)	-45.0 (± 10.9)	-49.4 (± 10.8)	-43.4 (± 10.8)	-50.8 (± 9.7)	-46.5 (± 9.7)	-47.4 (± 11.5)	-43.9 (± 9.1)	-52.4 (± 13.0)
CI abduction de la hanche	-4.3 (± 4.2)	-5.0 (± 6.8)	-5.5 (± 6.0)	-3.9 (± 5.6)	-4.4 (± 5.8)	-5.0 (± 6.2)	-6.2 (± 6.0)	-3.8 (± 5.8)	-5.0 (± 5.9)	-4.1 (± 6.3)
CI rotation interne de la hanche	3.6 (± 5.9)	3.7 (± 7.5)	4.2 (± 6.8)	3.1 (± 6.9)	4.5 (± 7.4)	3.0 (± 6.2)	4.8 (± 5.8)	3.1 (± 7.2)	4.2 (± 6.6)	3.0 (± 7.4)
PM flexion de la hanche	-76.4 (± 14.6)	-87.3 (± 24.4)	-75.6 (± 21.7)	-91.4 (± 18.3)	-80.2 (± 22.2)	-86.1 (± 19.9)	-79.0 (± 24.0)	-85.5 (± 18.9)	-78.0 (± 21.7)	-91.4 (± 13.1)
PM abduction de la hanche	0.6 (± 7.1)	-6.6 (± 13.6)	-1.7 (± 10.5)	-6.0 (± 13.1)	0.8 (± 9.8)	-8.4 (± 12.1)	-6.5 (± 10.1)	-2.0 (± 12.6)	-1.9 (± 10.1)	-6.6 (± 14.4)
PM rotation interne de la hanche	-5.4 (± 6.6)	-4.7 (± 10.3)	-4.9 (± 8.9)	-5.0 (± 9.2)	-6.3 (± 8.5)	-3.8 (± 9.2)	-3.6 (± 8.9)	-6.0 (± 8.8)	4.2 (± 6.6)	3.0 (± 7.4)

Les valeurs grisées indiquent une différence statistiquement significative entre deux groupes respectifs ($p < 0.05$)

Plusieurs différences statistiquement significatives sont à noter :

- La flexion du torse au CI est plus élevée pour les groupes « Significatif MOT », « Significatif torse en flexion », « Significatif hanche en flexion » et « Significatif genou en flexion » que pour leur groupe non significatif respectif;
- La flexion du torse à la PM est plus élevée pour le groupe BP que pour le groupe HP. Elle est également plus élevée pour le groupe « Significatif MOT », « Significatif hanche en flexion » et « Significatif genou en flexion » que pour leur groupe non significatif respectif;
- La flexion du genou au CI est plus importante pour les groupes « Significatif MOT » ainsi que « Significatif torse en flexion » que pour leur groupe non significatif respectif;

- L'abduction du genou au CI est plus élevée pour les groupes « Significatif MOT » et « Significatif hanche en flexion » que pour leur groupe non significatif respectif;
- La rotation externe du genou au CI est plus élevée pour le groupe BP que pour le groupe HP. Elle est plus faible pour le groupe « Significatif torse en flexion » que pour le reste des participants;
- La flexion du genou à la PM est plus élevée pour les groupes BP et « Significatif MOT » que le groupe HP et le groupe non affecté par le MOT lors de la phase de tâche motrice simple;
- Les groupes « Significatif MOT », « Significatif torse en flexion » et « Non significatif genou en flexion » ont tendance à exhiber une position de leur genou en abduction à la PM alors que les groupes « Non significatif MOT », « Non significatif torse en flexion » et « Significatif genou en flexion » ont tendance à exhiber un genou en position d'adduction à la PM;
- Le groupe « Significatif torse en flexion » a tendance à exhiber plus de rotation interne au genou à la PM que le reste des participants;
- La flexion à la hanche au CI est plus élevée pour les groupes « Significatif MOT », « Significatif torse en flexion » et « Significatif genou en flexion » que pour leur groupe non significatif respectif;
- L'abduction à la hanche au CI est plus faible pour le groupe « Significatif hanche en flexion » que pour le reste des participants;
- La flexion à la hanche à la PM est plus élevée pour le groupe BP par rapport au groupe HP ainsi que pour les groupes « Significatif MOT » et « Significatif genou en flexion » par rapport à leur groupe non significatif respectif;
- Le groupe BP ainsi que le groupe « Significatif torse en flexion » présentent une hanche en abduction à la PM alors que le groupe HP et le groupe « Non significatif torse en flexion » présentent une hanche en adduction. L'abduction à la PM est plus élevée pour les groupes « Significatif MOT », « Non significatif hanche en flexion » et « Significatif genou en flexion » que pour leur groupe respectif.

4.5.4 Résultats cinétiques

Les résultats présentés dans le Tableau 4.11 reprennent les paramètres cinétiques obtenus lors de la tâche biomécanique et mesurés au CI ainsi qu'au moment où les valeurs des forces sont maximales (PM), des participants présentant des différences statistiquement significatives à ceux n'en présentant aucune.

Tableau 4.11 Moyennes (\pm écarts-types) des résultats cinétiques (%MC) de la tâche biomécanique d'atterrissage suivant les 4 groupes

Variables cinétiques	Groupes IVA-AE2		Groupes tâche motrice		Groupes flexion au torse		Groupes flexion à la hanche		Groupes flexion au genou	
	HP	BP	NS MOT	S MOT	NS torse	S torse	NS hanche	S hanche	NS genou	S genou
CI force verticale	14.0 (\pm 5.9)	11.4 (\pm 3.1)	13.7 (\pm 4.1)	11.1 (\pm 5.1)	12.3 (\pm 4.0)	12.8 (\pm 5.4)	13.7 (\pm 4.4)	11.9 (\pm 4.8)	13.0 (\pm 5.5)	11.9 (\pm 3.0)
CI force AP	4.1 (\pm 1.5)	3.2 (\pm 1.2)	3.9 (\pm 1.2)	3.2 (\pm 1.5)	3.6 (\pm 1.2)	3.6 (\pm 1.6)	3.7 (\pm 1.6)	3.6 (\pm 1.3)	3.6 (\pm 1.6)	3.6 (\pm 0.9)
CI force ML	1.4 (\pm 1.0)	1.0 (\pm 1.1)	1.0 (\pm 1.2)	1.4 (\pm 0.9)	0.8 (\pm 1.2)	1.5 (\pm 0.9)	0.8 (\pm 1.3)	1.4 (\pm 1.0)	1.2 (\pm 1.3)	1.1 (\pm 0.8)
PM force verticale	314.3 (\pm 93.8)	243.0 (\pm 47.8)	282.3 (\pm 77.3)	263.7 (\pm 82.1)	274.3 (\pm 83.6)	273.1 (\pm 76.0)	299.3 (\pm 84.3)	259.1 (\pm 73.3)	275.9 (\pm 82.2)	271.2 (\pm 76.0)
PM force AP	62.7 (\pm 12.5)	70.6 (\pm 24.8)	68.6 (\pm 18.3)	65.3 (\pm 23.3)	67.5 (\pm 18.5)	66.5 (\pm 22.7)	65.9 (\pm 21.4)	67.9 (\pm 20.3)	65.8 (\pm 19.2)	69.5 (\pm 22.9)
PM force ML	24.7 (\pm 12.8)	22.9 (\pm 7.0)	23.5 (\pm 9.2)	23.9 (\pm 10.9)	22.4 (\pm 10.0)	24.8 (\pm 9.9)	23.9 (\pm 10.8)	23.5 (\pm 9.5)	25.4 (\pm 10.5)	20.8 (\pm 8.3)

Les valeurs grisées indiquent une différence statistiquement significative entre deux groupes respectifs ($p < 0.05$)

Plusieurs différences statistiquement significatives sont à noter :

- La force de réaction au sol verticale est plus faible pour les groupes BP, « Significatif MOT » et « Significatif hanche en flexion » au moment du CI que pour leur groupe respectif;
- La force de réaction au sol AP est plus faible pour les groupes BP, « Significatif MOT » et « Significatif hanche en flexion » que pour leur groupe respectif au moment du CI;
- La force de réaction au sol ML est plus faible pour le groupe BP que pour le groupe HP au moment du CI. Elle est plus élevée pour les groupes « Significatif torse en flexion » et « Significatif hanche en flexion » que pour leur groupe non significatif respectif au moment du CI;
- La force de réaction au sol verticale pour les valeurs de forces maximales est plus faible pour le groupe BP en comparaison du groupe HP ainsi que pour le groupe « Significatif hanche en flexion » par rapport aux participants appartenant au groupe non significatif;
- La force de réaction au sol AP est plus élevée pour le groupe BP par rapport au groupe HP pour les valeurs de forces maximales;
- La force de réaction au sol ML pour les valeurs de forces maximales est plus faible pour les groupes « Significatif hanche en flexion » et « Significatif genou en flexion » que pour leur groupe non significatif respectif.

CHAPITRE 5

DISCUSSION

L'objectif de cette étude était de quantifier l'effet combiné d'une tâche perceptivo-cognitive avec la fatigue physique sur les changements observés lors d'un atterrissage et d'identifier les caractéristiques des individus pour qui la charge cognitive possède un effet sur la biomécanique de l'atterrissage. La fatigue entraîne des changements dans la biomécanique de l'atterrissage lorsque les résultats de tous les participants sont confondus puisqu'une diminution significative de la flexion au genou ainsi qu'à la hanche au CI est constatée. Les résultats ne permettent pas de mettre en évidence de changements significatifs dans la biomécanique d'atterrissage en présence de la tâche de MOT quel que soit le niveau de fatigue. En revanche pour trois groupes de participants se recoupant (14 participants au total), la tâche de MOT entraîne des changements biomécaniques significatifs au niveau de la flexion au torse ainsi qu'à la hanche et au genou lorsque chaque participant est comparé à lui-même. Particulièrement, il est possible de remarquer que les participants affectés par la présence du MOT affichent soit des augmentations soit des diminutions significatives de ces angles de flexion. En ce qui concerne les changements biomécaniques observés au genou, la fatigue est nécessaire pour que l'effet du MOT soit significatif. Par ailleurs, quatre participants se retrouvent dans chacun des trois groupes (n°3, 5, 12 et 13), le participant n°4 se retrouve dans les groupes « Significatif hanche en flexion » ainsi que « Significatif genou en flexion » et le participant n°15 se retrouve dans les groupes « Significatif torse en flexion » et « Significatif hanche en flexion ». On peut ainsi supposer que ces participants sont d'autant plus affectés par la présence d'une charge cognitive.

En outre, la tâche de MOT a un effet significatif sur la tâche biomécanique simple (taper du pied) lorsque les deux conditions du test sont comparées (tâche motrice réalisée seule et tâche motrice combinée avec la tâche cognitive). La présence du MOT entraîne ainsi une diminution du nombre de fois où le pied touche les plateformes de force. En regardant les résultats des participants un par un, il en ressort également qu'un sous-groupe composé de

sept participants démontrent une diminution significative du paramètre enregistré dans la condition de double tâche.

Notre première hypothèse stipulait que l'ajout d'une tâche perceptivo-cognitive combinée à la fatigue musculaire entraîne des changements biomécaniques lors d'exercices d'atterrissages. Cette hypothèse n'est pas vérifiée pour l'ensemble des participants, néanmoins en analysant la biomécanique de l'atterrissage de chaque participant par rapport à lui-même, certains participants affichent des modifications significatives des angles de flexion au torse, à la hanche et au genou. Ce qui a permis de construire trois groupes de participants d'après les changements observés. La variabilité dans les stratégies d'atterrissage des participants peut expliquer cette absence d'effet de groupe. En effet, en comparant les angles de flexion au genou à la PM des deux participants possédant les valeurs moyennes extrêmes, on remarque une différence d'environ 50° . Il est également possible de voir que certains participants atterrissent avec un genou (ou la hanche) en abduction alors que d'autres démontrent une position en adduction. Ce qui est également vrai pour la rotation interne et externe, que ce soit au genou ou à la hanche. La différence de niveau athlétique et du sport pratiqué par les participants, le sexe ainsi que le fait que le mouvement ne soit pas contraint sont des paramètres qui peuvent également conduire à ce résultat.

Des études récentes ont également démontré qu'une tâche cognitive ou la réalisation d'une tâche d'atterrissage dans une condition non anticipée, c'est-à-dire qui ne permet pas la pré-planification du mouvement, entraînent des changements dans la biomécanique de l'atterrissage. Dai et al. (2017) ont évalué les effets d'une tâche cognitive secondaire, qui consistait à compter à l'envers, sur une tâche d'atterrissage identique à celle de la présente étude. Ils ont pu mettre en évidence que les athlètes démontrent une diminution de l'angle de flexion au genou au CI, une augmentation de la valeur maximale des forces de réaction au sol postérieure et verticale ainsi qu'une diminution de la hauteur des sauts lorsque la tâche biomécanique est réalisée simultanément avec la tâche cognitive. Il est possible que le nombre plus faible de participant et la différence entre la tâche cognitive utilisée dans la présente étude et celle utilisée pour l'étude de Dai et al. (2017), aient conduit à des résultats

différents. Lors d'exercices d'atterrissage sur une jambe, Borotikar et al. (2008) ainsi que McLean et Samorezov (2009) ont montré que la prise de décision impacte de façon significative les postures à la hanche. En effet, leurs résultats montrent une diminution de l'angle de flexion à la hanche au CI ainsi qu'une augmentation de l'angle de rotation interne au CI. À la PM, leurs résultats démontrent une augmentation des angles d'abduction et de rotation interne au genou lors d'un atterrissage dans une condition non anticipée en comparaison d'une condition anticipée. McLean et Samorezov (2009) ont également démontré une augmentation significative des angles et des moments de rotation interne à la hanche ainsi que des moments externes appliqués au genou (flexion, abduction et rotation interne). Il semble exister une interaction entre la fatigue et la prise de décision. En effet, les effets de la fatigue sont plus prononcés lors d'atterrissages non anticipés par rapport à des atterrissages anticipés (Borotikar et al., 2008; McLean & Samorezov, 2009).

Par ailleurs, il existe plusieurs différences significatives au niveau des paramètres cinématiques entre le groupe « Significatif MOT » et le groupe « Non significatif MOT ». Particulièrement, le groupe « Significatif MOT » affiche en moyenne plus de flexion au torse (CI et PM), plus de flexion au genou (CI et PM), plus d'abduction au genou au CI. À la PM le groupe « Significatif MOT » affiche une position en abduction du genou alors que le groupe « Non significatif MOT » affiche une position en adduction. Ils démontrent également plus de flexion à la hanche (CI et PM) et plus d'abduction à la hanche à la PM en comparaison du groupe « Non significatif MOT ». En ce qui concerne les paramètres cinétiques, la force de réaction au sol verticale au CI est significativement moins importante pour le groupe « Significatif MOT » tout comme la force AP au CI comparé au groupe « Non significatif MOT ». En s'intéressant plus particulièrement aux groupes de performance cognitive, les résultats démontrent des différences entre les groupes BP et HP au niveau des angles de flexion au torse, à la hanche et au genou, des angles d'abduction/adduction à la hanche et de rotation interne au genou ainsi qu'au niveau des forces de réaction au sol. Par conséquent, les athlètes affectés par la présence du MOT lorsqu'ils réalisent une tâche motrice simple affichent des stratégies d'atterrissage différentes du reste des participants, tout comme les athlètes présentant une performance cognitive plus faible par rapport à ceux ayant

une performance cognitive plus élevée. Il est possible que ces différences puissent conduire les athlètes affectés par la présence du MOT à effectuer des mouvements plus hasardeux lorsque la charge cognitive est importante en situation de jeu réelle.

Les résultats du présent projet indiquent une diminution significative de l'angle de flexion au genou ainsi qu'à la hanche au CI en présence de fatigue, ce qui est en accord avec les résultats d'autres études évaluant les effets de la fatigue sur la biomécanique de l'atterrissage (Benjaminse et al., 2008; Borotikar et al., 2008; Chappell et al., 2005; Cortes et al., 2014; McLean et al., 2007; McLean & Samorezov, 2009). À la différence de Méjane (2015), qui cherchait également à quantifier les effets combinés de la fatigue musculaire et d'une tâche cognitive (la tâche de MOT) sur la biomécanique de l'atterrissage, le présent projet n'a pas permis de démontrer que la présence d'une tâche cognitive augmente l'effet de la fatigue, comparé à l'effet de la fatigue seule. En effet, l'augmentation de l'abduction au genou à la PM était d'autant plus importante dans son projet lorsque la fatigue était combinée avec la tâche de MOT. Néanmoins dans la présente étude, la fatigue est nécessaire pour que l'effet du MOT soit significatif pour un groupe composé de six participants. Par ailleurs, les paramètres cinématiques affectés par la tâche de MOT sont différents entre les deux études. En effet, la tâche de MOT possède un effet significatif sur l'abduction au genou dans l'étude de Méjane (2015), tandis-ce que dans le présent projet l'effet de la tâche de MOT est visible sur les angles de flexion au torse, à la hanche ainsi qu'au genou. Ces différences peuvent s'expliquer par le fait qu'un atterrissage unilatéral implique une stratégie d'atterrissage différente de celle d'un atterrissage bilatéral. Il semble également qu'un atterrissage unilatéral soit plus demandant fonctionnellement qu'un atterrissage bilatéral. En effet, lors d'un atterrissage unilatéral, une unique jambe se trouve chargée de décélérer le centre de masse et cela sur une période de temps relativement courte (Borotikar et al., 2008). D'autres études démontrent également des différences entre des atterrissages unilatéraux et bilatéraux. Certaines études semblent démontrer une diminution de l'angle de flexion au genou ainsi qu'une augmentation de l'abduction au genou pour un atterrissage unilatérale en comparaison d'un atterrissage bilatéral (Pappas, Hagins, et al., 2007). Dans cette étude les

participants tendent à limiter leur angle de flexion au genou lors d'atterrissages unilatéraux, probablement dans le but de prévenir une chute.

L'hypothèse suivante concerne les trois groupes d'athlètes (« Significatif torse en flexion », « Significatif hanche en flexion » et « Significatif genou en flexion ») qui sont affectés par la présence du MOT lorsqu'ils réalisent un exercice biomécanique d'atterrissage. Il a été supposé que ces participants possèdent des scores neurocognitifs plus faibles que les participants ne se trouvant pas affectés par le MOT. Cette hypothèse n'est pas vérifiée puisqu'aucun résultat significatif n'est constaté pour les groupes « Flexion au torse » et « Flexion à la hanche ». En ce qui concerne les groupes « Flexion au genou » seulement un score se révèle significatif. Ainsi le groupe « Significatif genou en flexion » possède un score « *Dependability (Auditory)* » plus faible que le reste des participants. Cette mesure indique que les participants du groupe « Significatif genou en flexion » possèdent des temps de réponse plus variables que le reste des participants. Ils sont ainsi plus sujets aux distractions et moins concentrés sur la tâche à accomplir. Exclure des analyses statistiques les athlètes n°5 et n°16 a peut-être conduit à cette absence de résultats. En effet, le participant n°5 fait partie de tous les groupes significatifs ainsi que du groupe BP quant au participant n°16, il appartient au groupe BP et au groupe « Significatif torse en flexion ». Lors de la réalisation du test IVA-AE2 l'exercice semblait plus compliqué pour ces deux participants (erreurs répétées et difficulté à rester concentré). Il est également possible de remarquer que ce sont eux qui ont de manière générale les scores les plus faibles par rapport aux autres participants. D'autre part, Herman et Barth (2016) ont montré dans leur étude qu'une performance cognitive faible est associée avec des changements dans la biomécanique de l'atterrissage. En effet, ils ont identifié un groupe possédant de faibles performances cognitives et ils ont démontré que les participants appartenant à ce groupe atterrissent avec une force de réaction verticale au sol maximale et une force de cisaillement antérieure tibiale plus importante, un moment en abduction du genou et un angle d'abduction au genou plus élevé ainsi qu'un angle au torse plus faible. Par ailleurs, il n'y a aucune différence statistiquement significative à noter entre les résultats du groupe « Significatif MOT » par rapport au groupe « Non significatif MOT ».

