



Avertissement

Ce document est le fruit d'un long travail et a été validé par l'auteur et son directeur de mémoire en vue de l'obtention de l'UE 28, Unité d'Enseignement intégrée à la formation initiale de masseur kinésithérapeute.

L'ILFMK de Nancy n'est pas garant du contenu de ce mémoire mais le met à disposition de la communauté scientifique élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : secretariat@kine-nancy.eu

Liens utiles

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<https://www.service-public.fr/professionnels-entreprises/vosdroits/F23431>

MINISTÈRE DE LA SANTÉ
RÉGION GRAND EST
INSTITUT LORRAIN DE FORMATION EN MASSO-KINÉSITHÉRAPIE DE NANCY

**ANALYSE CINÉMATIQUE EN TROIS DIMENSIONS
DU MEMBRE INFÉRIEUR D'APPUI
DE JEUNES HANDBALLEUSES,
À LA RÉCEPTION DE TIRS EN EXTENSION,
AVANT ET APRÈS PROTOCOLE DE FATIGUE
DU MUSCLE GRAND FESSIER**

Sous la direction du Docteur **CASTERAN Matthieu**

Mémoire présenté par **Emma CHEHAIBOU**,
étudiante en 4^{ème} année de masso-kinésithérapie,
en vue de valider l'UE 28
dans le cadre de la formation initiale
du Diplôme d'État de Masseur-Kinésithérapeute
Promotion 2016-2020



UE 28 - MÉMOIRE
DÉCLARATION SUR L'HONNEUR CONTRE LE PLAGIAT

Je soussigné(e), CHEHAIBOU Emma.....

Certifie qu'il s'agit d'un travail original et que toutes les sources utilisées ont été indiquées dans leur totalité. Je certifie, de surcroît, que je n'ai ni recopié ni utilisé des idées ou des formulations tirées d'un ouvrage, article ou mémoire, en version imprimée ou électronique, sans mentionner précisément leur origine et que les citations intégrales sont signalées entre guillemets.

Conformément à la loi, le non-respect de ces dispositions me rend passible de poursuites devant le conseil de discipline de l'ILFMK et les tribunaux de la République Française.

Fait à Nancy, le 28 avril 2020.....

Signature

REMERCIEMENTS

Je tiens, tout d'abord, à remercier Monsieur Matthieu CASTERAN, Directeur de mémoire, tant pour sa disponibilité, que pour son oreille attentive et son implication. Vous avez su apporter des réponses à mes questions et m'orienter tout au long de ce travail.

Merci aux participantes de l'étude d'avoir montré de l'intérêt pour ce projet. Merci pour votre gentillesse et le temps que vous y avez consacré. Ce travail n'aurait pas pu être réalisé sans vous.

Merci à toute l'équipe de l'Institut Lorrain de Formation en Masso-Kinésithérapie, pour leur suivi durant ces quatre années d'étude. Une attention particulière est portée à Monsieur Christian CHAUVIN et à Madame Karine MULLER, référents pédagogiques. Je vous remercie de m'avoir accompagnée durant cette formation.

Merci au Laboratoire Lorrain de Psychologie et Neurosciences de la dynamique des comportements pour m'avoir permis de mener à bien ce projet, en mettant à disposition le lieu et le matériel nécessaire pour la réalisation des tests.

Je tiens également à remercier Jérémie HUET et Pauline REGNERI d'avoir pris le temps de tester mon protocole.

Merci à ma famille, à mes frères pour leur soutien inconditionnel, à mes parents pour les valeurs qu'ils m'ont transmises et à ma tante Corinne pour ses merveilleux conseils.

Enfin, merci à mes formidables ami(e)s avec qui j'ai partagé ces quatre années d'étude. Une mention spéciale à Marion AVERTY pour son soutien sans faille depuis des années.

RÉSUMÉ / ABSTRACT

Analyse cinématique en trois dimensions du membre inférieur d'appui de jeunes handballeuses, à la réception de tirs en extension, avant et après protocole de fatigue du muscle grand fessier

INTRODUCTION : Les lésions sans contact du ligament croisé antérieur (LCA) sont fréquemment rencontrées dans les sports de pivot, comme le handball. Les sportives féminines sont deux à neuf fois plus à risque d'avoir ces lésions que le sexe opposé. Cette prédisposition est due, en partie, à leur stratégie de réception. Elles se réceptionnent notamment avec des valgus de genou prononcés ; facteur de risque des lésions sans contact du LCA. Un déficit de contrôle musculaire du grand fessier (GF) pourrait impacter l'alignement du membre inférieur d'appui à la réception d'un saut unipodal et favoriser le valgus de genou. L'objectif principal de cette étude est de comparer les angles de valgus de genou à la réception de tirs en extension effectués par de jeunes handballeuses, avec et sans fatigue du muscle GF.

MATÉRIEL ET MÉTHODES : Une analyse cinématique en trois dimensions a été réalisée sur le membre inférieur d'appui de huit handballeuses à la réception de tirs en extension (âge compris entre 18 et 25 ans). Elles devaient effectuer six essais validés (trois avant et trois après protocole de fatigue du muscle GF). Un outil d'évaluation de la force en isométrique a permis l'exécution du protocole de fatigue. Trois mouvements ont été comparés : la flexion de genou des huit participantes, le valgus de genou et l'adduction de hanche de quatre participantes. Un modèle linéaire mixte a principalement été utilisé pour les analyses statistiques.

RÉSULTATS : Aucune différence statistiquement significative entre les essais pré- et post-protocole de fatigue n'a été observée pour les angles de valgus de genou, de flexion de genou et d'adduction de hanche. Une forte corrélation linéaire positive a été établie entre les angles de valgus de genou et d'adduction de hanche ($r = 0,89$).