La dernière hypothèse suppose que les athlètes appartenant aux groupes « Significatif torse en flexion », « Significatif hanche en flexion » et « Significatif genou en flexion » sont plus affectés par le MOT lorsqu'ils réalisent une tâche motrice simple. Or aucune différence significative n'est à noter entre les groupes affectés par le MOT de ceux non affectés. Cependant, bien que cette différence ne soit pas significative, ces athlètes semblent tout de même plus affectés par la présence du MOT puisque la différence du nombre de fois où leur pied touche les plateformes de force entre les conditions de simple et double tâche est plus importante que pour le reste des participants : groupes « Flexion au torse » (groupe « Non significatif torse en flexion » : 3.6 ± 5.4 ; groupe « Significatif torse en flexion » : 5.5 ± 2.7), groupes « Flexion à la hanche » (groupe « Non significatif hanche en flexion » : 2.3 ± 2.5 ; groupe « Significatif hanche en flexion » : 5.8 ± 4.4) et les groupes « Flexion au genou » (groupe « Non significatif genou en flexion » : 4.4 ± 4.6 ; groupe « Significatif genou en flexion » : 4.9 ± 3.9). Ceci peut s'expliquer par le fait que la population étudiée n'est pas suffisamment importante pour conduire à des conclusions significatives. Par ailleurs, la présence de MOT ne semble pas non plus affecter de manière différente les groupes BP et HP.

Les résultats du présent projet de recherche permettent d'isoler trois groupes de participants qui démontrent chacun des différences significatives au niveau de l'angle de flexion au torse, à la hanche et/ou au genou en présence de MOT. Sur les huit participants appartenant au groupe « Significatif torse en flexion », sept participants démontrent une diminution significative de l'angle de flexion au torse. Sur les dix participants appartenant au groupe « Significatif hanche en flexion », cinq participants démontrent une diminution de leur angle de flexion à la hanche. En ce qui concerne les six participants appartenant au groupe « Significatif genou en flexion », deux participants démontrent une diminution de l'angle de flexion au genou en présence de MOT. Ces modifications de la stratégie d'atterrissage pourraient conduire à une augmentation du risque de blessure au LCA. En effet, une diminution de l'angle de flexion à la hanche et au genou peut conduire à une force d'atterrissage transmise au genou plus importante (Alentorn-Geli et al., 2009). Il semble qu'un angle de flexion plus petit au genou soit responsable de l'augmentation de la force de

cisaillement antérieure au genou et par conséquent de la translation antérieure du tibia par rapport au fémur (Dai, Mao, Garrett, & Yu, 2014). Puisque le LCA constitue le principal frein du mouvement antérieur du tibia par rapport au fémur (Markolf et al., 1995), une augmentation de ce déplacement peut amener à augmenter la contrainte appliquée sur le LCA. Il est également reporté qu'au moment de la blessure, le genou se trouve proche de l'extension complète ou en extension complète. Olsen et al. (2004) ont prouvé dans leur étude qu'un angle de flexion au genou compris entre 0° et 30° conduit à une augmentation de la contrainte appliquée sur le LCA. Dai et al. (2012) ont également associé l'augmentation du chargement sur le LCA avec une diminution de la flexion au genou. Par ailleurs, il a été démontré qu'une augmentation de l'angle de flexion au torse tend à diminuer les forces liées à l'atterrissage et place les articulations des membres inférieurs dans une position plus fléchie, ce qui diminue le chargement appliqué sur le LCA (Blackburn & Padua, 2008, 2009). De façon générale la littérature s'accorde sur le fait qu'un atterrissage plus souple, et donc plus fléchi, permet au muscle de dissiper l'énergie liée à l'atterrissage plus efficacement par rapport à un atterrissage plus raide, ce qui tend à diminuer la contrainte appliquée sur le LCA et ainsi le risque de blessure (Devita & Skelly, 1992; Ireland, 1999). À l'inverse, une stratégie d'atterrissage qui implique plus d'extension au niveau des articulations est néfaste pour le LCA, puisque les forces d'atterrissage augmentent avec l'activité des quadriceps tout en diminuant l'angle de flexion au genou. Ce qui induit une augmentation de la force de cisaillement tibiale antérieure et par conséquent le chargement sur le LCA (Shimokochi et al., 2013). Il est important de remarquer que dans le présent projet, ces observations sont visibles pour un très petit nombre de participants, ce qui a pu biaiser les résultats.

Ces conclusions peuvent également s'appliquer à la fatigue puisque dans le présent projet, elle induit une diminution significative des angles de flexion au genou ainsi qu'à la hanche au CI. La relation entre la fatigue musculaire et les modifications biomécaniques résultantes peut dépendre de la nature de la tâche biomécanique. En effet, lors d'atterrissages bilatéraux aucun effet de la fatigue sur les paramètres biomécaniques à la hanche n'ont pu être observés dans les études de Chappell et al. (2005) et McLean et al. (2007) alors que pour des atterrissages unilatéraux, Borotikar et al. (2008) ont pu démontrer une diminution

significative de la flexion à la hanche associée à une augmentation significative de la rotation interne. Par ailleurs, il a été démontré que la réalisation d'une tâche biomécanique (atterrissage, « *side step cutting* », course à pied, etc.) dans des conditions non anticipées, augmente le risque de blessure au LCA probablement dû à un intervalle de temps trop court pour pouvoir planifier une stratégie d'ajustement posturale appropriée (Almonroeder et al., 2015; Besier et al., 2001; Houck et al., 2006). Ces études tendent à prouver qu'un état de fatigue combiné avec une prise de décision représente le pire scénario en matière d'augmentation du risque de blessure puisqu'il conduit à des adaptations biomécaniques pouvant mener à une blessure. Ce sont également des facteurs qui se retrouvent fréquemment simultanément lors d'une situation de jeu réelle (Borotikar et al., 2008).

Bien qu'il soit possible d'observer des modifications dans les stratégies d'atterrissages, aucun lien n'a pu être mis en évidence entre une performance cognitive faible et un risque plus important de blessure en évaluant les résultats du présent projet de recherche. Cependant, dans leur étude qui visait à établir que la performance cognitive pouvait avoir un impact sur la biomécanique de l'atterrissage, Herman et Barth (2016) ont montré que les athlètes possédant une performance cognitive faible génèrent des schémas cinétiques et cinématiques liés aux ruptures du LCA. En effet, ces athlètes démontraient une force de réaction verticale au sol ainsi qu'une force de cisaillement tibiale antérieure plus élevées, un moment et un angle d'abduction au genou plus important ainsi qu'un angle de flexion au torse plus faible. Bien que leur tâche biomécanique d'atterrissage soit similaire à celle de la présente étude, elle est effectuée de manière non anticipée, le test neurocognitif utilisé pour classer les athlètes par groupe de performance cognitive n'est pas le même (Concussion Resolution Index, CRI) et la population du présent projet est moins nombreuse. Ces conditions peuvent expliquer la différence de résultats entre les deux études. Par ailleurs, Swanik et al. (2007) ont cherché à évaluer la relation entre la fonction cognitive et les blessures au LCA en comparant les scores neurocognitifs pré-saison, obtenus grâce au logiciel ImPACT, d'athlètes ayant subi une blessure sans contact du LCA avec un groupe d'athlètes de contrôles. Leurs résultats permettent d'affirmer que des différences dans la performance cognitive pourraient

être associées avec une perte du contrôle neuromusculaire ainsi que des erreurs de coordination, ce qui prédisposerait certains athlètes à un risque de blessure plus élevé.

Une limitation liée au protocole de fatigue est qu'il n'existe encore aucune méthode permettant d'assurer qu'il induit une fatigue musculaire de manière efficace (Santamaria & Webster, 2010). Lorsqu'un protocole induisant une fatigue générale est utilisé, il est également très difficile de quantifier, et par conséquent de comparer, l'adaptation des forces et de la puissance induites par la fatigue (McLean et al., 2007). C'est pour cela que de nombreuses études ont défini la fatigue maximale comme étant le point où le participant ne parvient plus à réaliser une partie spécifique de la tâche de fatigue, en se basant sur un épuisement volontaire (Madigan & Pidcoe, 2003). Les tâches de fatigue impliquant des répétitions de squats permettent ainsi d'induire une fatigue des différents muscles impliqués dans le contrôle et la coordination d'une tâche de saut et d'atterrissage. Elles engagent en effet, les muscles agonistes et antagonistes de la hanche, du genou et de la cheville (Borotikar et al., 2008). Par ailleurs, des artéfacts de peau ont pu induire des erreurs dans la mesure des angles articulaires bien que les corps rigides utilisés à la place des marqueurs positionnés sur les points de repères anatomiques permettent de les limiter. Il n'existe actuellement aucune solution permettant d'éliminer cette source d'erreur de manière non invasive (McLean et al., 2007). Une autre limitation de l'étude concerne le groupe de participants, en effet l'échantillon est peu nombreux et hétérogène (poids, taille, sports pratiqué, etc.). Pour augmenter la puissance statistique de l'étude, il semble alors judicieux d'augmenter le nombre de participants et/ou de recruter des athlètes permettant d'obtenir un échantillon plus homogène. Il est également important de noter que les participants sont issus d'une population d'athlètes non-élites. Or il semble exister des différences entre les sportifs de différents niveaux athlétiques. En effet, plus le niveau de compétition est élevé, plus les athlètes démontrent de bonnes performances cognitives (Faubert, 2013). Ce qui rend les athlètes professionnels plus apte à diviser leur attention entre une tâche cognitive et une tâche motrice. Les conclusions du présent projet ne peuvent ainsi s'appliquer qu'aux athlètes récréatifs.

CONCLUSION

L'objectif de ce projet de recherche était de quantifier l'impact combiné d'une tâche perceptivo-cognitive et de la fatigue physique sur les changements biomécaniques observés lors d'un atterrissage ainsi que d'identifier les caractéristiques des individus pour qui la charge cognitive possède un effet plus important sur la biomécanique de l'atterrissage.

Les résultats obtenus à la suite du protocole expérimental ont permis de conclure que :

- La fatigue neuromusculaire induit une diminution des angles de flexion à la hanche et au genou au contact initial;
- L'ajout d'une tâche perceptivo-cognitive provoque des changements dans la biomécanique de l'atterrissage pour deux groupes de participants se recoupant : huit participants démontrent des modifications significatives des angles de flexion au torse et dix participants démontrent des changements significatifs des angles de flexion à la hanche;
- Pour un autre groupe composé de six participants la fatigue est nécessaire pour observer des changements significatifs des angles de flexion au genou en présence d'une tâche perceptivo-cognitive;
- Une tâche perceptivo-cognitive affecte de manière significative la réalisation d'une tâche motrice simple, particulièrement pour un sous-groupe de sept participants;
- Les changements observés dans les stratégies d'atterrissage ne sont pas liés à une performance cognitive plus faible des athlètes.

Une analyse de la littérature a montré qu'une diminution des angles de flexion au torse, à la hanche et au genou peuvent conduire à une augmentation du risque de rupture du LCA pour les athlètes. Les protocoles de prévention de blessure actuels restent concentrés sur l'amélioration de la performance neuromusculaire pour contrer les effets néfastes de la fatigue. Les résultats du présent projet tendent à confirmer qu'incorporer des entraînements cognitifs aux stratégies de prévention pourrait permettre de réduire plus efficacement le taux de blessure. La tâche de MOT pourrait d'ailleurs être utilisée puisqu'elle améliore les aspects

liés à l'attention visuelle et qu'il est possible de l'utiliser comme tâche cognitive secondaire lors de la réalisation d'une tâche motrice dans le but d'améliorer la capacité de double tâche. Des études sont alors nécessaires pour évaluer les effets d'un entraînement cognitif au suivi de cibles sur la biomécanique de l'atterrissage. Des recherches plus poussées pourraient également permettre de mieux comprendre le rôle que joue une charge cognitive dans les stratégies d'atterrissage et ainsi, de mettre au point une méthode permettant d'identifier les athlètes plus susceptibles de se blesser.

ANNEXE I

RENSEIGNEMENTS PERSONNELS DES PARTICIPANTS

Tableau-A I-1 Caractéristiques anthropométriques des participants

Participant	Sexe	Taille (cm)	Poids (kg)	Âge
1	Femme	175	69.5	21
2	Femme	173	59.6	25
3	Femme	157	61.3	18
4	Femme	152	64.8	30
5	Femme	157	60.5	22
6	Femme	171	65.7	26
7	Femme	152	65.4	32
8	Femme	165	58.4	19
9	Femme	152	57.4	25
10	Homme	180	68.7	27
11	Femme	152	81.6	23
12	Homme	183	92.3	24
13	Homme	183	88.8	24
14	Homme	185	77.2	24
15	Homme	185	93.7	26
16	Homme	175	64.3	26

Tableau-A I-2 Renseignements personnels des participants

Participant	Jambe dominante	Sport Pratiqué	Fréquence des entraînements (séances/semaine)	Durée des entraînements	Compétition - Ligue	Protocole de fatigue	
						Nombre de squats	Durée
1	Droite	Hockey	2 à 5	1h20	Récréative	160	6min50s
2	Droite	Soccer	1	1h	Ligue amicale	660	27min39s
3	Droite	Ultimate frisbee	3 à 4	2h	Collégiale	271	7min29s
4	Droite	Ultimate frisbee	2	1 à 2h	Récréative	360	11min20s
5	Droite	Rugby	2	2h	Compétition	181	5min35s
6	Gauche	Soccer	3 à 4	1h30	ARSC/IASM	330	9min19s
7	Droite	Ultimate frisbee	3 à 6	1h	Récréative	202	6min05s
8	Gauche	Handball	3	1h30	Compétition	570	15min16s
9	Droite	Soccer	3 à 4	1h15	Ligue senior	105	3min56s
10	Droite	Soccer	2	1h30	Ligue	180	12min20s
11	Droite	Rugby	3	2h	Compétitif	90	3min02s
12	Droite	Basket	3 à 4	2h	Compétitif	186	6min03s
13	Droite	Soccer	2	1h30	D1 universitaire	210	5min08s
14	Droite	Rugby	3	2h	Universitaire, championnat civil	120	3min32s
15	Droite	Soccer	3	2h	Universitaire	420	11min55s
16	Droite	Soccer	2	1h30	Amateur	210	6min04s

ANNEXE II

DESCRIPTION D'UNE SEANCE D'ACQUISITION

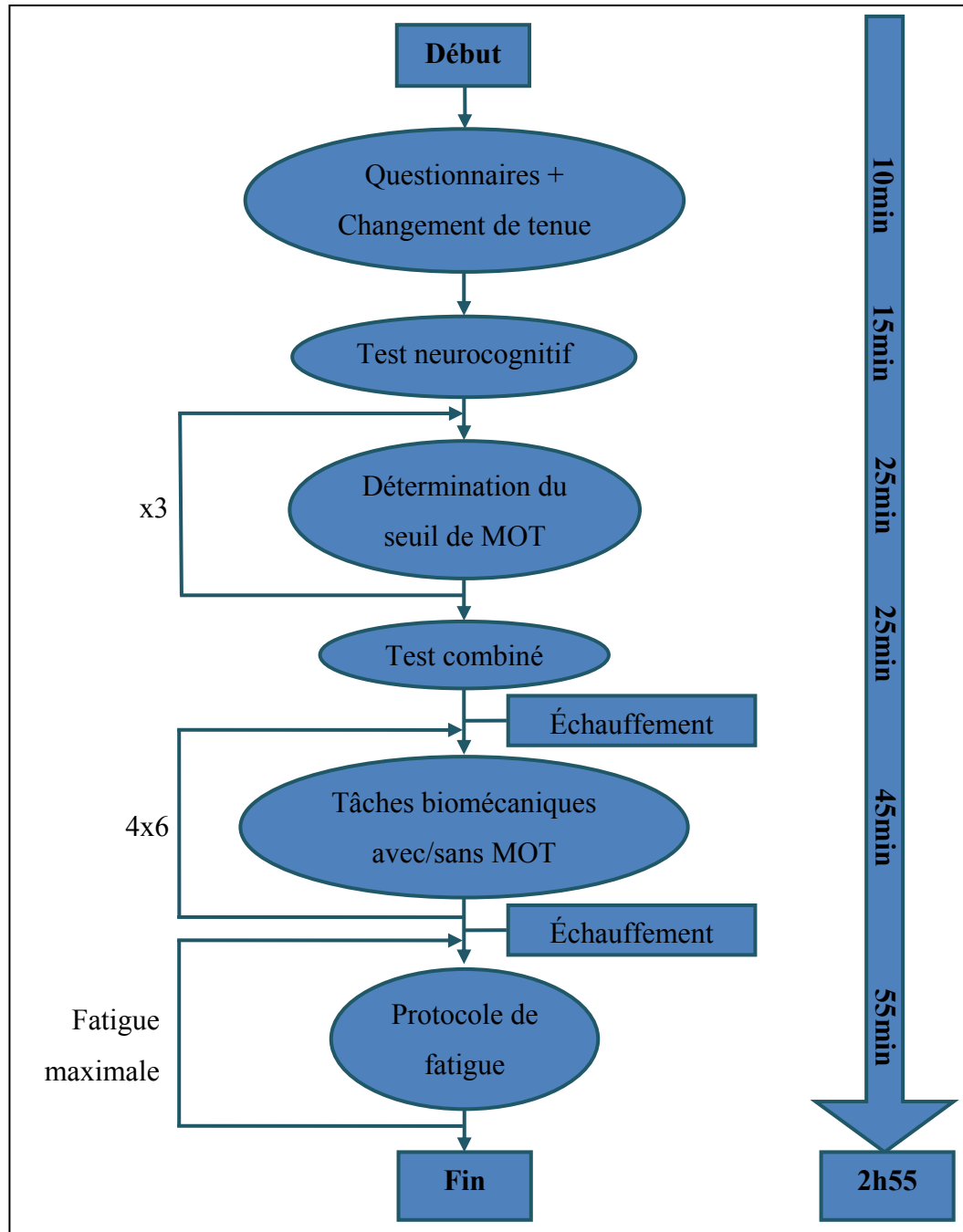


Figure-A II-1 Description d'une séance d'acquisition

ANNEXE III

DÉFINITIONS DES SCORES IVA-AE2

Tableau-A III-1 Description des échelles du logiciel IVA-AE2

Nom de l'échelle & classification	Description de l'échelle
Accuracy Primaire	Fournie une mesure globale de la précision d'un individu à répondre juste dans des conditions de faible et forte demande, et de ne répondre à aucune distraction. Un individu possédant un score élevé pourrait être décrit comme « précis ».
Acuity Primaire	Définie comme le pourcentage de réponses justes dans des conditions de faible demande (quand les distractions sont fréquentes), elle mesure les erreurs d'omission.
Agility Globale	Mesure la vitesse de traitement mental. Constituée de 3 échelles primaires (<i>Speed</i> , <i>Swiftness</i> et <i>Quickness</i>). Un individu présentant des problèmes d'attention pourrait répondre lentement dans les conditions de faible et forte demande et posséderait un score plus bas à toutes les échelles composant <i>Agility</i> .
Attention, Auditory Attention, Visual Globale	Basée sur la combinaison des échelles visuelles et auditives de Vigilance, Focus et Speed.
Attention, Full-Sacle Globale	Basée sur la combinaison des échelles globales visuelles et auditives d'Attention.
Competence Globale	Mesure du fonctionnement sous des conditions de forte demande. Composée de 4 échelles : <i>Prudence</i> , <i>Quickness</i> , <i>Steadiness</i> et <i>Stability</i> .
Comprehension Primaire	Mesure des erreurs idiopathiques d'omission et de commission. Basée sur la variabilité générale du temps de réponse pour les réponses correctes, en ignorant les aberrations.
Consistency Primaire	Évalue la variabilité du temps de réponse aux bonnes réponses, en ignorant les valeurs aberrantes.
Dependability Primaire	Mesure de la variabilité du temps de réaction aux cibles sous des conditions de faible demande (quand les erreurs sont fréquentes). Un individu qui répond de façon similaire à chaque essai démontre un niveau élevé de fiabilité. Il est capable de rester concentré sur la tâche à accomplir. Un individu qui possède des temps de réponses variable peut montrer qu'il est distrait par des conditions internes ou externes.