DISCUSSION ET CONCLUSION : Notre étude a montré que les variations des mouvements de valgus de genou et d'adduction de hanche étaient dépendantes l'une de l'autre à la réception d'un tir en extension. Cependant, elle ne nous permet pas de conclure qu'une fatigue du muscle GF a un impact sur le valgus de genou par déficit de contrôle du mouvement d'adduction de hanche. Cette hypothèse ne peut pas être réfutée pour autant, en raison du faible échantillonnage.

Mots clés : grand fessier, instabilité articulaire, ligament croisé antérieur, mécanisme lésionnel, valgus de genou

Three-dimensional motion analysis of young female handball players lower limb while landing, before and after gluteus maximus fatigue protocol

INTRODUCTION : Non-contact anterior cruciate ligament (ACL) injuries often occur in pivot sports, like handball. Prevalence of these lesions is two to nine times greater in female population. This predisposition can be attributed in part to their landing strategy. They land with greater knee valgus ; non-contact ACL injuries risk factor. A reduced gluteus maximus (GM) muscular control could impact lower limb alignment during a landing and increase knee valgus. The main purpose of this study is to compare knee valgus angles during the landing after a jump shot, before and after GM fatigue protocol.

MATERIAL AND METHODS : Three-dimensional motion analysis of the lower limb in contact with the ground after a jump shot of eight young female handball players was done (age range : 18-25 y). They had to perform six trials (three before and three after GM fatigue protocol). An isometric strength testing device was used for the fatigue protocol. Three movements were compared : knee flexion of eight participants, knee valgus and hip adduction of four participants. Statistical analyses were performed primarily using a linear mixed model.

RESULTS : No statistically significant difference was found between pre- and post-protocol trials for knee valgus, knee flexion and hip adduction angles. A strong positive linear correlation existed between knee valgus and hip adduction angles ($r = 0,89$).

DISCUSSION AND CONCLUSION : Our study revealed that variations in knee valgus and hip adduction angles were mutually dependants during the landing after a jump shot. We cannot conclude that GM fatigue has an impact on knee valgus because of a reduced control of adduction hip movement. However, this hypothesis cannot be refuted due to the small sample.

Keywords : gluteus maximus, joint instability, anterior cruciate ligament, injury mechanism, knee valgus

SOMMAIRE

1. INTRODUCTION.....	1
1.1. État des lieux des lésions du ligament croisé antérieur dans le milieu sportif .	1
1.1.1. Quelques chiffres	1
1.1.2. Mécanismes lésionnels sans contact	1
1.1.3. Prévalence des lésions sans contact du ligament croisé antérieur dans la population féminine	3
1.2. Facteurs de risque des lésions sans contact du ligament croisé antérieur	4
1.2.1. Déséquilibres des muscles sagittaux du genou	4
1.2.2. Stratégies de réception de saut.....	5
1.3. Contrôle musculaire de la hanche	6
1.4. Fatigue musculaire	9
1.5. Problématisation, question de recherche et hypothèses de recherche.....	10
2. MATÉRIEL ET MÉTHODES	12
2.1. Lieu des tests	12
2.2. Stratégie de recherche documentaire	12
2.3. Population	13
2.3.1. Critères d'inclusion et de non-inclusion	14
2.3.2. Critères d'exclusion.....	14
2.3.3. Documents administratifs et recueil d'informations.....	14
2.4. Protocole de recherche	15
2.4.1. Phase d'échauffement	16
2.4.2. Enregistrement cinématique de la position statique spontanée	18
2.4.3. Évaluation de la force maximale volontaire du grand fessier	19
2.4.4. Enregistrements cinématiques des sauts pré-protocole de fatigue.....	22
2.4.5. Protocole de fatigue du grand fessier.....	23
2.4.6. Enregistrements cinématiques des sauts post-protocole de fatigue	24
2.4.7. Réévaluation de la force maximale volontaire du grand fessier	24
2.5. Méthode d'analyse statistique des données.....	24

2.5.1.	Analyse descriptive de la population	24
2.5.2.	Évaluation de l'efficacité du protocole de fatigue	24
2.5.3.	Analyse de l'alignement du genou et de la hanche dans le plan frontal en position statique spontanée.....	25
2.5.4.	Critère d'évaluation primaire : mouvement du genou dans le plan frontal lors de la réception	25
2.5.5.	Critères d'évaluation secondaires	26
2.5.6.	Modèle linéaire mixte	26
2.5.7.	Analyse de la corrélation entre les critères d'évaluation	27
2.5.8.	Logiciels informatiques utilisés	27
3.	RÉSULTATS.....	27
3.1.	Flux de sélection des participantes	27
3.2.	Description de la population	29
3.3.	Force maximale volontaire du grand fessier avant et après protocole de fatigue	30
3.4.	Alignement du genou et de la hanche dans le plan frontal en position statique spontanée	31
3.4.1.	Alignement du genou dans le plan frontal en position statique	31
3.4.2.	Alignement de la hanche dans le plan frontal en position statique.....	31
3.5.	Mouvement du genou dans le plan frontal lors de la réception.....	31
3.6.	Mouvement de la hanche dans le plan frontal lors de la réception	33
3.7.	Mouvement du genou dans le plan sagittal lors de la réception	34
3.8.	Corrélation entre les critères de jugement.....	36
3.8.1.	Corrélation entre le valgus de genou et l'adduction de hanche.....	36
3.8.2.	Corrélation entre le valgus de genou et la flexion de genou	37
4.	DISCUSSION.....	37
4.1.	Analyse des caractéristiques de la population	37
4.2.	Analyse du protocole de fatigue du grand fessier et de son évaluation	38
4.2.1.	Analyse des résultats	38