Tableau-A III-1 Description des échelles du logiciel IVA-AE2 (suite)

Nom de l'échelle & classification	Description de l'échelle
Elasticity Primaire	Mesure le nombre d'erreurs d'omission qui surviennent quand une cible est présentée immédiatement après une distraction pendant les périodes où les cibles sont fréquentes. Un score bas reflète les difficultés d'un individu à être flexible quand il fait face à des conditions changeantes.
Fine Motor Hyperactivity Primaire	Mesure l'agitation qui est définie par des réponses excessivement rapides et impulsives, des réponses impulsives pendant les phases d'instructions de l'échauffement, des cliques multiples et des réponses prolongée qui impliquent de maintenir le bouton de la souris appuyé.
Focus Primaire	Mesure de la variabilité du temps de réaction de toutes les réponses correctes.
Maintainability Globale	Mesure le fonctionnement dans des conditions de faible demande. Constituée des échelles : <i>Acuity, Dependability, Reliability</i> et <i>Swiftness</i> .
Mental Concentration Globale	Mesure l'habileté générale d'un individu à maintenir sa concentration mentale. Mesure globale du fonctionnement de l'attention. Basée sur la combinaison des échelles : <i>Accuracy, Fine Motor Hyperactivity, Self-Control, Presence, Resilience</i> et <i>Agility</i> .
Presence Globale	Composée de : <i>Vigilance, Acuity, Elasticity</i> et <i>Steadiness</i> .
Prudence Primaire	Mesure de l'impulsivité, ou de l'habileté à s'arrêter, penser et ne pas automatiquement réagir à une distraction.
Quickness Primaire	Mesure du temps de réponse sous des conditions de forte demande. L'habileté à répondre rapidement reflète une bonne vitesse de traitement mentale.
Reliability Primaire	Mesure du nombre d'erreurs idiopathique de commission quand les distractions sont fréquentes. Un individu possédant un score élevé pourrait être décrit comme étant plus fiable que l'individu moyen
Resilience Globale	Mesure globale de la variabilité de la réponse tout au long du test dans les conditions de forte et faible demande. Inclue es échelles <i>Focus, Consistency, Stability</i> et <i>Dependability</i> .
Response Control, Auditory & Visual Globale	Basée sur la combinaison des échelles auditives et visuelles de <i>Prudence, Consistency</i> et <i>Stamina</i> .

Tableau-A III-1 Description des échelles du logiciel IVA-AE2 (suite)

Nom de l'échelle & classification	Description de l'échelle
Response Control, Full-Scale Globale	Basée sur la combinaison des échelles globales auditives et visuelles de <i>Response Control</i> .
Self-Control Globale	Composée des 3 échelles suivantes : <i>Prudence, Reliability</i> et <i>Stamina</i> .
Sensory/Motor Primaire	Mesure de la vitesse motrice brute basée sur le temps de réaction aux cibles lors de l'échauffement. Aide à examiner les temps de réaction lents qui pourraient altérer le test de performance ou éventuellement indiquer des problèmes neurologiques, psychologiques et d'apprentissages.
Speed Primaire	Basée sur la moyenne du temps de réaction aux cibles dans les conditions de faible et de forte demande.
Stability Primaire	Mesure la variabilité du temps de réaction des cibles dans des conditions de forte demande. Un individu qui possède un score élevé pourra être décrit comme étant « très concentré ». À l'inverse, un score faible démontre un caractère « erratique ».
Stamina Primaire	Utilisée pour aider à identifier les difficultés à maintenir la vitesse et soutenir l'attention et l'effort. Compare les temps de réaction moyens aux réponses correctes entre les 200 premiers et derniers essais. Un individu possédant un score bas pourrait être décrit comme montrant de la fatigue dans son schéma de réponse.
Steadiness Primaire	Mesure la précision d'un individu à cliquer aux cibles dans des conditions de fortes demandes. Les individus avec des problèmes d'attention peuvent avoir des difficultés à conserver l'allure et échouer à cliquer aux cibles quand la demande est élevée. Définie comme le pourcentage de réponses correctes aux cibles dans des conditions de forte demande quand les cibles sont fréquentes ce qui créer une demande pour maintenir l'attention et continuer de répondre.
Stillness Primaire	Correspond au pourcentage de temps où la souris est maintenue appuyée en continu et non bougée pendant le test.
Sustained Attention Globale	Fourni une mesure globale de l'habileté d'une personne à répondre précisément, rapidement et sérieusement à des stimuli dans des conditions de faible demande. De plus, elle inclue une évaluation de l'habileté à soutenir l'attention et à être flexible sous des conditions de forte demande quand les stimuli changent. Elle comprend les échelles: <i>Acuity, Dependability, Elasticity, Reliability, Steadiness</i> et <i>Swiftness</i> .

Tableau-A III-1 Description des échelles du logiciel IVA-AE2 (suite)

Nom de l'échelle & classification	Description de l'échelle
Swiftness Primaire	Mesure du temps de réaction sous des conditions de faible demande. Un individu possédant un score bas pourrait être décrit comme plus « lent » que ses homologues et possède une vitesse de traitement lente. Un score élevé montre que l'individu répond rapidement quand une cible est présentée.
Vigilance Primaire	Mesure l'inattention. Elle évalue l'habileté d'un individu à répondre à la présence des cibles dans des conditions de faible demande et pour les deux premières cibles dans les conditions de forte demande. Inclue la propension des erreurs d'omission qui sont définies comme l'incapacité d'un individu à cliquer lors de la présence d'une cible qui suit immédiatement une distraction dans des conditions de forte demande.

ANNEXE IV

SCORES IVA-AE2 ET MOT

Tableau-A IV-1 Scores IVA-AE2 de chaque participant

Participant	FS Attention Quotient			FS Response Control Quotient			Hyperactivity Events	Fine Motor Hyperactivity	Stillness
	Combined	Auditory	Visual	Combined	Auditory	Visual			
1	116	112	117	111	108	111	9	110	114
2	100	85	112	112	116	105	13	105	110
3	75	83	72	78	90	69	30	82	113
4	83	83	86	108	114	101	24	90	99
5	Invalide	Invalide	58	Invalide	Invalide	70	52	53	112
6	113	113	111	95	95	95	7	113	113
7	87	93	84	74	70	83	12	106	114
8	120	117	119	106	108	103	13	105	111
9	100	97	103	92	102	84	20	96	114
10	95	84	106	88	92	86	22	87	110
11	94	86	101	88	87	91	19	97	110
12	73	63	89	102	110	94	44	51	110
13	124	119	123	113	108	116	3	118	106
14	74	78	77	84	96	74	21	89	110
15	97	80	114	89	92	87	27	79	110
16	Invalide	60	Invalide	Invalide	99	invalide	30	74	108

Tableau-A IV-1 Scores IVA-AE2 de chaque participant (suite)

Participant	Comprehension		Sensory/Motor		Mental Concentration		
	Auditory	Visual	Auditory	Visual	Combined	Auditory	Visual
1	113	117	105	126	116	112	118
2	96	95	110	124	100	91	107
3	74	92	102	103	77	83	75
4	84	99	109	134	91	93	92
5	26	77	102	112	Invalide	Invalide	59
6	120	102	96	117	111	109	110
7	84	77	112	101	84	85	83
8	105	113	98	109	117	114	118
9	96	109	99	115	98	98	99
10	93	112	107	114	92	84	103
11	81	88	113	106	90	84	96
12	64	96	121	124	78	72	91
13	110	115	106	119	123	118	124
14	90	81	111	116	74	79	71
15	88	96	118	115	94	83	108
16	59	0	107	112	Invalide	65	invalide

Tableau-A IV-1 Scores IVA-AE2 de chaque participant (suite)

Participant	Self-Control			Prudence			Reliability		
	Combined	Auditory	Visual	Combined	Auditory	Visual	Combined	Auditory	Visual
1	111	103	115	101	90	111	114	111	112
2	105	112	97	110	109	109	91	100	85
3	89	98	82	92	96	90	106	111	99
4	118	118	112	112	104	117	114	111	112
5	Invalide	Invalide	81	Invalide	Invalide	98	99	100	99
6	102	98	106	112	107	114	114	111	112
7	69	85	62	86	90	85	59	86	44
8	108	106	108	104	104	103	114	111	112
9	98	104	93	97	104	90	106	111	99
10	84	85	86	105	99	110	91	91	94
11	84	92	81	98	101	95	83	100	71
12	102	104	99	111	113	108	92	101	85
13	109	106	109	111	110	110	108	111	103
14	72	84	67	81	75	90	65	81	59
15	96	101	93	95	99	92	108	111	103
16	Invalide	103	Invalide	Invalide	96	Invalide	107	101	111

Tableau-A IV-1 Scores IVA-AE2 de chaque participant (suite)

Participant	Stamina			Presence			Acuity		
	Combined	Auditory	Visual	Combined	Auditory	Visual	Combined	Auditory	Visual
1	108	106	107	113	103	120	109	99	115
2	109	115	100	95	87	105	91	79	107
3	79	90	74	72	80	70	84	92	82
4	111	123	95	78	81	81	86	105	73
5	Invalide	Invalide	65	Invalide	Invalide	57	Invalide	Invalide	57
6	78	78	85	112	117	105	107	105	107
7	90	90	93	86	93	82	99	92	107
8	99	97	101	113	107	116	117	112	115
9	94	93	96	98	92	105	99	92	107
10	72	80	70	94	81	111	99	83	116
11	85	82	94	88	85	93	90	86	98
12	100	96	105	70	51	99	69	42	108
13	98	91	106	119	112	121	116	110	116
14	98	109	88	78	75	87	86	76	101

Tableau-A IV-1 Scores IVA-AE2 de chaque participant (suite)

Participant	Elasticity			Steadiness			Vigilance		
	Combined	Auditory	Visual	Combined	Auditory	Visual	Combined	Auditory	Visual
1	111	102	117	114	111	114	112	100	120
2	100	96	104	97	95	99	95	86	106
3	70	84	65	77	69	91	72	86	66
4	75	67	91	85	79	95	77	82	79
5	Invalide	Invalide	71	40	19	76	Invalide	Invalide	57
6	114	119	104	110	119	99	112	115	106
7	80	102	65	86	85	91	86	97	79
8	107	102	110	108	103	110	113	108	115
9	96	96	97	102	93	110	97	93	102
10	82	76	96	106	94	117	90	77	107
11	92	96	91	85	79	95	90	89	93
12	73	70	89	79	59	103	70	52	98
13	120	114	117	113	108	117	120	113	120
14	64	70	74	96	94	99	73	70	85
15	90	92	91	87	83	94	93	77	111
16	Invalide	109	Invalide	19	53	0	Invalide	52	Invalide

Tableau-A IV-1 Scores IVA-AE2 de chaque participant (suite)

Participant	Resilience			Consistency			Dependability		
	Combined	Auditory	Visual	Combined	Auditory	Visual	Combined	Auditory	Visual
1	117	119	112	114	120	104	116	108	117
2	105	105	104	105	107	102	91	95	91
3	84	92	80	82	95	74	103	105	100
4	87	102	75	94	100	90	81	105	64
5	Invalide	Invalide	78	Invalide	Invalide	78	Invalide	Invalide	91
6	106	108	103	98	105	92	103	93	112
7	77	73	86	70	60	87	101	97	105
8	111	107	116	109	114	102	104	111	95
9	100	107	92	93	107	81	102	106	98
10	106	105	105	100	105	95	109	100	116
11	97	93	101	91	90	93	100	90	110
12	93	110	77	93	112	76	98	113	83
13	121	120	118	116	115	114	119	125	122
14	89	108	72	89	106	74	87	108	72
15	100	98	103	93	94	93	115	110	114
16	Invalide	86	Invalide	Invalide	92	Invalide	Invalide	86	Invalide

Tableau-A IV-1 Scores IVA-AE2 de chaque participant (suite)

Participant	Focus			Stability			Agility		
	Combined	Auditory	Visual	Combined	Auditory	Visual	Combined	Auditory	Visual
1	115	116	112	118	123	109	104	102	105
2	110	112	105	111	104	115	94	74	114
3	83	91	78	74	80	75	92	91	96
4	87	105	72	90	97	86	104	89	117
5	Invalide	Invalide	81	Invalide	Invalide	73	Invalide	Invalide	65
6	109	113	103	113	118	106	105	92	116
7	70	69	77	76	76	81	115	114	112
8	106	114	96	121	119	118	119	105	128
9	101	108	93	104	106	101	99	91	106
10	107	110	104	103	103	103	89	81	99
11	100	101	99	97	93	101	101	90	112
12	90	113	68	95	97	94	83	64	104
13	115	115	113	116	116	113	114	107	118
14	96	112	80	88	102	77	80	76	87
15	99	100	97	96	87	105	102	83	121
16	Invalide	94	Invalide	Invalide	79	Invalide	Invalide	78	Invalide

Tableau-A IV-1 Scores IVA-AE2 de chaque participant (suite)

Participant	Quickness			Speed			Swiftness		
	Combined	Auditory	Visual	Combined	Auditory	Visual	Combined	Auditory	Visual
1	106	107	104	105	105	104	100	95	105
2	95	78	114	94	75	114	93	76	112
3	94	93	97	94	93	96	90	88	95
4	96	77	116	101	83	118	116	110	115
5	Invalide	Invalide	80	Invalide	Invalide	72	Invalide	Invalide	49
6	105	98	111	105	95	114	103	85	119
7	118	123	110	118	121	110	105	95	113
8	122	109	131	121	108	130	108	96	117
9	105	95	114	103	94	111	88	87	93
10	93	84	103	91	83	101	85	80	94
11	94	81	108	97	85	110	112	106	114
12	93	68	120	88	66	112	69	68	79
13	108	106	108	111	107	113	121	107	129
14	84	80	91	82	78	89	77	76	85
15	104	86	120	103	85	121	100	83	118
16	Invalide	82	Invalide	Invalide	80	Invalide	Invalide	76	Invalide

Tableau-A IV-1 Scores IVA-AE2 de chaque participant (suite)

Participant	Accuracy			Sustained attention			Competence		
	Combined	Auditory	Visual	Combined	Auditory	Visual	Combined	Auditory	Visual
1	112	104	118	115	107	120	114	112	114
2	101	96	106	91	84	99	105	95	113
3	78	84	74	83	86	83	78	76	84
4	92	89	96	90	94	88	94	83	105
5	Invalide	Invalide	58	Invalide	Invalide	61	Invalide	Invalide	74
6	115	118	110	112	109	113	114	116	110
7	88	90	87	83	89	81	88	90	89
8	113	110	114	114	109	115	120	113	122
9	95	95	96	98	96	101	102	99	105
10	94	84	105	94	82	108	103	92	112
11	89	88	90	91	88	95	91	83	100
12	81	74	91	73	65	86	92	75	109
13	117	116	116	125	118	127	118	115	118
14	76	74	82	72	78	71	81	81	83
15	87	81	95	99	87	112	93	83	104
16	Invalide	62	Invalide	Invalide	60	Invalide	Invalide	65	Invalide

Tableau-A IV-1 Scores IVA-AE2 de chaque participant (suite)

Participant	Maintainability			Temps de réponse moyen (ms)					
	Combined	Auditory	Visual	Auditory	Visual	Auditory (frequent)	Visual (frequent)	Auditory (rare)	Visual (rare)
1	114	105	117	524	428	514	422	578	465
2	88	79	98	626	401	619	393	643	443
3	94	99	91	566	450	565	441	600	496
4	99	113	88	600	390	623	387	523	436
5	Invalide	Invalide	64	649	518	649	491	675	637
6	110	98	117	559	402	546	401	613	421
7	87	89	89	469	411	455	403	578	440
8	115	112	114	515	358	506	342	573	429
9	98	98	99	562	409	556	394	604	502
10	94	83	107	589	431	583	416	625	505
11	95	92	98	593	411	608	409	540	438
12	75	72	84	664	398	657	362	675	553
13	126	119	125	486	396	481	399	513	391
14	70	79	70	612	469	602	455	641	536
15	107	98	115	581	371	573	360	612	428
16	Invalide	70	Invalide	600	452	595	444	640	501

Tableau-A IV-2 Seuils MOT ($\log.cm.s^{-1}$) de chaque participant

Participant	Série 1	Série 2	Série 3	Seuil MOT
1	2.21	2.46	2.2	2.29
2	2	0.93	2.28	1.74
3	1.71	2.99	2.42	2.18
4	2.11	2.03	2.42	2.19
5	2.66	1.44	2.46	2.19
6	2.61	2.2	2.37	2.39
7	1.68	1.58	2.24	1.83
8	3.41	5.11	3.1	3.87
9	2.42	4.64	2.87	3.31
10	1.88	1.86	1.81	1.88
11	2.03	2.51	2.11	2.22
12	2.24	2.76	3.1	2.7
13	1.12	2.28	2.28	1.85
14	2.56	2.42	2.24	2.39
15	1.81	2.28	2	2.03
16	1.17	1.53	1.26	1.32

ANNEXE V

COURBES À LA HANCHE ET AU TORSE

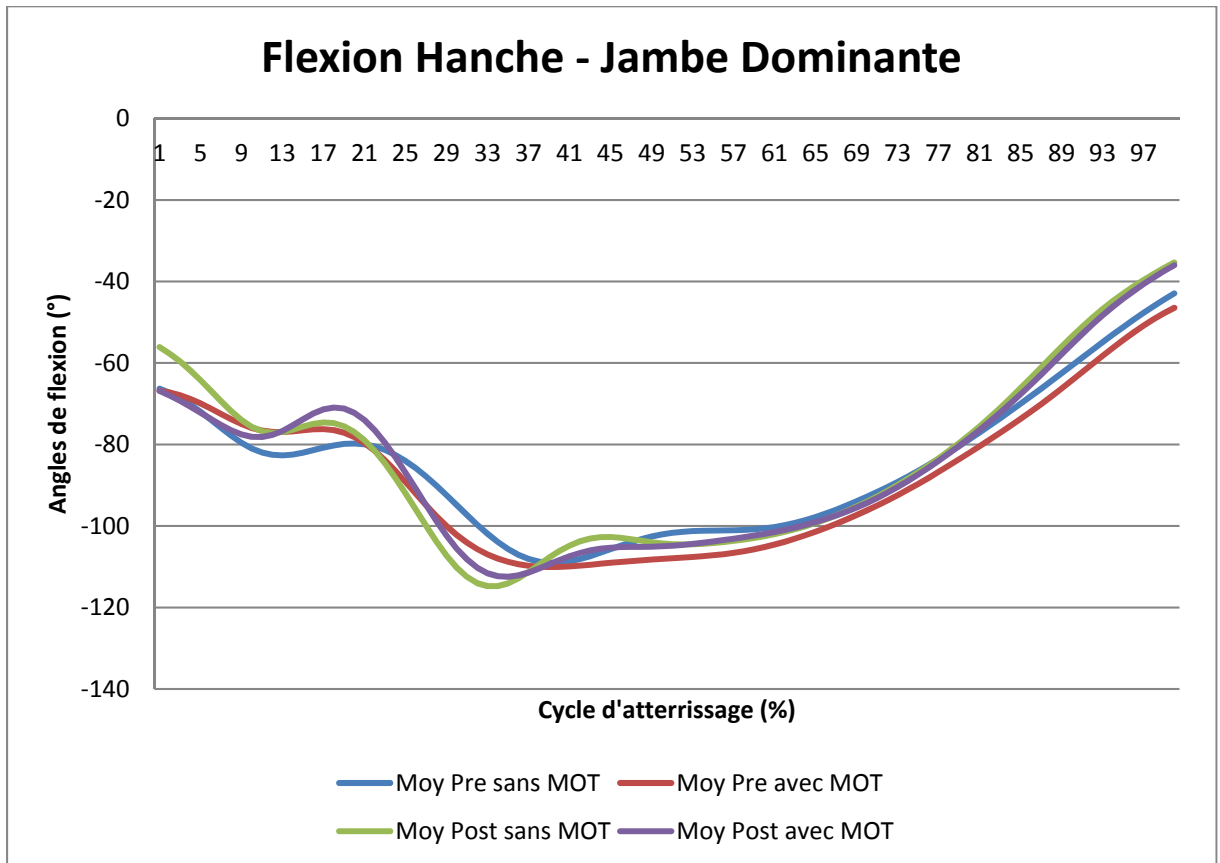


Figure-A V-1 Courbes représentant la moyenne des angles de flexion à la hanche d'un participant (n°4) au cours du cycle d'atterrissage pour sa jambe dominante pré/post-fatigue et sans/avec MOT