4.2.2.	Analyse de la méthode d'évaluation de la force musculaire	38
4.3.	Analyse des enregistrements cinématiques des tirs en extension	41
4.3.1.	Choix du saut	41
4.3.2.	Limites liées au choix du saut	41
4.4.	Analyse des mesures d'angles pré- et post-protocole de fatigue	43
4.4.1.	Analyse des résultats	43
4.4.2.	Analyse de la méthode de mesure d'angles	43
4.4.3.	Interprétation des résultats	44
4.5.	Analyse de la corrélation entre le valgus de genou et l'adduction de hanche	45
4.5.1.	Analyse des résultats	45
4.5.2.	Interprétation des résultats	45
4.6.	Perspectives d'approfondissement	48
5.	CONCLUSION	49

BIBLIOGRAPHIE

ANNEXES

LISTE DES ABRÉVIATIONS

CEF	Condyle Externe du Fémur
EIAS	Épine Iliaque Antéro-Supérieure
GF	Grand Fessier
GTF	Grand Trochanter du Fémur
IJ	Ischio-Jambiers
IMC	Indice de Masse Corporelle
kgf	kilogramme-force
LCA	Ligament Croisé Antérieur
ME	Malléole Externe
MF	Moyen Fessier
MI	Membre Inférieur
MVC	Maximal Voluntary Contraction
OMS	Organisation Mondiale de la Santé
VM	Vaste Médial
VL	Vaste Latéral

1. INTRODUCTION

1.1. État des lieux des lésions du ligament croisé antérieur dans le milieu sportif

1.1.1. Quelques chiffres

Les lésions du ligament croisé antérieur (LCA) du genou sont fréquentes et redoutées dans le milieu sportif, notamment dans les sports de pivot ou de contact. Chaque année, 2 millions de ces blessures sont diagnostiquées dans le monde, dont 35 000 en France (1)(2).

Les inconvénients majeurs posés par ces traumatismes sont le délai de reprise de l'activité sportive et le niveau auquel celle-ci est reprise. Entre 20 % et 68 % des athlètes blessés reprennent leur sport au niveau antérieur (2). En 2001, une étude prospective sur dix à treize ans, publiée par Fink et coll., a montré que sur 46 sportifs opérés et 25 non opérés à la suite d'une rupture du LCA, respectivement 44 % et 70 % ont arrêté le sport en cause (3).

Par ailleurs, entre 23 % et 28 % des patients doivent subir une deuxième intervention chirurgicale (atteinte des ménisques, infection, déficit d'amplitude, etc.). Les lésions méniscales associées sont constatées dans 65 % à 70 % des cas et constituent un facteur de risque d'arthrose sur le long terme (2). Selon la Haute Autorité de Santé (HAS), la réinsertion des sports de pivot ne peut se faire qu'après au moins six mois post-opératoires, en prenant en compte que la qualité du transplant s'améliore durant toute l'année qui suit la chirurgie (4).

Afin de comprendre les différents facteurs favorisant les lésions du LCA, de nombreux chercheurs se sont intéressés aux facteurs de risque modifiables (contrôle et recrutement musculaire, terrain, type d'entraînement) et non modifiables (sexe, facteurs anatomiques, niveau de compétition) (5). Différentes études traitent également des mécanismes lésionnels les plus souvent mis en cause lors de ces blessures.

1.1.2. Mécanismes lésionnels sans contact

Plus de 70 % des lésions du LCA se font sans contact, c'est-à-dire sans l'intervention d'une force extérieure, le plus souvent lors d'un changement de direction ou à la réception d'un saut (6). Le handball est un sport de pivot, où changements de direction et réceptions de

sauts sont très fréquents. De ce fait, la prévalence des ruptures sans contact du LCA au handball a été étudiée par différents auteurs.

Myklebust et coll. (1997, 1998) ont réalisé à deux reprises (de 1989 à 1991 et de 1993 à 1996) des études prospectives sur des équipes de handball norvégiennes féminines et masculines de haut niveau, afin d'analyser la prévalence des ruptures du LCA dans cette population. Selon ces deux études, 95 % et 89 % des ruptures du LCA sont survenues sans contact, lors d'un changement de direction ou à la réception d'un saut (7,8).

Olsen et coll. (2004) ont également mis au point une étude sur 60 équipes de handball norvégiennes féminines. Elle consistait à analyser les enregistrements vidéographiques de matchs sur douze saisons (de 1988 à 2000) pendant lesquels des athlètes se sont blessées. Les analyses vidéographiques ont montré que 13 des 20 traumatismes sont survenus sur un mécanisme lésionnel sans contact pendant une phase d'attaque, ballon en main. L'ensemble des treize blessées présentaient un genou en position de valgus associé à une rotation interne (5/13) ou externe du tibia (8/13) (9).

Numata et coll. (2018) ont réalisé une étude sur 291 jeunes athlètes féminines pratiquant le basketball et le handball. Elles devaient effectuer un saut vers l'avant de 60 cm depuis une boîte de 30 cm de haut, avec départ et arrivée sur le même membre inférieur (MI). Chaque MI était testé trois fois. Un enregistrement cinématique en deux dimensions était réalisé pour chaque essai et permettait d'analyser l'angle de valgus à deux temps de la réception (au contact initial de l'hallux et à l'angulation maximale de valgus). Les participantes étaient ensuite suivies pendant trois ans. Ils ont constaté que 28 participantes ont été blessées, dont 25 d'entre-elles sur un mécanisme lésionnel sans contact. L'ensemble du groupe blessé présentait un valgus de genou significativement plus important aux deux temps de la réception (de 1,7 degrés au contact initial et de 3,2 degrés au maximum de valgus) (10).

Hewett et coll. (2005) ont montré des résultats similaires sur une population de 205 athlètes féminines, pratiquant le football, le basketball et le volleyball. Par analyse cinématique en trois dimensions, ils ont mesuré les angles de valgus à la réception d'un saut en descente d'une boîte de 31 cm de haut. Les participantes devaient commencer le saut sur les deux MI et se réceptionner en positionnant chacun des MI sur une plateforme de force, les pieds espacés de 35 cm. La phase de réception était enchaînée immédiatement par un saut vertical.

Les équipes de basketball étaient ensuite suivies pendant une saison sportive et les équipes de football pendant deux saisons. Sur l'ensemble des participantes testées, neuf participantes ont été blessées à posteriori (sept joueuses de football et deux joueuses de basketball). Les neuf participantes blessées ont montré un valgus de genou plus important que les participantes non blessées de 8,4 degrés au contact initial et de 7,6 degrés au maximum de valgus (11).

Ainsi, les ruptures sans contact du LCA surviennent majoritairement sur un changement de direction ou une réception de saut associant presque systématiquement une position de valgus de genou, pied fixé au sol.

Physiologiquement, le genou possède un léger valgus. La norme de cet angle est de 170 degrés et correspond à l'angle externe formé par l'intersection de la droite passant par le milieu de la diaphyse fémorale et la droite passant par le milieu de la diaphyse tibiale, dans le plan frontal (12). La littérature soutient qu'une augmentation de cet angle est associée à une augmentation des tensions exercées sur le LCA. Une augmentation du valgus de genou de 5 degrés par rapport à une position neutre augmenterait de six fois la charge exercée sur ce ligament (13).

Le valgus de genou est un facteur de risque non négligeable des lésions du LCA. Comprendre les phénomènes qui le favorisent et ceux qui s'y opposent permettrait de mieux cerner les mécanismes des lésions sans contact du LCA.

1.1.3. Prévalence des lésions sans contact du ligament croisé antérieur dans la population féminine

Dans un même sport, la prévalence des lésions du LCA est deux à neuf fois plus importante chez les athlètes féminines par rapport aux athlètes masculins, pour le même niveau de compétition et le même âge (2,13,14). Elles subissent ces traumatismes plus jeunes et sont particulièrement à risque entre 15 et 19 ans (2,15).

Les femmes sont également davantage sujettes aux ruptures du LCA sur un mécanisme lésionnel sans contact. Selon une étude prospective sur trois ans menée par Beynnon et coll. (2014) sur une population de sportifs en université aux États-Unis (tout sport

confondu), l'incidence de la première rupture sans contact du LCA s'élevait à 0,112 cas pour 1 000 joueuses contre 0,063 cas pour 1 000 joueurs (16).

La prédisposition des femmes face à ces blessures peut être expliquée en partie par des facteurs biomécaniques. La prévalence des déformations en recurvatus et valgus de genou est plus importante dans la population féminine (5,17). Elles ont un déséquilibre de force et/ou de recrutement musculaire entre le quadriceps et les ischio-jambiers (IJ), au profit du quadriceps, davantage prononcé que les hommes (2,5,15). Elles présentent également un déséquilibre de recrutement entre le vaste latéral (VL) et le vaste médial (VM), au profit du VL, plus marqué (15). Par ailleurs, elles ont des stratégies de réception qui sollicitent davantage les structures passives des genoux que les hommes (réception avec de faibles angles de flexion de hanche et de genou, et des valgus de genou plus importants) (13,15).

1.2. Facteurs de risque des lésions sans contact du ligament croisé antérieur

1.2.1. Déséquilibres des muscles sagittaux du genou

Le LCA se dirige vers le haut, l'arrière et le dehors de la partie médiale de l'aire intercondyloire antérieure du tibia à la face médiale du condyle latéral du fémur. Il permet, entre autres, de limiter passivement les mouvements de translation antérieure et de rotation interne du tibia. La contraction du quadriceps provoque une translation antérieure du tibia par rapport au fémur. Les IJ ramènent le tibia en postérieur. Le quadriceps est un antagoniste du LCA alors que les IJ sont des agonistes et ont un rôle de protection de ce ligament. Le quadriceps et les IJ travaillent de pair pour stabiliser le genou (12,17–19). Un des mécanismes lésionnels sans contact répandu du LCA comprend une contraction excentrique rapide du quadriceps provoquant une translation antérieure traumatisante du tibia par rapport au fémur (2). La co-contraction des IJ est indispensable pour s'opposer à cette composante néfaste du quadriceps et est particulièrement efficace entre 15 et 80 degrés de flexion de genou (19). De ce fait, un déséquilibre de force entre le quadriceps et les IJ, au profit du quadriceps, est un facteur de risque des lésions sans contact du LCA.