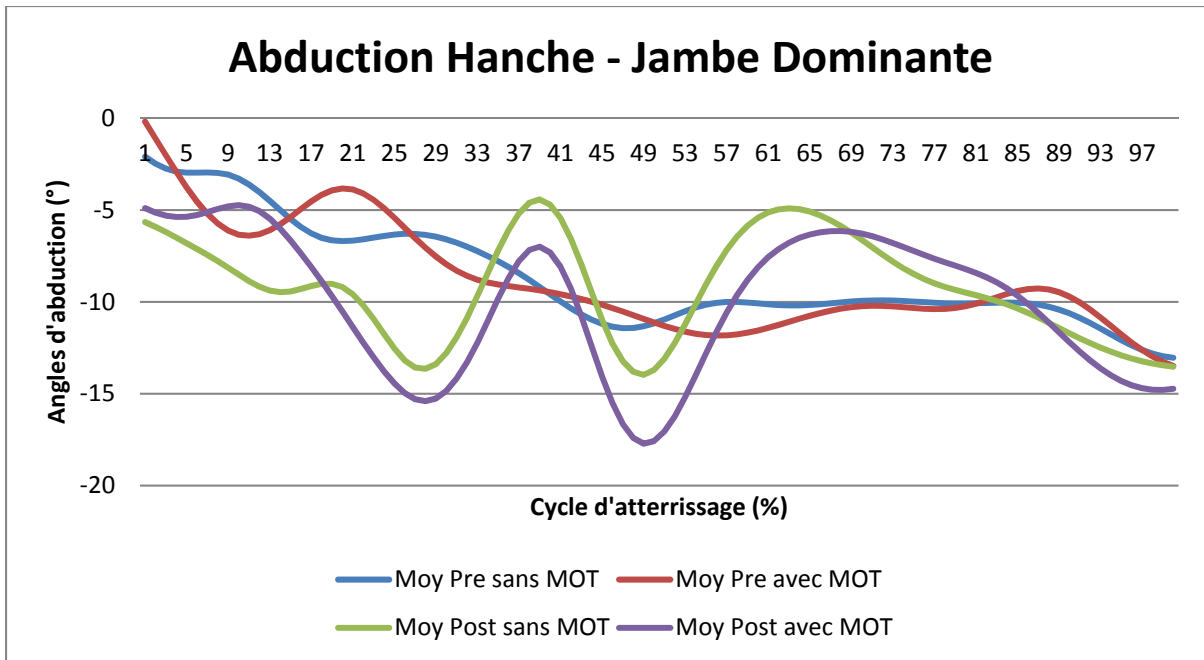


Figure-A V-2 Courbes représentant la moyenne des angles d’abduction à la hanche d’un participant (n°4) au cours du cycle d’atterrissage pour sa jambe dominante pré/post-fatigue et sans/avec MOT

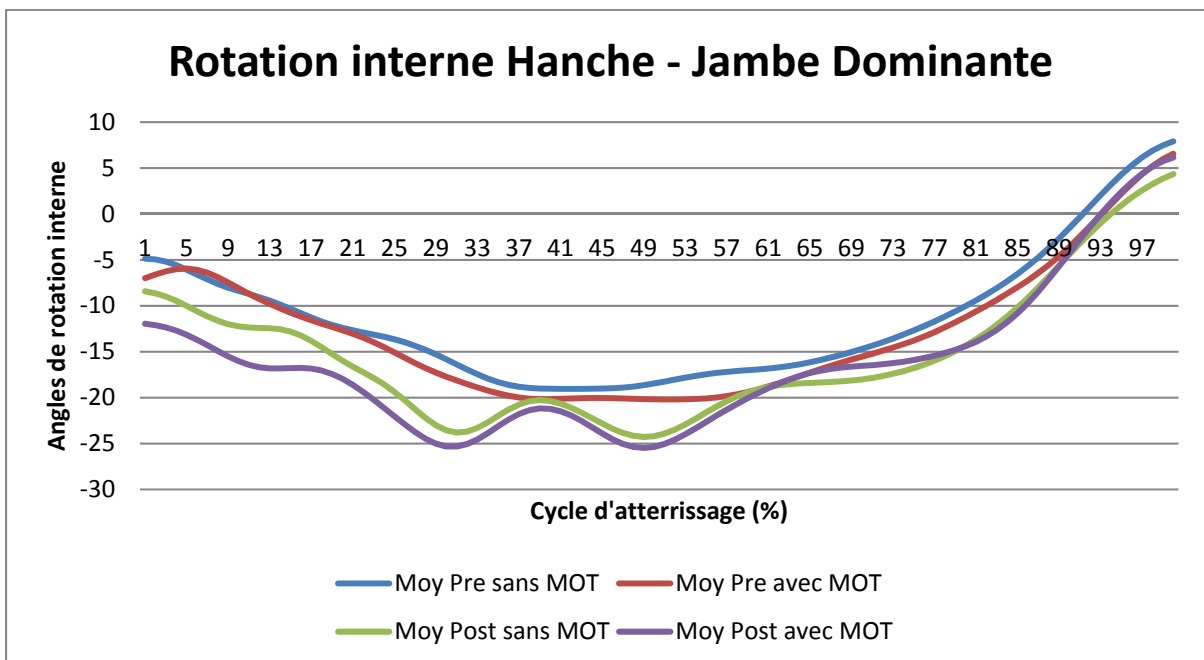


Figure-A V-3 Courbes représentant la moyenne des angles de rotation interne à la hanche d’un participant (n°4) au cours du cycle d’atterrissage pour sa jambe dominante pré/post-fatigue et sans/avec MOT

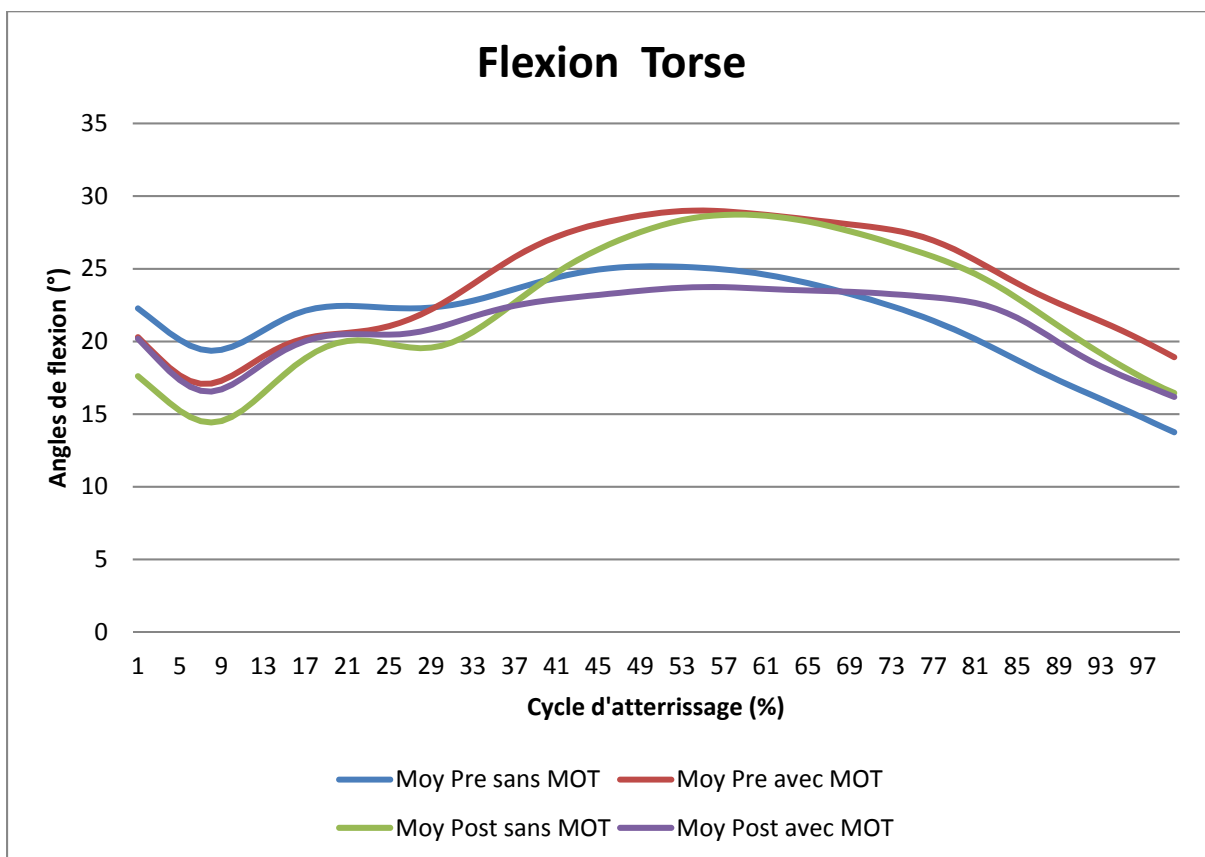


Figure-A V-4 Courbes représentant la moyenne des angles de flexion au torse d'un participant (n°4) au cours du cycle d'atterrissage pour sa jambe dominante pré/post-fatigue et sans/avec MOT

ANNEXE VI

RÉSULTATS CINÉMATIQUES ET CINÉTIQUES

Tableau-A VI-1 Effet du MOT (pré- et post-fatigue) sur la moyenne (\pm écart-type) des angles de rotation ($^{\circ}$) au CI et à la PM pendant un atterrissage bilatéral tous participants confondus

Variables	Pré-fatigue		Post-fatigue	
	Sans MOT	Avec MOT	Sans MOT	Avec MOT
CI flexion du torse	16.0 (\pm 6.7)	14.2 (\pm 7.5)	17.9 (\pm 6.9)	15.9 (\pm 7.3)
PM flexion du torse	25.9 (\pm 17.9)	22.6 (\pm 19.7)	26.7 (\pm 16.6)	22.4 (\pm 17.9)
CI flexion du genou	27.6 (\pm 4.8)	28.3 (\pm 4.6)	25.2 (\pm 5.4)	26.4 (\pm 5.4)
CI abduction du genou	-2.2 (\pm 4.8)	-1.9 (\pm 4.8)	-2.2 (\pm 5.6)	-2.0 (\pm 5.7)
CI Rotation interne du genou	2.8 (\pm 5.1)	2.2 (\pm 5.2)	3.3 (\pm 5.7)	3.0 (\pm 6.0)
PM flexion du genou	96.1 (\pm 14.2)	94.8 (\pm 14.4)	98.5 (\pm 18.1)	98.7 (\pm 18.9)
PM abduction du genou	0.6 (\pm 7.3)	0.5 (\pm 7.4)	0.3 (\pm 8.6)	0.1 (\pm 8.6)
PM rotation interne du genou	-3.5 (\pm 12.0)	-3.5 (\pm 11.6)	-4.2 (\pm 12.1)	-4.1 (\pm 11.9)
CI flexion de la hanche	-46.3 (\pm 10.8)	-47.9 (\pm 10.4)	-43.5 (\pm 9.3)	-44.9 (\pm 12.6)
CI abduction de la hanche	-4.3 (\pm 5.6)	-5.1 (\pm 5.3)	-4.1 (\pm 6.6)	-4.6 (\pm 6.5)
CI rotation interne de la hanche	3.9 (\pm 5.8)	3.9 (\pm 6.1)	3.2 (\pm 6.8)	3.6 (\pm 8.3)
PM flexion de la hanche	-79.4 (\pm 20.5)	-79.0 (\pm 20.6)	-82.6 (\pm 22.5)	-81.1 (\pm 21.5)
PM abduction de la hanche	-2.4 (\pm 10.9)	-3.5 (\pm 11.2)	-4.0 (\pm 12.5)	-4.5 (\pm 13.1)
PM rotation interne de la hanche	-5.3 (\pm 7.1)	-5.4 (\pm 7.8)	-4.6 (\pm 9.6)	-4.5 (\pm 10.9)

Tableau-A VI-2 Effet de la fatigue (sans et avec MOT) sur la moyenne (\pm écart-type) des angles ($^{\circ}$) au CI et à la PM pendant un atterrissage bilatéral tous participants confondus

Variables	Sans MOT		Avec MOT	
	Pré-fatigue	Post-fatigue	Pré-fatigue	Post-fatigue
CI flexion du torse	16.0 (\pm 6.7)	17.9 (\pm 6.9)	14.2 (\pm 7.5)	15.9 (\pm 7.3)
PM flexion du torse	25.9 (\pm 17.9)	26.7 (\pm 16.6)	22.6 (\pm 19.7)	22.4 (\pm 17.9)
CI flexion du genou	27.6 (\pm 4.8)	25.2 (\pm 5.4)	28.3 (\pm 4.6)	26.4 (\pm 5.4)
CI abduction du genou	-2.2 (\pm 4.8)	-2.2 (\pm 5.6)	-1.9 (\pm 4.8)	-2.0 (\pm 5.7)
CI Rotation interne du genou	2.8 (\pm 5.1)	3.3 (\pm 5.7)	2.2 (\pm 5.2)	3.0 (\pm 6.0)
PM flexion du genou	96.1 (\pm 14.2)	98.5 (\pm 18.1)	94.8 (\pm 14.4)	98.7 (\pm 18.9)
PM abduction du genou	0.6 (\pm 7.3)	0.3 (\pm 8.6)	0.5 (\pm 7.4)	0.1 (\pm 8.6)
PM rotation interne du genou	-3.5 (\pm 12.0)	-4.2 (\pm 12.1)	-3.5 (\pm 11.6)	-4.1 (\pm 11.9)
CI flexion de la hanche	-46.6 (\pm 11.0)	-48.4 (\pm 10.5)	-42.8 (\pm 9.3)	-44.2 (\pm 12.7)
CI abduction de la hanche	-4.4 (\pm 5.8)	-5.2 (\pm 5.3)	-4.2 (\pm 6.2)	-4.7 (\pm 6.3)
CI rotation interne de la hanche	3.7 (\pm 6.0)	3.7 (\pm 6.2)	3.3 (\pm 7.0)	3.7 (\pm 8.3)
PM flexion de la hanche	-79.8 (\pm 21.1)	-79.3 (\pm 21.2)	-82.0 (\pm 23.2)	-80.2 (\pm 22.0)
PM abduction de la hanche	-2.4 (\pm 11.1)	-3.6 (\pm 11.3)	-3.9 (\pm 12.7)	-4.5 (\pm 13.1)
PM rotation interne de la hanche	-5.3 (\pm 7.4)	-5.3 (\pm 8.1)	-4.4 (\pm 9.7)	-4.3 (\pm 10.9)

Tableau-A VI-3 Moyennes (\pm écarts-types) des angles d'abduction et d'adduction ($^{\circ}$) à la hanche pour chaque participant avec une analyse statistique ANOVA et un test LSD sur l'effet du MOT au CI

Participant	Angles à la hanche au contact initial			
	Abduction		Rotation interne	
	Sans MOT	Avec MOT	Sans MOT	Avec MOT
1	-	-	-	-
2	-2.9 (\pm 4.8)	-3.1 (\pm 4.6)	7.6 (\pm 9.2)	7.3 (\pm 11.0)
3	-6.3 (\pm 7.0)	-6.3 (\pm 7.9)	-2.9 (\pm 5.6)	-2.0 (\pm 5.2)
4	-4.9 (\pm 5.4)	-5.0 (\pm 5.3)	-1.4 (\pm 7.9)	-2.1 (\pm 8.6)
5	0.5 (\pm 5.0)	-0.3 (\pm 2.6)	0.2 (\pm 6.7)	0.6 (\pm 6.5)
6	-4.0 (\pm 5.1)	-4.3 (\pm 3.1)	5.1 (\pm 8.8)	5.0 (\pm 7.6)
7	-2.3 (\pm 8.2)	-3.2 (\pm 9.9)	8.0 (\pm 8.1)	8.7 (\pm 8.6)
8	-7.3 (\pm 7.1)	-7.8 (\pm 4.5)	3.3 (\pm 4.2)	2.7 (\pm 5.1)
9	-4.9 (\pm 4.8)	-6.7 (\pm 5.7)	1.3 (\pm 4.7)	1.7 (\pm 6.2)
10	-10.7 (\pm 3.9)	-10.7 (\pm 2.5)	9.9 (\pm 2.9)	11.6 (\pm 3.2)
11	-3.5 (\pm 7.2)	-3.7 (\pm 5.7)	-1.0 (\pm 3.9)	-1.1 (\pm 4.6)
12	-7.8 (\pm 6.5)	-9.5 (\pm 8.7)	11.6 (\pm 4.5)	13.1 (\pm 4.6)
13	-0.7 (\pm 4.7)	-1.6 (\pm 8.0)	5.0 (\pm 3.8)	4.9 (\pm 4.4)
14	1.8 (\pm 5.0)	1.0 (\pm 4.8)	-0.9 (\pm 8.5)	-1.1 (\pm 8.0)
15	-4.7 (\pm 5.8)	-4.6 (\pm 3.0)	-0.2 (\pm 2.9)	-0.2 (\pm 4.0)
16	-8.4 (\pm 9.7)	-10.0 (\pm 7.0)	7.9 (\pm 3.3)	8.1 (\pm 3.4)

Les valeurs grisées indiquent une différence statistiquement significative suivant les deux conditions ($p < 0.05$)

Tableau-A VI-4 Moyennes (\pm écarts-types) des angles d'abduction et d'adduction ($^{\circ}$) à la hanche pour chaque participant avec une analyse statistique ANOVA et un test LSD sur l'effet du MOT à la PM

Participant	Angles à la hanche à la position maximale			
	Abduction		Rotation interne	
	Sans MOT	Avec MOT	Sans MOT	Avec MOT
1	-	-	-	-
2	7.4 (\pm 4.2)	5.4 (\pm 4.2)	-4.0 (\pm 10.1)	-2.2 (\pm 12.0)
3	-25.8 (\pm 11.6)	-28.4 (\pm 10.7)	-15.0 (\pm 7.9)	-16.7 (\pm 8.5)
4	-3.9 (\pm 10.4)	-4.1 (\pm 12.3)	-17.1 (\pm 7.2)	-18.3 (\pm 7.5)
5	7.2 (\pm 5.0)	6.4 (\pm 3.8)	0.3 (\pm 3.3)	0.3 (\pm 2.7)
6	7.4 (\pm 4.2)	6.5 (\pm 2.7)	-8.9 (\pm 6.2)	-8.6 (\pm 4.8)
7	7.5 (\pm 5.9)	6.8 (\pm 6.5)	-5.9 (\pm 5.2)	-5.9 (\pm 5.6)
8	-0.6 (\pm 7.0)	-1.4 (\pm 5.8)	-6.1 (\pm 7.2)	-5.3 (\pm 7.0)
9	-5.1 (\pm 7.3)	-6.1 (\pm 5.4)	-3.6 (\pm 7.9)	-3.4 (\pm 7.5)
10	-15.4 (\pm 4.0)	-13.3 (\pm 3.7)	4.8 (\pm 4.3)	5.8 (\pm 3.4)
11	-11.1 (\pm 7.7)	-10.8 (\pm 6.8)	-12.2 (\pm 6.0)	-12.5 (\pm 6.8)
12	-12.9 (\pm 6.1)	-14.8 (\pm 8.3)	6.2 (\pm 6.7)	7.6 (\pm 6.1)
13	1.5 (\pm 6.5)	2.4 (\pm 5.6)	-4.0 (\pm 3.4)	-4.9 (\pm 3.5)
14	9.3 (\pm 3.5)	7.9 (\pm 3.1)	-7.0 (\pm 6.1)	-8.1 (\pm 5.3)
15	-2.8 (\pm 4.6)	-8.1 (\pm 7.0)	-6.3 (\pm 3.2)	-7.2 (\pm 2.6)
16	-11.6 (\pm 10.9)	-11.1 (\pm 13.1)	3.7 (\pm 7.4)	5.4 (\pm 8.8)

Les valeurs grisées indiquent une différence statistiquement significative suivant les deux conditions ($p < 0.05$)

Tableau-A VI-5 Moyennes (\pm écarts-types) des paramètres cinématiques ($^{\circ}$) au genou pour chaque participant avec une analyse statistique ANOVA et un test LSD sur l'effet du MOT au CI