L'angle de valgus de genou peut se calculer en prenant comme repaire l'angle quadricipital ou angle Q, c'est-à-dire l'angle externe formé par l'intersection de deux droites passant par le tendon quadricipital et le ligament patellaire. Plus l'angle Q est fermé, plus le

valgus de genou est prononcé et plus le plan de traction de la patella par le muscle quadriceps se dirige vers l'extérieur. La rotation interne de tibia permet de pallier ces phénomènes en réalisant une translation médiale de la patella et en augmentant l'angle Q. À l'inverse de la rotation externe de genou, qui favorise la fermeture de l'angle Q, le valgus de genou et l'instabilité sur le compartiment latéral de la trochlée par la translation latérale de la patella. Le VL a tendance à tracter la patella vers l'extérieur et à favoriser cette instabilité, alors que le VM se subdivise en deux parties : le VM longitudinal et le VM oblique constitué de nombreuses fibres transversales permettant de faire un rappel de la patella vers l'intérieur. Le VM travaille de pair avec les IJ médiaux (semi-tendineux, semi-membraneux) qui ont un rôle anti-valgisant en contrôlant la rotation externe du tibia (12,17–19). Un déséquilibre de force entre le muscle VL et les muscles VM et IJ médiaux, au profit du VL, est également un facteur favorisant le valgus de genou et donc des contraintes exercées sur le LCA.

1.2.2. Stratégies de réception de saut

Pollard et coll. (2010) ont montré que sur 58 jeunes joueuses de football, deux grandes stratégies de réception se distinguent à la suite d'un saut vers l'avant et en descente d'une boîte de 36 cm de haut. Elles devaient partir du MI dominant (défini dans l'étude comme étant le MI utilisé pour tirer dans une balle), atterrir sur les deux MI, chacun sur une plateforme de force et enchaîner immédiatement avec un saut vertical. Ils ont constaté, par analyse cinématique dans les trois plans de l'espace, que certaines athlètes se réceptionnaient avec de faibles flexions de hanche et de genou, et d'autres avec de grandes flexions de hanche et de genou. Les différences de flexion mesurées étaient de 23 degrés au niveau de la hanche et de 14 degrés au niveau du genou entre les deux groupes.

Par analyse électromyographique du MI dominant, ils ont constaté que le groupe « faibles flexions » recrutait également davantage les extenseurs de genou que le groupe « grandes flexions », à hauteur de 10 % en plus, alors que ce dernier recrutait les extenseurs de hanche de façon plus importante, à hauteur de 23 % en plus. Le groupe « faibles flexions » avait également une stabilisation du genou dans le plan frontal plus précaire avec des angles de valgus à la réception plus importants. L'absorption des contraintes exercées sur le genou et sur la hanche était moins efficace dans le groupe « faibles flexions » par rapport au groupe « grandes flexions » (inférieure de 9 % au niveau du genou et de 30 % au niveau de la hanche).

Ainsi, le groupe « petites flexions » se réceptionnait avec des flexions de hanche et de genou moindres, des valgus de genou plus importants, une absorption des contraintes moins efficace (notamment au niveau de la hanche) et recrutait davantage les muscles extenseurs de genou et de façon moindre les muscles extenseurs de hanche que le groupe « grandes flexions » (20).

Leppänen et coll. (2017) ont fait une étude similaire sur 171 joueuses de basketball et de floorball finlandais. Elle consistait à réaliser une analyse cinématique en trois dimensions des MI des participantes lors d'un saut vers l'avant et en descente d'une boîte de 30 cm de haut, avec réception de chacun des MI sur une plateforme de force. Le saut était enchaîné immédiatement par un saut vertical. Les participantes étaient suivies pendant trois ans après les tests, pour surveiller l'apparition de lésions du LCA. Sur les 17 lésions du LCA survenues pendant cette période, 15 étaient sans contact. Les participantes blessées sans contact présentaient des flexions de hanche moindres et un recrutement des extenseurs de genou plus important à la réception des sauts, par rapport aux athlètes non blessées (21).

Ces études suggèrent qu'une réception de saut avec de faibles flexions de hanche et de genou est associée à une augmentation des contraintes exercées par le muscle quadriceps, une diminution du recrutement des muscles extenseurs de hanche, une diminution de l'absorption des contraintes par les muscles de la hanche et du genou et une stabilisation plus précaire du genou dans le plan frontal.

1.3. Contrôle musculaire de la hanche

Les études précédentes suscitent le questionnement de l'influence des mouvements de la hanche dans le plan sagittal sur les facteurs de risque des lésions sans contact du LCA. D'autres études se sont intéressées à l'influence des mouvements de la hanche dans les deux autres plans (frontal et transversal).

Il existe deux types de valgus de genou :

- Le « vrai valgus » correspondant à un déplacement médial du genou dans le plan frontal avec une ouverture de l'interligne articulaire médiale.
- Le « faux valgus » ou « valgus dynamique » de genou rencontré lors d'exercices fonctionnels (réception de saut, changement de direction) souvent décrit comme

provenant d'un défaut d'alignement de l'ensemble du MI, pied fixé au sol. L'association de mouvements dans le plan frontal et transversal de la hanche et du genou en serait la cause (mouvements d'adduction et de rotation interne de hanche, de valgus de genou et de rotation externe de tibia excessifs) (22–24).

Koga et coll. (2018) ont analysé des enregistrements vidéographiques de situations menant à des lésions du LCA en matchs. Ils ont utilisé un logiciel informatique permettant de construire un modèle en trois dimensions des sujets. Les tests ont été effectués sur dix athlètes féminines (sept handballeuses et trois basketteuses). Ils ont comparé les angles de flexion, d'adduction et de rotation interne de la hanche au contact initial et au bout de 40 millisecondes, en partant du principe que cette période correspondait à la phase de blessure. Ils ont constaté qu'une faible flexion de hanche associée à une position de rotation interne et une augmentation de l'adduction de hanche étaient des facteurs de risque des lésions sans contact du LCA, lors d'un changement de direction ou à la réception d'un saut unipodal (25).

Les principaux muscles pouvant s'opposer à ces mouvements de la hanche dans les plans frontal et transversal sont les abducteurs et rotateurs externes de hanche. Cette dernière décennie, l'intérêt des chercheurs s'est tourné vers l'implication des muscles de la hanche dans la stabilisation du genou à la réception de sauts. Une attention particulière est portée par la littérature sur les muscles grand fessier (GF) et moyen fessier (MF), mais un consensus reste difficile à trouver.

Le contrôle musculaire correspond à l'ensemble des mécanismes mis en jeu pour stabiliser et effectuer le mouvement des segments du corps. Il passe par l'intermédiaire de la contraction des muscles striés squelettiques. Celle-ci est permise par l'intervention de trois grands systèmes anatomiques : le système nerveux central (SNC), le système nerveux périphérique (SNP) et le système musculaire (SM). Le SNC produit l'influx nerveux au niveau cortical, le régule et le transmet par les voies cortico-spinales. Le SNP permet l'acheminement de l'influx nerveux jusqu'au SM, effecteur du mouvement.

Cronin et coll. (2016) ont effectué une étude sur 40 femmes pratiquant au moins 150 minutes d'activité physique d'intensité modérée par semaine. À l'aide d'un dynamomètre, ils ont mesuré la force maximale des muscles MF et GF de chaque participante. Une analyse biomécanique en trois dimensions des MI des participantes était ensuite réalisée. Ces dernières devaient effectuer un saut vers l'avant et au-dessus d'un obstacle de 17 cm de haut,

en partant des deux MI et se réceptionner sur une plateforme de force se situant à une distance égale à 50 % de leur taille avec le MI dominant (celui utilisé pour réaliser au moins deux des trois exercices suivants : tirer dans un ballon, sauter sur une boîte de 25 cm de haut, se rattraper d'une déstabilisation vers l'avant). Elles poursuivaient le saut avec un changement de direction de 60 degrés vers le MI controlatéral, en se réceptionnant sur celui-ci. Les résultats ont permis de différencier les femmes selon quatre groupes : faible force du MF, forte force du MF, faible force du GF et forte force du GF. La comparaison des deux groupes « force du MF » n'a pas montré de différence significative des mouvements dans le plan frontal de la hanche et du genou. En revanche, les femmes avec une faible force du GF présentaient une abduction de hanche moindre (en moyenne de 5 degrés) et un valgus de genou plus prononcé que celles avec des GF plus forts (26).

Maniar et coll. (2018) ont réalisé une analyse biomécanique en trois dimensions avec modélisation de l'ensemble des segments du corps de huit hommes. Ils devaient effectuer deux sauts unipodaux vers l'avant d'une distance correspondant à 1,35 mètres chacun. Ils enchaînaient avec un changement de direction de 45 degrés défini aléatoirement par un signal lumineux. Les deux sauts unipodaux et le changement de direction se réalisaient sur le même MI, celui utilisé pour tirer dans une balle. Une analyse électromyographique des muscles de ce membre était également effectuée. Ils ont constaté que les mouvements de valgus de genou, de rotation externe et de translation antérieure du tibia étaient contrôlés par des muscles s'insérant directement sur le genou, mais également par des muscles à distance, tels que ceux de la hanche. Le tiroir antérieur du tibia était principalement provoqué par le quadriceps et les gastrocnémiens. Les muscles permettant de s'y opposer étaient majoritairement les IJ et le soléaire. Le valgus de genou était associé à l'activation du VL et de la longue portion du biceps fémoral et était freiné par les muscles fessiers (MF, GF et piriforme, avec une contribution majorée du MF). La rotation externe de tibia était présente sur la quasi-totalité de la phase de réception et était provoquée par le VL et le soléaire. Ils ont constaté que les muscles MF et GF sont les plus aptes à s'y opposer (27).

Ces études suggèrent que les mouvements de la hanche et le recrutement des muscles fessiers pourraient influencer les angulations du genou à la réception d'un saut. Néanmoins, leur comparaison rend difficile la compréhension de la réelle part d'implication des muscles MF et GF dans la stabilisation du genou.

Le muscle GF est le plus fort du corps humain. Il est le principal muscle extenseur de hanche, un puissant rotateur externe de hanche, mais aussi un stabilisateur de hanche dans le plan frontal non négligeable en s'associant au muscle tenseur du fascia lata, pour former le deltoïde fessier. De façon isolée, une partie de ses fibres supérieures sont impliquées dans l'abduction de hanche. À 90 degrés de flexion de hanche, la totalité des fibres du muscle GF devient abductrice de hanche (12,18). Nous avons cité précédemment l'étude de Koga et coll. (2018) qui suggère qu'une faible flexion associée à une rotation interne de hanche et une augmentation de l'amplitude d'adduction de hanche sont des facteurs favorisant les lésions sans contact du LCA à la réception d'un saut (25). Selon l'étude de Pollard et coll. (2010), un meilleur recrutement des extenseurs de hanche serait associé à des flexions de genou plus importantes et contribuerait à une meilleure stabilisation du genou dans le plan frontal à la réception de sauts (20). Le muscle GF est à la fois abducteur, rotateur externe et extenseur de hanche. Du fait de ses actions, il serait un bon candidat pour s'opposer au valgus dynamique de genou à la réception de sauts.

1.4. Fatigue musculaire

La fatigue musculaire provoque une diminution du contrôle musculaire en impactant l'ensemble des trois systèmes impliqués dans la contraction musculaire. Elle peut être définie de façon globale comme « *une diminution de la force produite ou une réduction de la capacité de générer la force de départ* » (28). Elle se différencie selon deux grands domaines : la fatigue centrale et la fatigue périphérique.