Participant	Angles au genou au contact initial					
	Flexion		Abduction		Rotation interne	
	Sans MOT	Avec MOT	Sans MOT	Avec MOT	Sans MOT	Avec MOT
1	20.7 (± 4.2)	24.9 (± 4.0)	0.06 (± 5.3)	0.4 (± 5.8)	6.2 (± 6.1)	4.2 (± 7.3)
2	24.9 (± 3.6)	25.0 (± 3.6)	-2.9 (± 3.1)	-2.8 (± 2.9)	7.6 (± 3.2)	7.1 (± 3.4)
3	22.8 (± 6.0)	22.4 (± 6.5)	-1.5 (± 6.7)	-1.1 (± 6.6)	4.0 (± 3.0)	3.8 (± 1.7)
4	30.6 (± 2.8)	30.4 (± 3.1)	1.4 (± 1.6)	1.1 (± 1.5)	8.8 (± 3.0)	9.9 (± 3.3)
5	29.1 (± 2.7)	26.7 (± 2.4)	-10.6 (± 2.8)	-10.6 (± 3.2)	4.7 (± 4.2)	4.6 (± 3.5)
6	26.3 (± 2.3)	26.7 (± 2.9)	-6.3 (± 2.9)	-6.2 (± 2.5)	-2.7 (± 2.1)	-3.5 (± 2.4)
7	23.7 (± 4.0)	22.9 (± 3.3)	-4.8 (± 2.2)	-3.6 (± 2.4)	3.6 (± 5.0)	4.5 (± 5.0)
8	28.9 (± 3.2)	24.6 (± 4.7)	2.9 (± 3.1)	3.0 (± 3.2)	-0.8 (± 4.0)	-0.9 (± 4.1)
9	28.9 (± 5.9)	30.0 (± 6.1)	-2.4 (± 3.0)	-1.4 (± 4.0)	2.6 (± 5.6)	2.0 (± 3.8)
10	18.9 (± 2.0)	20.1 (± 2.7)	1.0 (± 1.9)	1.6 (± 2.2)	10.7 (± 4.2)	11.2 (± 4.7)
11	32.6 (± 3.7)	33.4 (± 3.7)	-0.9 (± 6.7)	-0.5 (± 6.7)	4.4 (± 2.7)	3.6 (± 3.7)
12	30.9 (± 5.8)	30.3 (± 5.6)	-2.8 (± 2.0)	-2.4 (± 1.4)	0.9 (± 3.8)	0.2 (± 2.6)
13	29.7 (± 4.5)	33.5 (± 4.1)	-5.1 (± 2.3)	-5.2 (± 2.7)	1.2 (± 4.0)	-0.03 (± 3.4)
14	24.9 (± 8.9)	26.2 (± 7.4)	-7.2 (± 5.1)	-7.2 (± 4.8)	5.2 (± 3.4)	4.0 (± 4.0)
15	30.0 (± 2.8)	28.7 (± 2.7)	-2.1 (± 2.2)	-1.6 (± 2.8)	-3.1 (± 2.2)	-2.8 (± 4.3)
16	24.0 (± 4.9)	23.6 (± 4.0)	4.8 (± 1.9)	4.7 (± 1.4)	-5.6 (± 6.6)	-4.8 (± 5.7)

Les valeurs grisées indiquent une différence statistiquement significative suivant les deux conditions ($p < 0.05$)

Tableau-A VI-6 Moyennes (\pm écarts-types) des paramètres cinématiques ($^{\circ}$) au genou pour chaque participant avec une analyse statistique ANOVA et un test LSD sur l'effet du MOT à la PM

Participant	Angles au genou à la position maximale					
	Flexion		Abduction		Rotation interne	
	Sans MOT	Avec MOT	Sans MOT	Avec MOT	Sans MOT	Avec MOT
1	83.2 (\pm 5.4)	83.8 (\pm 5.7)	8.6 (\pm 7.9)	9.5 (\pm 8.4)	-7.7 (\pm 6.9)	-10.4 (\pm 7.3)
2	109.8 (\pm 7.4)	108.4 (\pm 5.6)	-2.6 (\pm 7.9)	-2.8 (\pm 7.1)	-3.5 (\pm 3.2)	-3.4 (\pm 3.1)
3	125.4 (\pm 13.8)	130.4 (\pm 10.0)	10.2 (\pm 8.8)	9.6 (\pm 7.7)	-25.9 (\pm 11.5)	-24.6 (\pm 10.4)
4	122.6 (\pm 7.5)	121.7 (\pm 10.5)	12.6 (\pm 3.3)	12.5 (\pm 2.8)	-3.9 (\pm 4.8)	-3.7 (\pm 5.4)
5	101.3 (\pm 7.6)	105.0 (\pm 7.9)	-8.3 (\pm 3.4)	-8.5 (\pm 3.9)	12.2 (\pm 3.6)	13.7 (\pm 3.7)
6	105.7 (\pm 7.0)	101.4 (\pm 11.0)	-3.2 (\pm 7.6)	-4.1 (\pm 1.0)	12.0 (\pm 7.4)	9.5 (\pm 5.9)
7	90.8 (\pm 8.6)	90.5 (\pm 8.8)	2.4 (\pm 4.3)	1.8 (\pm 4.3)	10.9 (\pm 10.8)	11.3 (\pm 10.8)
8	90.5 (\pm 6.6)	92.2 (\pm 8.0)	-4.1 (\pm 5.2)	-3.7 (\pm 6.0)	-13.4 (\pm 7.3)	-13.9 (\pm 6.1)
9	92.7 (\pm 8.5)	91.8 (\pm 5.1)	1.4 (\pm 6.4)	0.3 (\pm 7.1)	-9.9 (\pm 5.7)	-8.8 (\pm 5.1)
10	81.1 (\pm 3.5)	79.3 (\pm 3.1)	5.5 (\pm 2.2)	5.4 (\pm 2.5)	-7.4 (\pm 1.9)	-5.6 (\pm 1.3)
11	132.4 (\pm 10.5)	131.8 (\pm 9.7)	-1.6 (\pm 7.2)	-1.04 (\pm 6.7)	-9.5 (\pm 6.9)	-9.3 (\pm 7.1)
12	91.0 (\pm 9.5)	87.7 (\pm 9.0)	-8.8 (\pm 2.2)	-9.2 (\pm 2.0)	-7.5 (\pm 3.4)	-7.7 (\pm 2.5)
13	90.9 (\pm 4.3)	91.7 (\pm 6.6)	-0.8 (\pm 2.7)	-0.7 (\pm 3.4)	0.9 (\pm 2.4)	0.2 (\pm 2.8)
14	109.8 (\pm 8.6)	106.2 (\pm 6.5)	1.5 (\pm 2.0)	1.7 (\pm 1.8)	6.1 (\pm 12.8)	5.6 (\pm 12.9)
15	83.8 (\pm 5.1)	82.5 (\pm 6.6)	-0.6 (\pm 2.6)	-1.2 (\pm 1.5)	-3.4 (\pm 4.8)	-3.9 (\pm 7.0)
16	92.1 (\pm 11.2)	93.6 (\pm 9.6)	-5.1 (\pm 3.8)	-5.9 (\pm 4.3)	-12.8 (\pm 7.3)	-10.1 (\pm 8.3)

Les valeurs grisées indiquent une différence statistiquement significative suivant les deux conditions ($p < 0.05$)

Tableau-A VI-7 Moyennes (\pm écarts-types) des angles de flexion au torse ($^{\circ}$) pour chaque participant avec une analyse statistique ANOVA et un test LSD sur l'effet du MOT post-fatigue

Participant	Angle au torse post-fatigue			
	Flexion			
	Contact Initial		Position maximale	
	Sans MOT	Avec MOT	Sans MOT	Avec MOT
1	18.8 (\pm 2.7)	18.1 (\pm 2.0)	23.5 (\pm 5.5)	19.5 (\pm 4.0)
2	24.6 (\pm 5.0)	24.6 (\pm 3.0)	43.1 (\pm 8.5)	37.7 (\pm 3.5)
3	28.1 (\pm 4.2)	29.8 (\pm 5.0)	75.0 (\pm 14.5)	78.9 (\pm 13.3)
4	17.6 (\pm 2.5)	20.2 (\pm 7.1)	28.0 (\pm 2.8)	24.7 (\pm 3.7)
5	18.3 (\pm 6.9)	9.9 (\pm 3.7)	25.6 (\pm 4.9)	17.5 (\pm 3.8)
6	2.9 (\pm 3.9)	4.2 (\pm 4.1)	13.3 (\pm 2.0)	14.4 (\pm 2.9)
7	10.2 (\pm 3.8)	13.5 (\pm 2.3)	28.4 (\pm 3.1)	29.6 (\pm 4.4)
8	12.6 (\pm 2.8)	13.4 (\pm 4.0)	5.0 (\pm 5.4)	6.9 (\pm 2.6)
9	19.3 (\pm 4.1)	9.8 (\pm 4.2)	25.5 (\pm 4.5)	6.5 (\pm 5.4)
10	11.4 (\pm 5.0)	9.4 (\pm 3.9)	12.7 (\pm 4.9)	11.0 (\pm 2.8)
11	25.8 (\pm 2.1)	24.6 (\pm 4.5)	40.2 (\pm 2.8)	28.7 (\pm 3.1)
12	11.9 (\pm 4.0)	7.5 (\pm 6.1)	8.5 (\pm 3.5)	2.6 (\pm 5.4)
13	27.8 (\pm 2.4)	24.7 (\pm 3.8)	22.3 (\pm 3.2)	17.1 (\pm 4.7)
14	17.8 (\pm 8.4)	18.9 (\pm 6.6)	31.1 (\pm 3.4)	29.0 (\pm 2.4)
15	17.2 (\pm 8.4)	11.9 (\pm 5.6)	27.4 (\pm 10.4)	22.1 (\pm 6.8)
16	21.6 (\pm 7.2)	14.0 (\pm 4.1)	16.0 (\pm 11.1)	11.6 (\pm 3.3)

Les valeurs grisées indiquent une différence statistiquement significative suivant les deux conditions ($p < 0.05$)

Tableau-A VI-8 Moyennes (\pm écarts-types) des paramètres cinématiques ($^{\circ}$) à la hanche pour chaque participant avec une analyse statistique ANOVA et un test LSD sur l'effet du MOT post-fatigue au CI

Participant	Angles à la hanche post-fatigue au contact initial					
	Flexion		Abduction		Rotation interne	
	Sans MOT	Avec MOT	Sans MOT	Avec MOT	Sans MOT	Avec MOT
1*	-	-	-	-	-	-
2	-38.6 (\pm 8.5)	-27.5 (\pm 7.8)	-2.4 (\pm 6.6)	-2.0 (\pm 5.9)	8.3 (\pm 13.0)	9.6 (\pm 16.4)
3	-35.7 (\pm 9.7)	-41.1 (\pm 8.8)	-5.4 (\pm 6.9)	-6.4 (\pm 9.9)	-5.6 (\pm 5.4)	-3.5 (\pm 5.7)
4	-52.6 (\pm 4.9)	-63.2 (\pm 9.1)	-4.9 (\pm 3.5)	-5.3 (\pm 4.1)	-3.6 (\pm 7.9)	-3.8 (\pm 9.8)
5	-51.2 (\pm 9.2)	-39.4 (\pm 8.5)	0.8 (\pm 6.9)	0.5 (\pm 2.6)	-1.1 (\pm 6.8)	-0.7 (\pm 7.5)
6	-44.0 (\pm 4.6)	-45.5 (\pm 5.1)	-3.3 (\pm 5.2)	-3.9 (\pm 3.1)	3.3 (\pm 9.1)	4.1 (\pm 7.0)
7	-31.7 (\pm 6.7)	-29.8 (\pm 5.5)	-3.2 (\pm 10.2)	-3.5 (\pm 13.1)	9.5 (\pm 7.3)	11.1 (\pm 8.8)
8	-35.1 (\pm 5.4)	-41.1 (\pm 4.5)	-6.9 (\pm 6.6)	-7.4 (\pm 5.3)	3.6 (\pm 3.1)	3.7 (\pm 3.5)
9	-44.2 (\pm 9.6)	-40.4 (\pm 8.9)	-4.5 (\pm 6.5)	-6.3 (\pm 8.0)	2.2 (\pm 3.8)	2.6 (\pm 7.7)
10	-30.4 (\pm 6.0)	-30.7 (\pm 3.5)	-10.4 (\pm 4.7)	-10.4 (\pm 2.7)	11.5 (\pm 1.9)	13.0 (\pm 1.8)
11	-53.2 (\pm 4.8)	-55.0 (\pm 6.5)	-6.7 (\pm 4.9)	-6.6 (\pm 5.2)	-0.7 (\pm 5.2)	-1.1 (\pm 6.0)
12	-49.0 (\pm 5.9)	-49.4 (\pm 7.1)	-7.6 (\pm 5.2)	-9.0 (\pm 6.0)	10.8 (\pm 5.2)	12.8 (\pm 6.1)
13	-63.6 (\pm 4.1)	-76.8 (\pm 8.5)	-0.1 (\pm 5.3)	-1.3 (\pm 11.4)	4.9 (\pm 4.0)	3.7 (\pm 3.3)
14	-39.1 (\pm 9.3)	-42.5 (\pm 10.1)	2.0 (\pm 4.2)	1.9 (\pm 2.7)	-1.6 (\pm 6.0)	-1.9 (\pm 4.6)
15	-48.9 (\pm 7.7)	-53.0 (\pm 4.4)	-3.8 (\pm 7.2)	-3.6 (\pm 3.0)	0.3 (\pm 3.3)	-0.1 (\pm 3.4)
16	-46.5 (\pm 6.2)	-46.7 (\pm 6.0)	-8.3 (\pm 11.2)	-9.0 (\pm 7.7)	9.1 (\pm 4.1)	8.0 (\pm 3.8)

Les valeurs grisées indiquent une différence statistiquement significative suivant les deux conditions ($p < 0.05$)

*Les moyennes (\pm écarts-types) des rotations à la hanche pour le participant n°1 n'ont pas pu être calculées puisque la plaque fémorale posée sur sa jambe non dominante à bougée lors des essais post-fatigue

Tableau-A VI-9 Moyennes (\pm écarts-types) des paramètres cinématiques ($^{\circ}$) à la hanche pour chaque participant avec une analyse statistique ANOVA et un test LSD sur l'effet du MOT post-fatigue à la PM

Participant	Angles à la hanche post-fatigue à la position maximale					
	Flexion		Abduction		Rotation interne	
	Sans MOT	Avec MOT	Sans MOT	Avec MOT	Sans MOT	Avec MOT
1*	-	-	-	-	-	-
2	-94.9 (\pm 9.5)	-85.2 (\pm 7.8)	10.1 (\pm 3.9)	9.0 (\pm 3.5)	-3.5 (\pm 14.3)	-0.4 (\pm 18.0)
3	-117.5 (\pm 7.2)	-113.5 (\pm 5.1)	-27.1 (\pm 14.3)	-29.5 (\pm 13.6)	-16.8 (\pm 5.6)	-17.9 (\pm 6.1)
4	-113.2 (\pm 2.6)	-111.2 (\pm 5.4)	-4.8 (\pm 11.0)	-5.5 (\pm 14.0)	-19.5 (\pm 7.0)	-21.3 (\pm 7.0)
5	-86.1 (\pm 6.2)	-77.5 (\pm 4.9)	8.6 (\pm 5.9)	6.7 (\pm 4.2)	-0.8 (\pm 3.8)	0.8 (\pm 3.1)
6	-83.2 (\pm 5.1)	-84.4 (\pm 12.6)	7.1 (\pm 4.4)	5.7 (\pm 3.0)	-9.2 (\pm 6.1)	-9.2 (\pm 4.8)
7	-76.8 (\pm 4.9)	-67.4 (\pm 4.4)	5.8 (\pm 7.3)	6.9 (\pm 8.7)	-3.9 (\pm 3.1)	-3.6 (\pm 3.7)
8	-49.1 (\pm 9.3)	-52.6 (\pm 4.3)	-0.3 (\pm 6.6)	-0.7 (\pm 6.5)	-6.4 (\pm 5.8)	-5.3 (\pm 6.0)
9	-64.8 (\pm 8.7)	-69.4 (\pm 3.8)	-5.5 (\pm 3.3)	-6.7 (\pm 3.8)	0.1 (\pm 7.2)	0.3 (\pm 8.2)
10	-43.2 (\pm 5.0)	-43.7 (\pm 3.0)	-16.2 (\pm 3.5)	-15.2 (\pm 1.9)	7.1 (\pm 2.4)	7.7 (\pm 2.1)
11	-124.6 (\pm 3.9)	-125.4 (\pm 3.7)	-14.9 (\pm 6.9)	-13.8 (\pm 6.4)	-13.4 (\pm 7.3)	-12.8 (\pm 8.7)
12	-70.8 (\pm 4.8)	-69.0 (\pm 8.9)	-13.5 (\pm 5.7)	-14.5 (\pm 6.5)	9.8 (\pm 4.9)	11.2 (\pm 4.7)
13	-91.6 (\pm 6.0)	-87.0 (\pm 9.9)	1.9 (\pm 8.1)	1.8 (\pm 7.8)	-5.5 (\pm 2.6)	-6.8 (\pm 2.5)
14	-100.2 (\pm 6.9)	-97.0 (\pm 8.1)	8.4 (\pm 3.0)	8.1 (\pm 2.6)	-7.3 (\pm 3.9)	-7.4 (\pm 2.0)
15	-70.6 (\pm 7.0)	-74.6 (\pm 9.4)	-5.4 (\pm 4.5)	-11.7 (\pm 2.7)	-4.4 (\pm 2.6)	-6.5 (\pm 3.0)
16	-84.3 (\pm 9.9)	-85.4 (\pm 7.1)	-15.0 (\pm 9.5)	-10.0 (\pm 15.2)	5.6 (\pm 10.0)	5.3 (\pm 10.8)

Les valeurs grisées indiquent une différence statistiquement significative suivant les deux conditions ($p < 0.05$)

*Les moyennes (\pm écarts-types) des rotations à la hanche pour le participant n°1 n'ont pas pu être calculées puisque la plaque fémorale posée sur sa jambe non dominante à bougée lors des essais post-fatigue

Tableau-A VI-10 Moyennes (\pm écarts-types) des paramètres cinétiques (%MC) pour chaque participant avec une analyse statistique ANOVA et un test LSD sur l'effet du MOT post-fatigue au CI

Participant	Forces de réaction au sol post-fatigue au contact initial					
	Verticale		Antéro-postérieure		Médio-latérale	
	Sans MOT	Avec MOT	Sans MOT	Avec MOT	Sans MOT	Avec MOT
1	14.7 (\pm 3.8)	14.9 (\pm 5.0)	4.3 (\pm 2.1)	4.3 (\pm 2.2)	1.6 (\pm 1.5)	0.5 (\pm 1.4)
2	5.5 (\pm 2.8)	5.8 (\pm 2.0)	1.9 (\pm 1.7)	2.3 (\pm 1.5)	1.3 (\pm 0.7)	1.3 (\pm 0.6)
3	10.9 (\pm 4.3)	10.9 (\pm 4.6)	2.9 (\pm 1.7)	2.4 (\pm 1.8)	1.3 (\pm 0.8)	0.9 (\pm 0.9)
4	11.0 (\pm 4.3)	8.8 (\pm 4.9)	3.6 (\pm 1.6)	2.3 (\pm 1.5)	0.4 (\pm 0.5)	-0.03 (\pm 0.5)
5	11.7 (\pm 4.8)	13.7 (\pm 4.8)	2.9 (\pm 1.7)	3.6 (\pm 1.8)	1.0 (\pm 0.8)	1.0 (\pm 0.8)
6	14.4 (\pm 5.3)	18.4 (\pm 5.8)	4.3 (\pm 3.3)	5.0 (\pm 1.9)	0.6 (\pm 0.7)	0.5 (\pm 0.9)
7	11.9 (\pm 4.7)	7.5 (\pm 2.9)	4.9 (\pm 1.9)	3.1 (\pm 2.3)	1.2 (\pm 0.7)	0.8 (\pm 0.3)
8	13.0 (\pm 4.9)	14.1 (\pm 3.5)	4.1 (\pm 2.7)	4.4 (\pm 2.8)	2.2 (\pm 1.4)	2.3 (\pm 1.5)
9	19.6 (\pm 8.8)	19.6 (\pm 11.0)	5.2 (\pm 3.3)	3.4 (\pm 1.9)	2.1 (\pm 1.6)	1.4 (\pm 1.4)
10	13.2 (\pm 2.8)	12.4 (\pm 4.3)	3.5 (\pm 1.3)	3.3 (\pm 1.5)	1.1 (\pm 0.9)	1.2 (\pm 0.5)
11	7.2 (\pm 2.1)	6.3 (\pm 2.1)	2.0 (\pm 2.0)	2.0 (\pm 1.6)	1.5 (\pm 1.4)	1.2 (\pm 1.0)
12	12.9 (\pm 2.5)	11.7 (\pm 2.8)	4.1 (\pm 1.9)	2.9 (\pm 1.7)	2.2 (\pm 1.5)	1.7 (\pm 1.2)
13	6.9 (\pm 2.4)	9.2 (\pm 5.5)	3.4 (\pm 1.4)	4.1 (\pm 2.1)	0.8 (\pm 0.4)	1.0 (\pm 0.7)
14	16.9 (\pm 6.9)	18.9 (\pm 4.9)	4.1 (\pm 2.2)	4.4 (\pm 2.5)	1.6 (\pm 2.6)	2.1 (\pm 1.1)
15	22.1 (\pm 14.9)	22.0 (\pm 12.7)	4.5 (\pm 3.1)	5.8 (\pm 3.1)	2.2 (\pm 3.3)	1.0 (\pm 2.5)
16	11.3 (\pm 6.0)	10.6 (\pm 4.0)	4.1 (\pm 2.3)	4.1 (\pm 1.6)	1.9 (\pm 0.9)	1.2 (\pm 0.7)