La fatigue centrale des muscles squelettiques correspond à « *une réduction de la transmission nerveuse au muscle provoquant une diminution de la force produite ou de la tension développée indépendamment des changements de la contractibilité du muscle squelettique* » (28). Elle comprend l'altération de l'ensemble des mécanismes au niveau spinal et supra-spinal qui impacte la commande motrice et le recrutement des unités motrices, c'est-à-dire l'inhibition de la transmission de l'influx nerveux des centres corticaux mais également de l'afférence du fuseau neuro-musculaire et des organes de Golgi. Il semblerait que les contractions isométriques favorisent la diminution des afférences sensitives provenant du muscle et, par conséquent, contribuent à inhiber le réflexe myotatique (28–30).

La fatigue périphérique correspond à « *une diminution de la capacité du muscle squelettique à générer une force à cause d'une perte du potentiel d'action, d'un échec du couple excitation-contraction, d'une altération de la création des ponts d'actine-myosine, en présence d'une transmission nerveuse inchangée ou augmentée* ». Des changements métaboliques réduisent les capacités de contractibilité du muscle (épuisement des réserves de phospho-créatine et d'adénosine triphosphate, accumulation d'acide lactique, diminution du pH, etc.) (28). La transmission de l'influx nerveux s'effectue mais les mécanismes de contraction du muscle sont altérés. Ces deux types de fatigue ne sont pas complètement indépendants l'un de l'autre et interagissent entre eux pour créer une fatigue musculaire globale.

Le mode de contraction utilisé pour engendrer une fatigue musculaire est également à prendre en compte. Babault et coll. (2006) ont montré que les contractions concentriques entraînaient une fatigue d'abord périphérique puis centrale, alors que le contraire se produisait lors de contractions isométriques. La diminution de la force musculaire volontaire était équivalente pour les deux modes de contraction après protocole de fatigue (31).

1.5. Problématisation, question de recherche et hypothèses de recherche

Les études précédentes nous ont permis de faire différents constats :

- Les ruptures du LCA sont fréquemment rencontrées dans les sports de pivot, tels que le handball. Les ruptures sans contact sont les plus répandues et sont plus fréquentes dans la population féminine, laquelle présente davantage de facteurs de risque que la population masculine.
- Les mouvements de translation antérieure du tibia, de valgus et de rotations du genou sont traumatisants pour le LCA. Un déséquilibre des muscles sagittaux du genou favorise ces mouvements en chaîne fermée.
- La position de valgus de genou est fréquemment rencontrée lors de ruptures sans contact du LCA, sur un changement de direction ou une réception de saut. Elle est le plus souvent associée à une rotation externe du tibia par rapport au fémur.
- Un faible recrutement des extenseurs de hanche au profit des extenseurs de genou pourrait être un facteur favorisant le valgus de genou à la réception de sauts.

- De faibles flexions de hanche et de genou et des mouvements d'adduction et de rotation interne de hanche importants pourraient être associés à des valgus de genou davantage prononcés lors d'une réception de saut.
- Des études ont commencé à s'intéresser aux muscles fessiers dans le contrôle des mouvements de la hanche et de leur implication dans la stabilisation du valgus de genou à la réception d'un saut, mais aucun consensus n'est encore établi.
- Du fait de ses actions (extension, abduction, rotation externe), le muscle GF pourrait intervenir dans le contrôle des mouvements favorisant le valgus de genou.
- La fatigue musculaire correspond à une association de fatigue centrale et périphérique qui impacte le contrôle musculaire des articulations.

A travers ce mémoire, nous tenterons de répondre à la question de recherche suivante :

La fatigue du muscle grand fessier est-elle corrélée à une augmentation du valgus de genou à la réception de tirs en extension effectués par de jeunes handballeuses ? Pour y répondre, nous réaliserons une analyse cinématique en trois dimensions du membre inférieur d'appui lors des tirs en extension, avant et après protocole de fatigue effectué sur le muscle grand fessier.

Nous suggérons que lors de l'impact au sol, un déficit de contrôle du GF est associé à une incapacité de celui-ci à transmettre correctement les contraintes descendantes générées par la mise en charge progressive du MI d'appui. La réception s'accompagnerait d'une perturbation de l'alignement du MI, en rapport avec un déplacement du fémur en adduction non stabilisé par le contrôle musculaire du GF. Ce déplacement de la hanche en adduction engendrerait une augmentation du valgus de genou à la réception des sauts.

Nous suggérons également qu'une fatigue du muscle GF pourrait s'accompagner d'une diminution de la flexion de genou à la réception des sauts. Plus le genou est proche de l'extension, plus ses structures passives (ligaments collatéraux, coques condyliennes, ligaments croisés, etc.) interviennent pour le verrouiller (12,18,19). De ce fait, la fatigue du muscle GF entraînerait une diminution de la flexion de genou par tentative de stabilisation du genou en recrutant davantage les structures passives lors de l'impact au sol. Cette sollicitation accrue des structures passives du genou se répercuterait sur le plan frontal en augmentant le valgus de genou.

Ainsi, l'hypothèse principale est que la fatigue du muscle GF majore le mouvement de valgus de genou du MI d'appui à la réception des tirs en extension.

Les hypothèses secondaires sont les suivantes :

- La fatigue du muscle GF majore le mouvement d'adduction de hanche du MI d'appui à la réception des tirs en extension.
- La fatigue du muscle GF s'accompagne d'une diminution de la flexion de genou du MI d'appui à la réception des tirs en extension.