Les valeurs grisées indiquent une différence statistiquement significative suivant les deux conditions ($p < 0.05$)

Tableau-A VI-11 Moyennes (\pm écarts-types) des paramètres cinétiques (%MC) pour chaque participant avec une analyse statistique ANOVA et un test LSD sur l'effet du MOT post-fatigue à la PM

Participant	Forces de réaction au sol post-fatigue à la position maximale					
	Verticale		Antéro-postérieure		Médio-latérale	
	Sans MOT	Avec MOT	Sans MOT	Avec MOT	Sans MOT	Avec MOT
1	337.2 (\pm 93.5)	421.9 (\pm 79.7)	58.1 (\pm 9.1)	60.4 (\pm 9.0)	10.6 (\pm 2.3)	11.4 (\pm 4.6)
2	167.5 (\pm 31.5)	177.0 (\pm 32.0)	53.0 (\pm 7.7)	47.9 (\pm 5.9)	13.5 (\pm 3.8)	12.2 (\pm 1.6)
3	185.6 (\pm 40.0)	174.3 (\pm 21.2)	65.0 (\pm 12.9)	60.9 (\pm 16.6)	15.0 (\pm 4.8)	11.9 (\pm 5.2)
4	222.5 (\pm 42.7)	203.6 (\pm 53.3)	50.3 (\pm 7.8)	47.0 (\pm 6.1)	17.6 (\pm 2.4)	19.8 (\pm 3.9)
5	279.8 (\pm 38.3)	271.1 (\pm 39.9)	65.3 (\pm 20.4)	63.1 (\pm 17.1)	30.6 (\pm 3.6)	31.3 (\pm 9.3)
6	415.8 (\pm 90.1)	357.3 (\pm 74.0)	55.0 (\pm 9.8)	56.4 (\pm 6.9)	49.5 (\pm 12.0)	34.2 (\pm 14.4)
7	214.0 (\pm 19.3)	188.8 (\pm 25.7)	87.4 (\pm 12.5)	78.3 (\pm 7.9)	25.1 (\pm 5.0)	25.7 (\pm 6.1)
8	278.9 (\pm 47.8)	266.0 (\pm 53.0)	57.1 (\pm 2.7)	54.7 (\pm 5.7)	17.3 (\pm 6.0)	16.0 (\pm 5.9)
9	264.5 (\pm 42.2)	281.2 (\pm 68.0)	85.2 (\pm 16.2)	75.8 (\pm 12.1)	17.8 (\pm 6.7)	22.3 (\pm 9.3)
10	244.1 (\pm 32.1)	211.5 (\pm 36.1)	97.4 (\pm 22.1)	91.6 (\pm 17.7)	25.2 (\pm 3.9)	24.8 (\pm 5.8)
11	219.0 (\pm 38.8)	216.7 (\pm 23.1)	36.8 (\pm 2.5)	37.8 (\pm 4.6)	18.8 (\pm 4.0)	17.3 (\pm 2.6)
12	388.78 (\pm 3.1)	339.1 (\pm 41.8)	136.1 (\pm 25.7)	111.1 (\pm 28.4)	31.3 (\pm 9.8)	33.7 (\pm 12.7)
13	194.5 (\pm 37.3)	251.3 (\pm 33.4)	50.5 (\pm 6.4)	57.1 (\pm 6.3)	22.0 (\pm 6.0)	22.5 (\pm 8.3)
14	291.2 (\pm 64.5)	261.7 (\pm 52.4)	72.3 (\pm 18.7)	70.0 (\pm 20.1)	34.0 (\pm 11.5)	24.2 (\pm 5.8)
15	406.8 (\pm 90.2)	416.6 (\pm 96.8)	61.7 (\pm 11.9)	69.9 (\pm 23.7)	43.8 (\pm 18.4)	41.5 (\pm 17.2)
16	222.6 (\pm 52.8)	197.3 (\pm 60.6)	49.1 (\pm 7.8)	44.3 (\pm 5.6)	15.2 (\pm 3.5)	15.6 (\pm 2.2)

Les valeurs grisées indiquent une différence statistiquement significative suivant les deux conditions ($p < 0.05$)

ANNEXE VII

COMPARAISONS DES SEUILS MOT

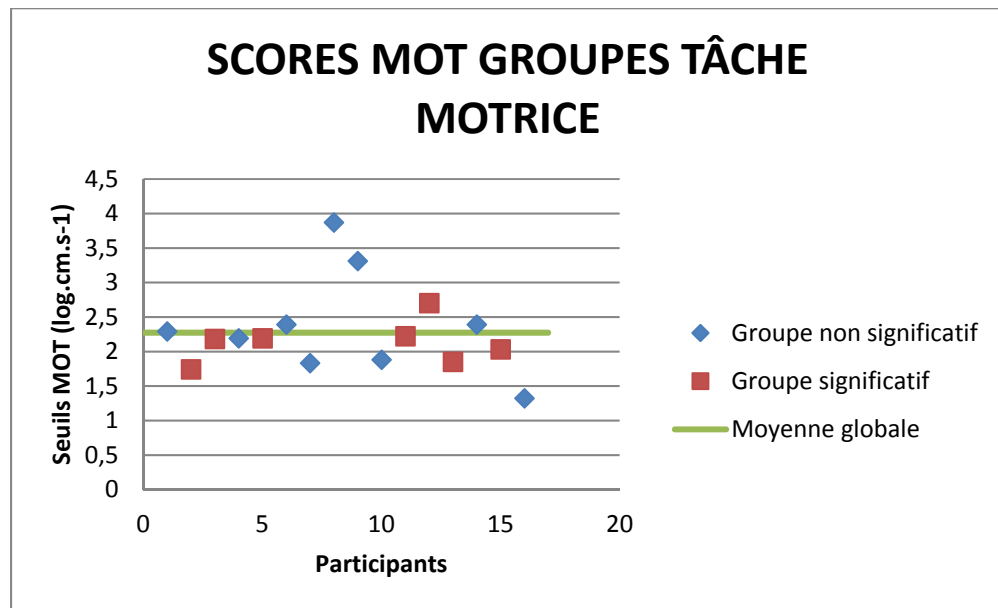


Figure-A VII-1 Comparaison des scores MOT du groupe « Significatif MOT » avec le reste des participants

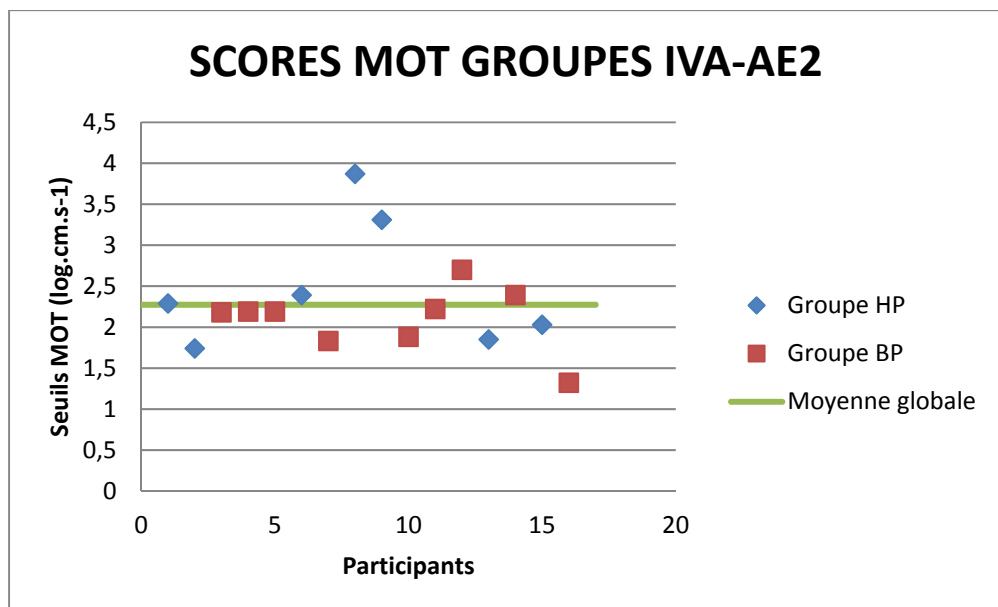


Figure-A VII-2 Comparaison des scores MOT des groupes BP et HP

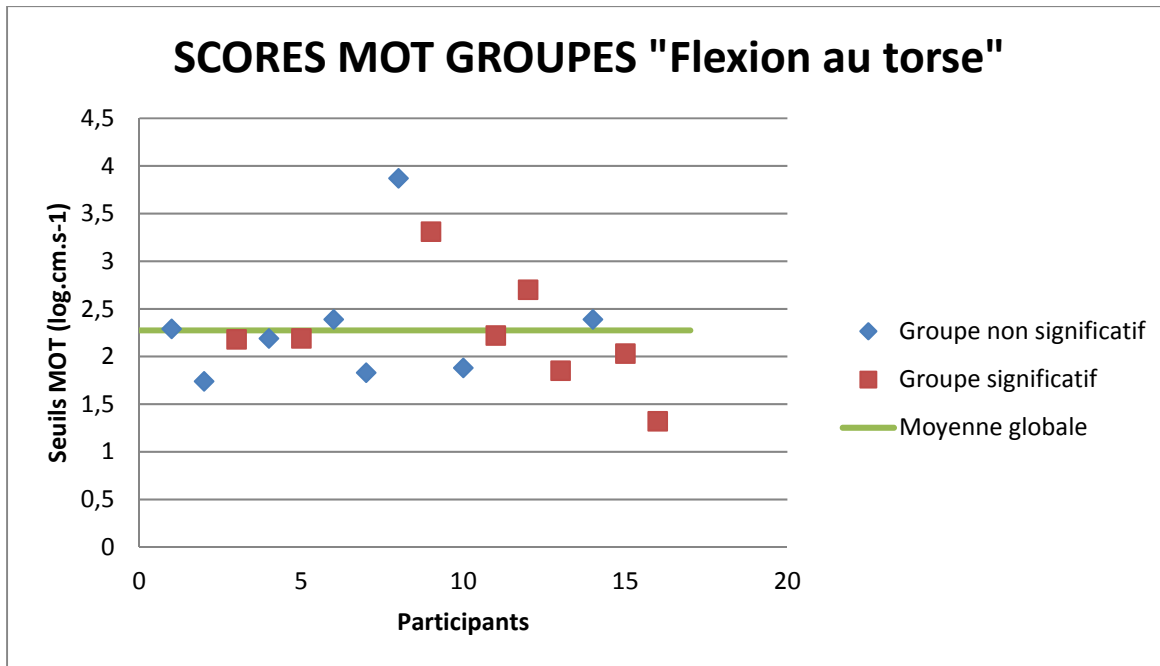


Figure-A VII-3 Comparaison des scores MOT du groupe « Significatif torse en flexion » avec le reste des participants

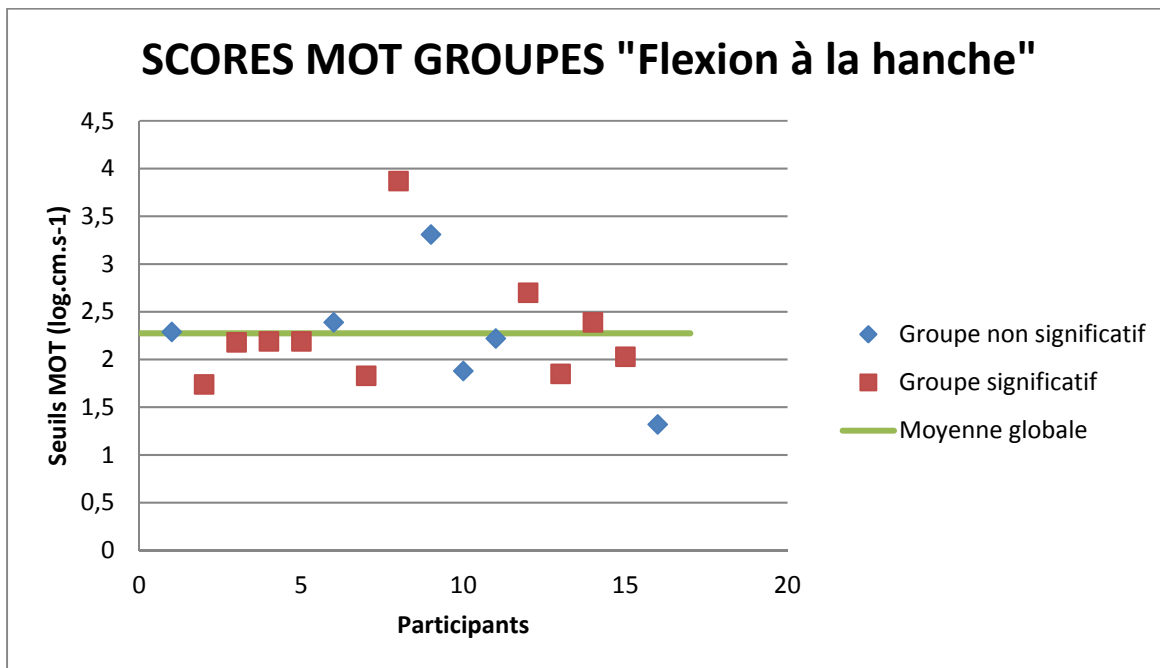


Figure-A VII-4 Comparaison des scores MOT du groupe « Significatif hanche en flexion » avec le reste des participants

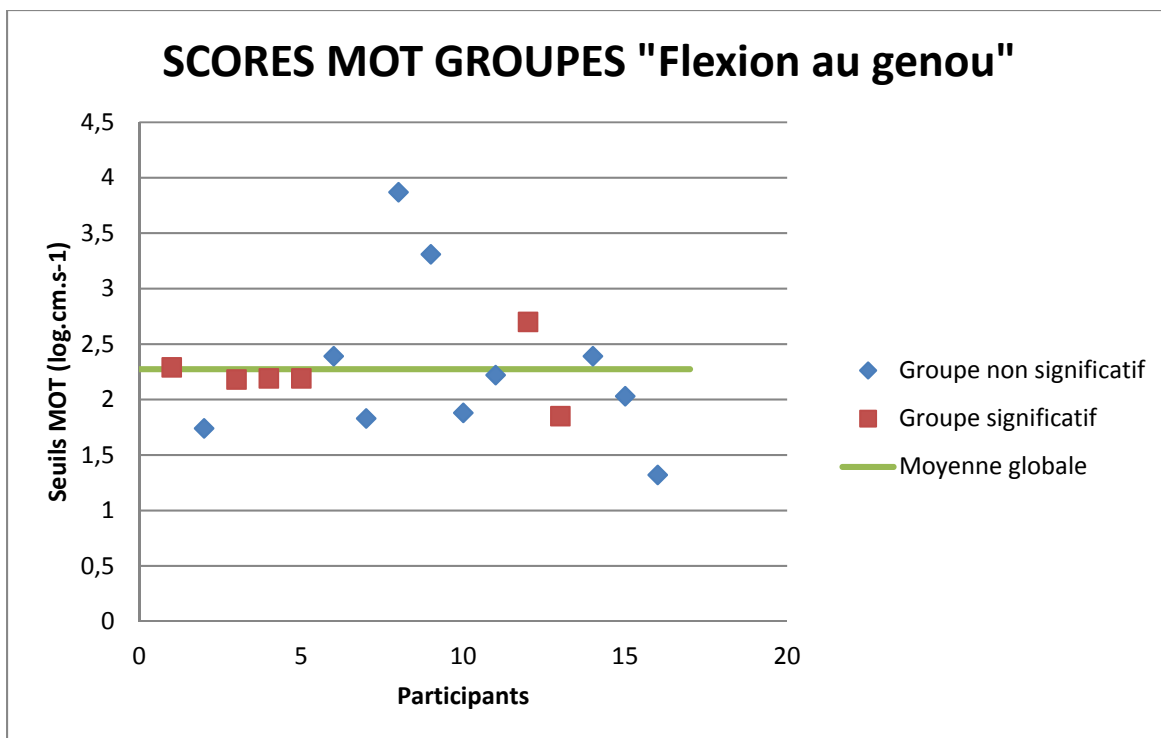


Figure-A VII-5 Comparaison des scores MOT du groupe « Significatif genou en flexion » avec le reste des participants

ANNEXE VIII

COMPARAISONS DES SCORES IVA-AE2

Tableau-A VIII-1 Comparaison des scores entre les 5 groupes

Scores IVA-AE2		Groupes tâche motrice		Groupes flexion au torse		Groupes flexion à la hanche		Groupes flexion au genou	
		NS MOT	S MOT	NS torse	S torse	NS hanche	S hanche	NS genou	S genou
FS Attention Quotient	Combined	93.8 (±18.7)	98.5 (±16.8)	97.6 (±18.2)	95.9 (±17.5)	83.5 (±12.7)	101.7 (±16.2)	94.2 (±24.0)	97.8 (±13.4)
	Auditory	86.0 (±18.2)	97.1 (±15.2)	89.0 (±20.8)	94.2 (±15.4)	79.8 (±12.7)	97.4 (±16.1)	92.0 (±23.1)	92.6 (±14.0)
	Visual	101.8 (±18.7)	100.4 (±16.0)	106.0 (±13.0)	98.2 (±18.3)	90.5 (±15.2)	105.2 (±15.8)	97.4 (±21.7)	103.0 (±14.0)
FS Response Control Quotient	Combined	97.0 (±14.2)	94.8 (±12.9)	96.8 (±10.6)	95.1 (±14.7)	93.0 (±17.2)	96.8 (±11.9)	102.4 (±14.3)	92.0 (±11.4)
	Auditory	100.5 (±12.3)	98.1 (±13.7)	99.8 (±10.0)	98.8 (±14.5)	98.0 (±20.5)	99.6 (±9.5)	106.0 (±9.3)	95.3 (±13.1)
	Visual	93.7 (±16.0)	92.1 (±12.4)	94.4 (±12.7)	91.9 (±14.6)	89.0 (±13.4)	94.3 (±13.9)	98.2 (±18.4)	89.8 (±9.9)
Hyperactivity Events		22.7 (±14.3)	16.0 (±6.5)	22.6 (±14.8)	16.8 (±7.7)	22.5 (±14.9)	17.4 (±9.0)	22.0 (±16.4)	17.1 (±6.2)
Fine Motor Hyperactivity		88.7 (±23.5)	99.5 (±10.2)	88.2 (±25.0)	98.6 (±11.5)	87.8 (±25.7)	97.7 (±13.4)	90.2 (±26.3)	97.4 (±10.9)
Stillness		109.8 (±2.2)	110.6 (±5.0)	110.0 (±2.8)	110.4 (±4.6)	111.0 (±2.0)	110.0 (±4.6)	108.4 (±6.1)	111.3 (±1.8)
Comprehension	Auditory	85.5 (±16.3)	98.1 (±13.3)	87.8 (±17.1)	95.4 (±14.8)	83.5 (±13.9)	96.4 (±15.2)	89.0 (±21.7)	94.8 (±11.8)
	Visual	97.0 (±9.3)	101.3 (±15.0)	100.8 (±10.9)	98.7 (±14.0)	87.3 (±9.7)	104.3 (±10.3)	103.8 (±11.4)	97.0 (±13.2)
Sensory/Motor	Auditory	111.7 (±7.2)	104.6 (±6.2)	111.4 (±9.0)	105.6 (±5.8)	113.5 (±5.1)	105.3 (±6.9)	108.6 (±7.4)	107.1 (±7.7)
	Visual	115.2 (±9.2)	116.5 (±10.0)	115.8 (±6.6)	116.0 (±10.8)	116.3 (±10.8)	115.8 (±9.2)	121.2 (±11.5)	113.0 (±6.7)
Mental Concentration	Combined	93.7 (±17.0)	97.9 (±15.6)	96.6 (±16.5)	95.8 (±16.2)	84.0 (±11.4)	100.9 (±14.9)	97.0 (±21.4)	95.6 (±13.1)
	Auditory	88.5 (±15.7)	96.8 (±13.7)	91.0 (±17.7)	94.4 (±13.6)	81.8 (±8.1)	97.8 (±14.3)	95.6 (±19.3)	91.9 (±12.4)
	Visual	100.2 (±16.8)	99.3 (±16.7)	103.6 (±13.0)	97.4 (±17.9)	88.0 (±15.1)	104.3 (±14.6)	100.0 (±20.4)	99.4 (±14.5)
Self-Control	Combined	97.5 (±9.6)	95.3 (±18.3)	97.8 (±9.2)	95.3 (±17.5)	87.0 (±19.1)	99.9 (±11.8)	105.8 (±11.0)	90.9 (±14.2)
	Auditory	102.2 (±6.9)	97.9 (±12.3)	101.4 (±5.5)	98.8 (±12.3)	96.3 (±14.0)	101.1 (±8.9)	105.8 (±7.4)	96.3 (±10.3)
	Visual	93.5 (±10.7)	93.6 (±20.4)	95.0 (±10.2)	92.8 (±19.6)	81.3 (±19.5)	98.5 (±12.9)	103.4 (±13.4)	88.1 (±15.9)

Tableau-A VIII-1 Comparaison des scores entre les 5 groupes (suite)

Scores IVA-AE2		Groupes tâche		Groupes flexion au		Groupes flexion à la		Groupes flexion	
		motrice		torse		hanche		au genou	
		NS MOT	S MOT	NS torse	S torse	NS hanche	S hanche	NS genou	S genou
Prudence	Combined	102.8 (±8.8)	99.8 (±11.3)	102.4 (±7.9)	100.3 11.5)	97.0 (±15.7)	102.7 (±7.3)	105.4 (±8.7)	98.7 (±10.4)
	Auditory	104.7 (±6.9)	96.6 (±10.9)	105.4 (±5.9)	97.1 (±10.8)	96.8 (±17.6)	101.4 (±5.7)	102.6 (±9.6)	98.7 (±10.5)
	Visual	100.7 (±9.3)	102.5 (±12.5)	99.0 (±9.3)	103.2 (±11.9)	98.0 (±12.3)	103.2 (±10.5)	107.2 (±10.2)	98.7 (±10.5)
Reliability	Combined	98.0 (±10.7)	97.1 (±23.1)	99.4 (±11.3)	96.4 (±21.7)	76.8 (±17.2)	105.8 (±10.6)	106.8 (±9.0)	92.3 (±20.4)
	Auditory	105.7 (±5.9)	101.6 (±13.2)	106.8 (±5.8)	101.4 (±12.4)	92.0 (±10.0)	107.9 (±6.9)	109.0 (±4.5)	100.2 (±11.8)
	Visual	91.0 (±12.8)	93.0 (±26.8)	92.2 (±14.0)	92.1 (±25.2)	68.3 (±20.3)	101.7 (±12.7)	102.2 (±11.2)	86.6 (±24.0)
Stamina	Combined	93.5 (±10.9)	93.8 (±13.5)	93.4 (±6.1)	93.8 (±14.7)	99.3 (±7.8)	91.4 (±13.0)	99.2 (±12.5)	90.6 (±11.2)
	Auditory	94.3 (±11.1)	97.0 (±15.2)	90.8 (±5.3)	98.7 (±15.6)	102.5 (±11.5)	93.2 (±13.4)	101.2 (±13.7)	92.9 (±12.7)
	Visual	95.0 (±11.9)	91.9 (±11.2)	98.4 (±6.7)	90.3 (±12.4)	96.5 (±7.5)	91.9 (±12.4)	97.4 (±13.9)	90.9 (±9.4)
Presence	Combined	89.2 (±17.8)	96.5 (±15.1)	93.2 (±17.7)	93.4 (±16.2)	82.3 (±10.7)	97.8 (±16.1)	90.4 (±23.6)	95.0 (±11.5)
	Auditory	82.2 (±19.6)	93.6 (±14.5)	83.6 (±22.2)	91.6 (±14.4)	76.5 (±18.6)	93.6 (±14.8)	85.4 (±23.7)	90.6 (±13.7)
	Visual	99.2 (±17.1)	100.9 (±15.5)	105.0 (±10.5)	97.4 (±17.8)	93.3 (±10.6)	102.9 (±16.8)	98.2 (±22.8)	101.2 (±11.3)
Acuity	Combined	91.5 (±15.6)	100.3 (±10.8)	94.6 (±17.1)	97.6 (±11.7)	86.3 (±12.7)	100.6 (±11.7)	92.8 (±19.3)	98.6 (±9.4)
	Auditory	83.2 (±22.6)	95.5 (±12.1)	84.0 (±25.2)	93.7 (±12.6)	72.3 (±21.3)	97.4 (±10.2)	89.6 (±27.4)	90.6 (±11.7)
	Visual	103.2 (±11.8)	105.1 (±14.0)	107.4 (±6.4)	102.6 (±15.2)	105.8 (±3.2)	103.7 (±15.1)	98.8 (±19.9)	107.3 (±5.7)
Elasticity	Combined	90.3 (±18.4)	91.1 (±18.5)	93.6 (±17.1)	89.2 (±18.9)	79.3 (±15.3)	95.4 (±17.2)	89.8 (±23.7)	91.3 (±15.2)
	Auditory	88.3 (±17.1)	91.8 (±18.6)	89.2 (±19.0)	90.9 (±17.5)	84.5 (±16.9)	92.6 (±17.9)	87.4 (±20.3)	91.9 (±16.6)
	Visual	96.0 (±18.6)	94.3 (±17.5)	100.8 (±12.2)	91.8 (±19.5)	83.0 (±17.1)	99.8 (±15.7)	95.8 (±21.9)	94.6 (±15.7)
Steadiness	Combined	89.7 (±13.4)	100.9 (±10.9)	93.2 (±13.9)	97.7 (±12.9)	89.5 (±8.6)	98.7 (±13.7)	93.6 (±18.4)	97.4 (±9.7)
	Auditory	82.2 (±17.6)	97.3 (±13.2)	84.4 (±18.1)	94.3 (±15.5)	83.3 (±16.8)	93.8 (±16.3)	85.2 (±23.3)	93.9 (±11.9)
	Visual	99.8 (±9.4)	104.4 (±9.6)	103.8 (±9.8)	101.7 (±9.7)	98.0 (±5.0)	104.2 (±10.4)	104.0 (±11.4)	101.6 (±8.7)
Vigilance	Combined	90.0 (±18.2)	95.0 (±16.1)	94.0 (±17.9)	92.2 (±16.9)	81.0 (±11.6)	97.6 (±16.2)	90.2 (±23.9)	94.3 (±12.4)
	Auditory	83.8 (±19.7)	92.8 (±15.5)	84.8 (±22.6)	91.2 (±14.8)	76.3 (±19.6)	94.0 (±14.3)	86.6 (±22.9)	90.2 (±14.8)
	Visual	99.0 (±18.8)	99.1 (±16.1)	104.8 (±10.8)	95.9 (±18.9)	92.0 (±12.2)	101.9 (±17.8)	96.6 (±24.2)	100.4 (±12.2)

Tableau-A VIII-1 : Comparaison des scores entre les 5 groupes (suite)

Scores IVA-AE2		Groupes tâche		Groupes flexion au		Groupes flexion à la		Groupes flexion	
		motrice		torse		hanche		au genou	
		NS MOT	S MOT	NS torse	S torse	NS hanche	S hanche	NS genou	S genou
Resilience	Combined	100.0 (±12.5)	99.1 (±13.6)	102.2 (±10.9)	98.0 (±13.9)	91.0 (±11.5)	102.9 (±11.9)	100.4 (±17.3)	99.0 (±10.4)
	Auditory	103.0 (±10.8)	103.6 (±13.3)	105.6 (±10.5)	102.1 (±13.0)	99.0 (±17.5)	105.1 (±9.5)	108.6 (±11.8)	100.4 (±11.5)
	Visual	97.2 (±15.7)	95.1 (±16.5)	98.2 (±15.1)	94.8 (±16.6)	84.8 (±14.1)	100.5 (±14.4)	92.4 (±20.8)	98.0 (±12.9)
Consistency	Combined	96.7 (±12.0)	95.9 (±13.4)	97.2 (±10.5)	95.7 (±13.8)	89.3 (±14.5)	99.0 (±10.9)	99.8 (±14.7)	94.2 (±11.2)
	Auditory	102.2 (±10.5)	102.1 (±18.1)	103.6 (±11.1)	101.3 (±17.1)	96.3 (±24.3)	104.5 (±9.9)	108.4 (±10.5)	98.7 (±16.2)
	Visual	92.0 (±15.3)	90.6 (±10.1)	91.4 (±14.7)	91.1 (±11.3)	84.8 (±12.8)	93.8 (±11.3)	91.6 (±17.4)	91.0 (±9.2)
Dependability	Combined	104.3 (±10.7)	100.4 (±11.3)	106.8 (±9.5)	99.4 (±11.1)	94.3 (±6.4)	105.2 (±10.8)	103.4 (±15.3)	101.3 (±8.4)
	Auditory	106.3 (±12.7)	103.5 (±6.2)	108.8 (±12.7)	102.4 (±6.4)	103.3 (±8.7)	105.3 (±9.8)	111.2 (±8.4)	101.1 (±7.8)
	Visual	103.3 (±14.7)	97.4 (±19.9)	105.4 (±15.2)	96.9 (±18.8)	87.8 (±13.9)	104.8 (±16.9)	97.2 (±24.1)	101.4 (±14.1)
Focus	Combined	99.5 (±11.9)	98.9 (±14.5)	101.0 (±9.0)	98.1 (±15.1)	91.5 (±16.6)	102.2 (±10.7)	98.0 (±15.7)	99.8 (±12.2)
	Auditory	105.3 (±9.5)	105.9 (±15.3)	107.4 (±6.8)	104.7 (±15.3)	101.5 (±21.7)	107.3 (±8.1)	108.0 (±10.4)	104.3 (±14.2)
	Visual	93.3 (±17.0)	92.1 (±14.4)	94.0 (±16.4)	91.9 (±15.1)	82.5 (±15.8)	96.7 (±13.2)	88.6 (±22.1)	94.9 (±10.1)
Stability	Combined	98.2 (±14.7)	101.6 (±15.8)	101.6 (±8.8)	99.3 (±17.9)	92.5 (±14.6)	103.2 (±14.6)	98.6 (±18.5)	101.0 (±13.7)
	Auditory	96.2 (±12.7)	105.5 (±15.1)	99.8 (±11.4)	102.4 (±16.5)	94.8 (±12.8)	104.2 (±14.8)	102.6 (±17.1)	100.9 (±13.9)
	Visual	100.5 (±14.7)	97.6 (±14.6)	102.8 (±6.9)	96.7 (±16.9)	91.8 (±17.1)	101.7 (±12.6)	95.4 (±15.8)	100.8 (±13.7)
Agility	Combined	97.7 (±10.6)	101.9 (±12.7)	99.8 (±11.1)	100.2 (±12.6)	93.0 (±15.9)	102.9 (±8.9)	99.4 (±12.0)	100.4 (±12.1)
	Auditory	84.8 (±14.9)	93.8 (±12.6)	87.0 (±15.6)	91.6 (±13.5)	82.0 (±22.0)	93.1 (±8.8)	90.6 (±16.7)	89.6 (±13.2)
	Visual	110.8 (±9.3)	108.8 (±12.5)	112.2 (±7.4)	108.2 (±12.6)	104.3 (±12.3)	111.8 (±10.1)	108.0 (±9.4)	110.6 (±12.1)
Quickness	Combined	98.0 (±6.4)	103.6 (±12.6)	100.8 (±6.8)	101.4 (±12.4)	97.5 (±14.5)	102.7 (±8.9)	99.4 (±7.1)	102.2 (±12.2)
	Auditory	85.3 (±13.1)	96.6 (±16.0)	87.2 (±14.3)	94.3 (±16.2)	87.3 (±24.4)	93.6 (±11.4)	90.2 (±17.4)	92.7 (±15.2)
	Visual	111.2 (±8.8)	110.0 (±11.6)	114.0 (±6.0)	108.6 (±11.7)	108.8 (±12.5)	111.2 (±9.7)	109.0 (±9.2)	111.3 (±11.0)
Speed	Combined	97.8 (±8.1)	103.3 (±12.8)	100.4 (±8.5)	101.2 (±12.6)	95.5 (±15.8)	103.1 (±8.6)	99.8 (±9.0)	101.6 (±12.4)
	Auditory	85.2 (±14.2)	95.9 (±14.7)	87.4 (±15.0)	93.4 (±15.4)	85.0 (±24.5)	93.8 (±10.0)	90.8 (±16.9)	91.6 (±14.9)
	Visual	111.0 (±8.2)	109.6 (±12.2)	113.4 (±4.4)	108.4 (±12.4)	106.3 (±11.6)	111.8 (±10.0)	108.6 (±8.6)	111.1 (±11.5)

Tableau-A VIII-1 Comparaison des scores entre les 5 groupes (suite)

Scores IVA-AE2		Groupes tâche		Groupes flexion au		Groupes flexion à la		Groupes flexion	
		motrice		torse		hanche		au genou	
		NS MOT	S MOT	NS torse	S torse	NS hanche	S hanche	NS genou	S genou
Swiftness	Combined	97.5 (±18.2)	97.8 (±13.2)	98.0 (±20.4)	97.4 (±12.2)	86.0 (±16.1)	102.3 (±12.2)	99.2 (±20.9)	96.8 (±11.7)
	Auditory	88.0 (±15.8)	90.5 (±10.8)	90.2 (±16.5)	89.0 (±11.2)	78.8 (±11.5)	93.7 (±10.8)	93.6 (±16.9)	87.1 (±10.1)
	Visual	107.8 (±17.9)	105.1 (±12.9)	106.6 (±20.2)	106.1 (±12.1)	97.3 (±17.8)	109.9 (±12.4)	104.6 (±19.0)	107.2 (±12.9)
Accuracy	Combined	92.2 (±14.5)	98.1 (±13.9)	93.8 (±13.9)	96.6 (±14.7)	86.5 (±10.8)	99.2 (±13.8)	96.0 (±17.8)	95.3 (±12.6)
	Auditory	89.8 (±14.8)	95.5 (±14.4)	90.8 (±16.1)	94.3 (±14.0)	83.5 (±11.2)	96.9 (±14.0)	93.4 (±16.6)	92.9 (±13.9)
	Visual	95.3 (±14.4)	101.0 (±12.9)	97.6 (±10.6)	99.1 (±15.2)	91.5 (±10.3)	101.4 (±13.8)	99.0 (±18.4)	98.3 (±11.0)
Sustained Attention	Combined	93.7 (±17.7)	97.3 (±15.7)	97.2 (±18.7)	94.9 (±15.4)	79.8 (±9.0)	102.1 (±13.6)	97.2 (±22.0)	94.9 (±13.1)
	Auditory	88.0 (±17.0)	95.5 (±12.1)	90.8 (±19.1)	93.1 (±12.3)	79.0 (±10.4)	97.6 (±12.3)	94.0 (±20.3)	91.3 (±11.2)
	Visual	100.3 (±16.6)	99.6 (±17.7)	104.2 (±15.9)	97.6 (±17.5)	84.3 (±11.6)	106.2 (±14.2)	100.8 (±20.9)	99.4 (±15.1)
Competence	Combined	96.2 (±13.7)	102.0 (±13.7)	99.2 (±11.4)	99.7 (±15.2)	91.5 (±10.1)	102.7 (±13.8)	99.2 (±16.6)	99.7 (±12.6)
	Auditory	87.8 (±15.1)	98.3 (±13.9)	91.0 (±16.0)	95.3 (±14.9)	85.3 (±9.0)	97.2 (±15.7)	92.2 (±19.7)	94.7 (±12.7)
	Visual	104.7 (±12.0)	105.0 (±13.0)	107.2 (±6.8)	103.6 (±14.4)	98.5 (±14.7)	107.4 (±10.7)	106.0 (±13.2)	104.2 (±12.2)
Maintainability	Combined	97.5 (±17.4)	98.4 (±15.2)	100.2 (±18.6)	96.8 (±14.6)	80.0 (±8.9)	105.2 (±10.9)	101.6 (±19.5)	96.0 (±13.7)
	Auditory	93.2 (±16.6)	97.1 (±12.7)	95.8 (±16.8)	95.2 (±13.4)	79.8 (±7.0)	101.7 (±10.7)	101.6 (±18.2)	92.0 (±10.8)
	Visual	101.8 (±15.3)	100.1 (±16.9)	104.2 (±16.0)	99.0 (±16.1)	85.3 (±11.7)	107.1 (±12.5)	101.0 (±18.6)	100.8 (±14.9)
Temps de réponse (ms)*	Auditory	595.0 (±59.9)	558.9 (±47.9)	590.7 (±58.8)	562.2 (±51.4)	604.0 (±78.1)	561.4 (±171.8)	581.5 (±69.8)	570.6 (±47.4)
	Visual	420.7 (±49.0)	416.7 (±33.1)	422.1 (±48.7)	415.6 (±33.2)	439.4 (±52.6)	408.9 (±124.8)	430.0 (±48.8)	411.5 (±33.4)
	Auditory - frequent	593.1 (±60.4)	553.3 (±54.0)	588.4 (±60.0)	557.0 (±56.9)	596.4 (±82.1)	559.1 (±172.9)	581.5 (±14.4)	564.3 (±51.0)
	Visual - frequent	407.9 (±46.0)	407.1 (±33.2)	408.4 (±46.3)	406.7 (±32.9)	420.8 (±51.6)	401.4 (±122.9)	417.0 (±45.4)	401.7 (±33.9)
	Auditory - rare	608.3 (±63.2)	597.2 (±38.2)	608.4 (±62.8)	597.1 (±38.5)	642.4 (±39.6)	583.7 (±178.9)	594.0 (±70.7)	606.9 (±34.0)
	Visual - rare	483.7 (±85.5)	470.6 (±41.4)	492.9 (±83.8)	463.4 (±39.9)	521.8 (±82.7)	455.6 (±140.9)	496.3 (±88.0)	464.3 (±41.8)

*Les résultats des athlètes 5 et 16 n'ont pas été pris en compte pour calculer les moyennes (±écarts-types) à cause de certains de leurs scores invalides, hormis pour la variable « Temps de réponse »

La valeur grisée indique une différence statistiquement significative suivant les deux conditions ($p < 0.05$)

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Al-Yahya, E., Dawes, H., Smith, L., Dennis, A., Howells, K., & Cockburn, J. (2011). Cognitive motor interference while walking: a systematic review and meta-analysis. *Neurosci Biobehav Rev*, 35(3), 715-728. doi: 10.1016/j.neubiorev.2010.08.008. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20833198>
- Alentorn-Geli, E., Myer, G. D., Silvers, H. J., Samitier, G., Romero, D., Lazaro-Haro, C., & Cugat, R. (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*, 17(7), 705-729. doi: 10.1007/s00167-009-0813-1. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19452139>
- Almonroeder, T. G., Garcia, E., & Kurt, M. (2015). The Effects of anticipation on the Mechanics of the Knee During Single-Leg Cutting Task: A Systematic Review. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 10(7), 919.
- Amis, A. A., & Dawkins, G. P. (1991). Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. Fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, 73(2), 260-267.
- Arble, E., Kuentzel, J., & Barnett, D. (2014). Convergent validity of the Integrated Visual and Auditory Continuous Performance Test (IVA+Plus): associations with working memory, processing speed, and behavioral ratings. *Arch Clin Neuropsychol*, 29(3), 300-312. doi: 10.1093/arclin/acu006. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24687587>
- Beauchet, O., & Berrut, G. (2006). Marche et double tâche: définition, intérêts et perspectives chez le sujet âgé. *Psychol Neuropsychiatr Vieil*, 4(3), 215-225.
- Benjaminse, A., Habu, A., Sell, T. C., Abt, J. P., Fu, F. H., Myers, J. B., & Lephart, S. M. (2008). Fatigue alters lower extremity kinematics during a single-leg stop-jump task. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 16(4), 400-407. doi: 10.1007/s00167-007-0432-7. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18026933>
- Benoit, D. L., Damsgaard, M., & Andersen, M. S. (2015). Surface marker cluster translation, rotation, scaling and deformation: Their contribution to soft tissue artefact and impact on knee joint kinematics. *J Biomech*, 48(10), 2124-2129. doi: 10.1016/j.jbiomech.2015.02.050. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25935684>
- Benoit, D. L., Ramsey, D. K., Lamontagne, M., Xu, L., Wretenberg, P., & Renstrom, P. (2006). Effect of skin movement artifact on knee kinematics during gait and cutting motions measured in vivo. *Gait Posture*, 24(2), 152-164. doi:

10.1016/j.gaitpost.2005.04.012. Repéré à
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16260140>

Besier, T. F., Lloyd, D. G., Ackland, T. R., & Cochrane, J. L. (2001). Anticipatory effects on knee joint loading during running and cutting maneuvers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 1176-1181. doi: 10.1097/00005768-200107000-00015

Bicer, E. K., Lustig, S., Servien, E., Selmi, T. A., & Neyret, P. (2010). Current knowledge in the anatomy of the human anterior cruciate ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 18(8), 1075-1084. doi: 10.1007/s00167-009-0993-8. Repéré à
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19956929>

Blackburn, J. T., & Padua, D. A. (2008). Influence of trunk flexion on hip and knee joint kinematics during a controlled drop landing. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 23(3), 313-319. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2007.10.003. Repéré à
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18037546>

Blackburn, J. T., & Padua, D. A. (2009). Sagittal-plane trunk position, landing forces, and quadriceps electromyographic activity. *Journal of Athletic Training*, 44(2), 174-179. doi: 10.4085/1062-6050-44.2.174. Repéré à
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19295962>

Boden, B. P., Dean, G. S., Feagin, J. A., & Garrett, W. E. (2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*, 23(6), 573-578. doi: 10.3928/0147-7447-20000601-15

Borotikar, B. S., Newcomer, R., Koppes, R., & McLean, S. G. (2008). Combined effects of fatigue and decision making on female lower limb landing postures: central and peripheral contributions to ACL injury risk. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 23(1), 81-92. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2007.08.008. Repéré à
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17889972>

Bull, A. M., & Amis, A. A. (1998). Knee joint motion: description and measurement. *Proc Inst Mech Eng H*, 212(5), 357-372. doi: 10.1243/0954411981534132. Repéré à
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9803155>

Cappozzo, A., Catani, F., Leardini, A., Benedetti, M. G., & Della Croce, U. (1996). Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts. *Clinical Biomechanics*, 11(2), 90-100. doi: 10.1016/0268-0033(95)00046-1

Casanova, F., Oliveira, j., Williams, M., & Garganta, J. (2009). Expertise and perceptual-cognitive performance in soccer: a review. *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*, 9(1), 115-122.

- Cavanagh, P., & Alvarez, G. A. (2005). Tracking multiple targets with multifocal attention. *Trends Cogn Sci*, 9(7), 349-354. doi: 10.1016/j.tics.2005.05.009. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15953754>
- Chappell, J. D., Herman, D. C., Knight, B. S., Kirkendall, D. T., Garrett, W. E., & Yu, B. (2005). Effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in stop-jump tasks. *Am J Sports Med*, 33(7), 1022-1029. doi: 10.1177/0363546504273047. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15983125>
- Chavez, A. (2011). *The Effect of Fatigue on ACL Injury Risk in the Athletic Population* (San Marcos, Texas).
- Churchill, D. L., Incavo, S. J., Johnson, C. C., & Beynon, B. D. (1998). The transepicondylar axis approximates the optimal flexion axis of the knee. *Clin Orthop Relat Res*, 356, 111-118.
- Cortes, N., Greska, E., Ambegaonkar, J. P., Kollock, R. O., Caswell, S. V., & Onate, J. A. (2014). Knee kinematics is altered post-fatigue while performing a crossover task. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 22(9), 2202-2208. doi: 10.1007/s00167-013-2673-y. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24045915>
- Coventry, E., O'Connor, K. M., Hart, B. A., Earl, J. E., & Ebersole, K. T. (2006). The effect of lower extremity fatigue on shock attenuation during single-leg landing. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 21(10), 1090-1097. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2006.07.004. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16949185>
- Dai, B., Cook, R. F., Meyer, E. A., Sciascia, Y., Hinshaw, T. J., Wang, C., & Zhu, Q. (2017). The effect of a secondary cognitive task on landing mechanics and jump performance. *Sports Biomech*, 1-14. doi: 10.1080/14763141.2016.1265579. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28632053>
- Dai, B., Herman, D., Liu, H., Garrett, W. E., & Yu, B. (2012). Prevention of ACL injury, part I: injury characteristics, risk factors, and loading mechanism. *Res Sports Med*, 20(3-4), 180-197. doi: 10.1080/15438627.2012.680990. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22742075>
- Dai, B., Mao, D., Garrett, W. E., & Yu, B. (2014). Anterior cruciate ligament injuries in soccer: Loading mechanisms, risk factors, and prevention programs. *Journal of Sport and Health Science*, 3(4), 299-306. doi: 10.1016/j.jshs.2014.06.002
- Devita, P., & Skelly, W. A. (1992). Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 24(1), 108-115. doi: 10.1249/00005768-199201000-00018

- Drake, R. L., Vogl, A. W., & Mitchell, A. W. M. (2010). *Gray's anatomie pour les étudiants* (2 éd.).
- Duthon, V. B., Barea, C., Abrassart, S., Fasel, J. H., Fritschy, D., & Menetrey, J. (2006). Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 14(3), 204-213. doi: 10.1007/s00167-005-0679-9
- Faubert, J. (2013). Professional athletes have extraordinary skills for rapidly learning complex and neutral dynamic visual scenes. *Sci Rep*, 3, 1154. doi: 10.1038/srep01154. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23378899>
- Faubert, J., & Sidebottom, L. (2012). Perceptual-cognitive training of athletes. *Journal of Clinical Sport Psychology*, 6(1), 85-102.
- Ford, K. R., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2003). Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. *Med Sci Sports Exerc*, 35(10), 1745-1750. doi: 10.1249/01.MSS.0000089346.85744.D9. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14523314>
- Frank, C. B. (2004). Ligament structure, physiology and function. *Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interactions*, 4(2), 199.
- Fuentes, A. (2010). *Apport d'une évaluation biomécanique 3D du genou dans la prise en charge orthopédique de patients ayant une rupture du ligament croisé antérieur* (Thèse, Université de Montréal, Montréal).
- Ganjikia, S., Duval, N., Yahia, L. H., & de Guise, J. (2000). Three-dimensional knee analyzer validation by simple fluoroscopic study. *Knee*, 7(4), 221-231. doi: 10.1016/s0968-0160(00)00063-6
- Garling, E. H., Kaptein, B. L., Mertens, B., Barendregt, W., Veeger, H. E., Nelissen, R. G., & Valstar, E. R. (2007). Soft-tissue artefact assessment during step-up using fluoroscopy and skin-mounted markers. *J Biomech*, 40 Suppl 1, S18-24. doi: 10.1016/j.jbiomech.2007.03.003. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17462655>
- Gobbi, A., Karnatzikos, G., & Lad, D. G. (2015). Factors Affecting Return to Sport After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. 1059-1066. doi: 10.1007/978-3-642-36569-0_264
- Goldblatt, J. P., & Richmond, J. C. (2003). Anatomy and biomechanics of the knee. *Operative Techniques in Sports Medicine*, 11(3), 172-186. doi: 10.1053/otsm.2003.35911

- Griffin, L. Y., Agel, J., Albohm, M. J., Arendt, E. A., Dick, R. W., Garrett, W. E., . . . Wojtys, E. M. (2000). Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injuries: Risk Factors and Prevention Strategies. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 8(3), 141-150. doi: 10.5435/00124635-200005000-00001
- Griffin, L. Y., Albohm, M. J., Arendt, E. A., Bahr, R., Beynon, B. D., Demaio, M., . . . Yu, B. (2006). Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries: a review of the Hunt Valley II meeting, January 2005. *Am J Sports Med*, 34(9), 1512-1532. doi: 10.1177/0363546506286866. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16905673>
- Hagemeister, N., Parent, G., Van de Putte, M., St-Onge, N., Duval, N., & de Guise, J. (2005). A reproducible method for studying three-dimensional knee kinematics. *J Biomech*, 38(9), 1926-1931. doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.05.013. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15996675>
- Herman, D. C., & Barth, J. T. (2016). Drop-Jump Landing Varies With Baseline Neurocognition: Implications for Anterior Cruciate Ligament Injury Risk and Prevention. *Am J Sports Med*, 44(9), 2347-2353. doi: 10.1177/0363546516657338. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27474381>
- Herman, D. C., Zaremski, J. L., Vincent, H. K., & Vincent, K. R. (2015). Effect of neurocognition and concussion on musculoskeletal injury risk. *Curr Sports Med Rep*, 14(3), 194-199. doi: 10.1249/JSR.000000000000157. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25968852>
- Hewett, T. E., & Myer, G. D. (2011). The mechanistic connection between the trunk, hip, knee, and anterior cruciate ligament injury. *Exerc Sport Sci Rev*, 39(4), 161-166. doi: 10.1097/JES.0b013e3182297439. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21799427>
- Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Heidt, R. S., Jr., Colosimo, A. J., McLean, S. G., . . . Succop, P. (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*, 33(4), 492-501. doi: 10.1177/0363546504269591. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15722287>
- Hollis, J. M., Takai, S., Adams, D. J., Horibe, S., & Woo, S. L. Y. (1991). The Effects of Knee Motion and External Loading on the Length of the Anterior Cruciate Ligament (ACL): A Kinematic Study. *Journal of Biomechanical Engineering*, 113(2), 208. doi: 10.1115/1.2891236
- Houck, J. R., Duncan, A., & De Haven, K. E. (2006). Comparison of frontal plane trunk kinematics and hip and knee moments during anticipated and unanticipated walking

and side step cutting tasks. *Gait Posture*, 24(3), 314-322. doi: 10.1016/j.gaitpost.2005.10.005. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16293416>

Huang, H. J., & Mercer, V. S. (2001). Dual-task methodology: Applications in studies of cognitive and motor performance in adults and children. *Pediatric Physical Therapy*, 13(3), 133-140.

Ireland, M. L. (1999). Anterior cruciate ligament injury in female athletes: Epidemiology. *Journal of Athletic Training*, 34(2), 150-154.

Kernozek, T. W., Torry, M. R., & Iwasaki, M. (2008). Gender differences in lower extremity landing mechanics caused by neuromuscular fatigue. *Am J Sports Med*, 36(3), 554-565. doi: 10.1177/0363546507308934. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18006677>

Kobayashi, H., Kanamura, T., Koshida, S., Miyashita, K., Okado, T., Shimizu, T., & Yokoe, K. (2010). Mechanisms of the anterior cruciate ligament injury in sports activities: a twenty-year clinical research of 1,700 athletes. *Journal of sports science & medicine*, 9(4), 669.

Komdeur, P., Pollo, F. E., & Jackson, R. W. (2017). Dynamic Knee Motion in Anterior Cruciate Impairment: A Report and Case Study. *Baylor University Medical Center Proceedings*, 15(3), 257-259. doi: 10.1080/08998280.2002.11927850

Krosshaug, T., Nakamae, A., Boden, B. P., Engebretsen, L., Smith, G., Slauterbeck, J. R., . . . Bahr, R. (2007). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball: video analysis of 39 cases. *Am J Sports Med*, 35(3), 359-367. doi: 10.1177/0363546506293899. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17092928>

Kuo, M. Y., Tsai, T. Y., Lin, C. C., Lu, T. W., Hsu, H. C., & Shen, W. C. (2011). Influence of soft tissue artifacts on the calculated kinematics and kinetics of total knee replacements during sit-to-stand. *Gait Posture*, 33(3), 379-384. doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.12.007. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21227694>

Labbe, D. R., Hagemester, N., Tremblay, M., & de Guise, J. (2008). Reliability of a method for analyzing three-dimensional knee kinematics during gait. *Gait Posture*, 28(1), 170-174. doi: 10.1016/j.gaitpost.2007.11.002. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18155553>

Lim, J., Amado, A., Sheehan, L., & Van Emmerik, R. E. (2015). Dual task interference during walking: The effects of texting on situational awareness and gait stability. *Gait*

- Posture*, 42(4), 466-471. doi: 10.1016/j.gaitpost.2015.07.060. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26298159>
- Madigan, M. L., & Pidcoe, P. E. (2003). Changes in landing biomechanics during a fatiguing landing activity. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(5), 491-498. doi: 10.1016/s1050-6411(03)00037-3
- Markolf, K. L., Burchfield, D. M., Shapiro, M. M., Shepard, M. F., Finerman, G. A., & Slauterbeck, J. L. (1995). Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *J Orthop Res*, 13(6), 930-935. doi: 10.1002/jor.1100130618. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8544031>
- McLean, S. G., Fellin, R. E., Suedekum, N., Calabrese, G., Passerallo, A., & Joy, S. (2007). Impact of fatigue on gender-based high-risk landing strategies. *Med Sci Sports Exerc*, 39(3), 502-514. doi: 10.1249/mss.0b013e3180d47f0. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17473777>
- McLean, S. G., & Samorezov, J. E. (2009). Fatigue-induced ACL injury risk stems from a degradation in central control. *Med Sci Sports Exerc*, 41(8), 1661-1672. doi: 10.1249/MSS.0b013e31819ca07b. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19568192>
- Méjane, J. (2015). *Évaluation de l'impact combiné d'une tâche perceptivo-cognitive et de la fatigue musculaire sur la biomécanique du membre inférieur lors d'atterrissages* (Thèse, École de Technologie Supérieure, Montréal).
- Meyer, E. (2016). *The Effect of a Secondary Cognitive Task on Lower Extremity Biomechanics During Landing*.
- 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. *The Journal of bone and joint surgery. American Volume*, 56(2), 236.
- Olsen, O. E., Myklebust, G., Engebretsen, L., & Bahr, R. (2004). Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis. *Am J Sports Med*, 32(4), 1002-1012. doi: 10.1177/0363546503261724. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15150050>
- Orishimo, K. F., & Kremenec, I. J. (2006). Effect of Fatigue on Single-Leg Hop Landing Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 22(4), 245-254. doi: 10.1123/jab.22.4.245
- Pappas, E., Hagins, M., Sheikhzadeh, A., Nordin, M., & Rose, D. (2007). Biomechanical differences between unilateral and bilateral landings from a jump: gender differences.

Clin J Sport Med, 17(4), 263-268. doi: 10.1097/JSM.0b013e31811f415b. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17620779>

Pappas, E., Sheikhzadeh, A., Hagins, M., & Nordin, M. (2007). The effect of gender and fatigue on the biomechanics of bilateral landings from a jump: Peak values. *Journal of sports science & medicine*, 6(1), 77.

Petersen, W., & Zantop, T. (2007). Anatomy of the anterior cruciate ligament with regard to its two bundles. *Clin Orthop Relat Res*, 454, 35-47. doi: 10.1097/BLO.0b013e31802b4a59. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17075382>

Pollard, C. D., Davis, I. M., & Hamill, J. (2004). Influence of gender on hip and knee mechanics during a randomly cued cutting maneuver. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 19(10), 1022-1031. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2004.07.007. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15531052>

Pylyshyn, Z. W., & Sorm, R. W. (1988). Tracking multiple independent targets: Evidence for a parallel tracking mechanism. *Spatial vision*, 3(3), 179-197.

Samson, W., Dohin, B., Van Hamme, A., Dumas, R., & Cheze, L. (2011). Effet du chaussage sur la marche du jeune enfant avec l'augmentation de la vitesse de déplacement. *Movement & Sport Sciences - Science & Motricité*, (75), 97-105. doi: 10.1051/sm/2011157

Santamaria, L. J., & Webster, K. E. (2010). The effect of fatigue on lower-limb biomechanics during single-limb landings: a systematic review. *J Orthop Sports Phys Ther*, 40(8), 464-473. doi: 10.2519/jospt.2010.3295. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20710082>

Seering, W. P., Piziali, R. L., Nagel, D. A., & Schurman, D. J. (1980). The function of the primary ligaments of the knee in varus-valgus and axial rotation. *Journal of Biomechanics*, 13(9), 785-794. doi: 10.1016/0021-9290(80)90240-7

Shahabpour, M., DeMeyere, N., DeMaeseneer, M., David, P., DeRidder, F., & Stadnik, T. (2005). Anatomie normale du genou en imagerie par résonance magnétique. *EMC-Radiologie*, 2(2), 165-182.

Shimokochi, Y., Ambegaonkar, J. P., Meyer, E. G., Lee, S. Y., & Shultz, S. J. (2013). Changing sagittal plane body position during single-leg landings influences the risk of non-contact anterior cruciate ligament injury. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 21(4), 888-897. doi: 10.1007/s00167-012-2011-9. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22543471>

- Shimokochi, Y., & Shultz, S. J. (2008). Mechanisms of noncontact anterior cruciate ligament injury. *J Athl Train*, 43(4), 396-408. doi: 10.4085/1062-6050-43.4.396. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18668173>
- Siston, R. A., & Delp, S. L. (2006). Evaluation of a new algorithm to determine the hip joint center. *J Biomech*, 39(1), 125-130. doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.10.032. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16271596>
- Smith, M. P., Sizer, P. S., & James, C. R. (2009). Effects of fatigue on frontal plane knee motion, muscle activity, and ground reaction forces in men and women during landing. *Journal of sports science & medicine*, 8(3), 419.
- Sprigle, S., Wootten, M., Bresler, M., & Flinn, N. (2002). Development of a noninvasive measure of pelvic and hip angles in seated posture. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(11), 1597-1602. doi: 10.1053/apmr.2002.35468
- Sugimoto, D., Myer, G. D., Foss, K. D., & Hewett, T. E. (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*, 49(5), 282-289. doi: 10.1136/bjsports-2014-093461. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25452612>
- Swanik, C. B., Covassin, T., Stearne, D. J., & Schatz, P. (2007). The relationship between neurocognitive function and noncontact anterior cruciate ligament injuries. *Am J Sports Med*, 35(6), 943-948. doi: 10.1177/0363546507299532. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17369562>
- Tinius, T. (2003). The Integrated Visual and Auditory Continuous Performance Test as a neuropsychological measure. *Archives of Clinical Neuropsychology*, 18(5), 439-454. doi: 10.1016/s0887-6177(02)00144-0
- Tollander, H. (2011). *The Integrated Visual and Auditory Continuous Performance Test: Does the Comprehension Scale Discriminate ADHD?*. (Master, Pacific University, Hillsboro, Oregon).
- Webster, K. E., Santamaria, L. J., McClelland, J. A., & Feller, J. A. (2012). Effect of fatigue on landing biomechanics after anterior cruciate ligament reconstruction surgery. *Med Sci Sports Exerc*, 44(5), 910-916. doi: 10.1249/MSS.0b013e31823fe28d. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22089479>
- Wu, J. L., Seon, J. K., Gadikota, H. R., Hosseini, A., Sutton, K. M., Gill, T. J., & Li, G. (2010). In situ forces in the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament under simulated functional loading conditions. *Am J Sports Med*, 38(3), 558-563. doi: 10.1177/0363546509350110. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20044500>

Yu, B., McClure, S. B., Onate, J. A., Guskiewicz, K. M., Kirkendall, D. T., & Garrett, W. E. (2005). Age and gender effects on lower extremity kinematics of youth soccer players in a stop-jump task. *Am J Sports Med*, 33(9), 1356-1364. doi: 10.1177/0363546504273049. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16002495>