2. MATÉRIEL ET MÉTHODES

2.1. Lieu des tests

Le protocole de recherche a été réalisé dans l'Unité de Formation et de Recherche en Sciences Fondamentales et Appliquées (UFR SciFa), dans le département des Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives (STAPS) du Campus Bridoux de l'Université de Lorraine à Metz. Les tests ont été effectués dans le cadre d'une convention de stage avec le Laboratoire Lorrain de Psychologie et Neurosciences de la dynamique des comportements (2LPN), sous la supervision du Docteur Matthieu CASTERAN, Maître de conférences à l'Université de Lorraine.

2.2. Stratégie de recherche documentaire

Le contexte de l'étude, la problématisation et la construction du protocole de recherche se sont appuyés sur des éléments bibliographiques. Nous avons interrogé les bases de données suivantes : PubMed, EM Consult, *Physiotherapy Evidence Database* (PEDro), la plateforme de RééDOC, les sites internet de la Haute Autorité de Santé (HAS) et de l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS). Nous avons également utilisé des références bibliographiques citées dans les articles sélectionnés.

Les mots clés utilisés pour effectuer les recherches étaient : « *anterior cruciate ligament* », « *ACL injuries* », « *biomechanical phenomena* », « *fatigue* », « *gluteus maximus* », « *gluteus medius* », « *hamstrings* », « *handball* », « *hip joint* », « *hip kinematics* », « *injury mechanism* », « *joint instability* », « *knee injuries* », « *knee valgus* », « *landing* »,

« *lower extremity* », « *muscle activation* », « *muscle strength* », « *neuromuscular control* », « *prevention* », « *quadriceps* », « *ratio* », « *risk factors* », « *sex factors* », « *sports* », « *warm-up* ».

Dans un premier temps, les recherches réalisées avec la base de données de la plateforme RééDOC nous ont permis de construire notre sujet et d'alimenter notre réflexion grâce aux ouvrages d'anatomie et de biomécanique du MI. Dans un deuxième temps, nous avons recherché des données épidémiologiques sur l'incidence des ruptures du LCA dans le milieu sportif, ses facteurs de risque et la prévalence des mécanismes lésionnels sans contact. Puis, nous avons orienté nos recherches vers des études s'intéressant au recrutement neuro-musculaire et à la biomécanique des MI lors de sauts ou de changements de direction. Enfin, nous avons recherché des articles sur lesquels nous appuyer pour la construction des différentes étapes du protocole de recherche.

Les années de publication des références bibliographiques s'étendent de 1954 à 2019. Pour pallier l'ancienneté de certaines études, nous avons recherché des articles récents abordant le même sujet et permettant d'appuyer leurs conclusions. Notre période de recherche s'est étendue d'avril 2019 à mai 2020. La sélection des articles s'est effectuée en trois temps : d'abord sur la lecture du titre et du type d'étude, puis sur celle du résumé, et enfin sur la lecture complète de l'article.

Nous avons constaté que la littérature des lésions du LCA est abondante et diversifiée. Elle s'étend des mécanismes lésionnels aux pathologies associées de ces lésions, en passant par les techniques diagnostiques, les différents types de traitement et la diversité des programmes de rééducation post-traumatique. Elle s'intéresse également à l'ensemble des facteurs de risque, et notamment à l'impact du contrôle musculaire du MI sur ces lésions. Le déséquilibre musculaire entre les IJ et le quadriceps y est largement décrit et bien compris, alors que l'impact du contrôle musculaire de la hanche n'a commencé à être investigué que plus tardivement. Les études restent très contradictoires.

2.3. Population

Le recrutement de la population s'est effectué sur la base du volontariat et de la disponibilité dans différentes équipes féminines de handball de Metz et alentours. La méthode d'échantillonnage est de type convenance.

2.3.1. Critères d'inclusion et de non-inclusion

Les critères d'inclusion sont : être de sexe féminin, avoir moins de 25 ans, pratiquer le handball depuis au moins 5 ans, jouer en club et en compétition, avoir lu la note d'information, avoir signé le formulaire de consentement et posséder un numéro de sécurité sociale.

Les critères de non-inclusion regroupent :

- les antécédents traumatiques au niveau des genoux (fracture, entorse, etc.),
- les traumatismes de la ceinture pelvienne ou des MI datant de moins de 6 mois,
- les antécédents de chirurgie de la ceinture pelvienne ou des MI,
- les pathologies neurologiques (périphériques ou centrales),
- les pathologies vestibulaires,
- les troubles visuels non corrigés,
- la participation à un protocole de recherche datant de moins de 6 mois.

2.3.2. Critères d'exclusion

Les critères d'exclusion correspondent à tout évènement survenant avant ou pendant les tests, qui pourraient compromettre leur réalisation ou l'interprétation des résultats. Ils comprennent :

- la pratique d'une activité physique intense et inhabituelle dans les 24 heures avant les tests,
- la participation à une compétition dans les 48 heures avant les tests,
- les troubles vestibulaires ou proprioceptifs survenant pendant les tests,
- les douleurs, autres que musculaires, survenant pendant les tests,
- l'absence de différence de force musculaire du GF entre les évaluations pré- et post-protocole de fatigue,
- un défaut d'alignement pathologique du genou du MI d'appui.

2.3.3. Documents administratifs et recueil d'informations

Avant les tests, chaque participante échangeait avec l'investigatrice et/ou le superviseur de l'étude, afin de comprendre les tenants de l'étude et son déroulement. Une

note d'information écrite leur était également distribuée (ANNEXE I). Elles pouvaient poser toutes les questions nécessaires par mail ou lors des échanges en face à face. Elles devaient ensuite signer un formulaire de consentement imprimé en deux exemplaires (ANNEXE II). L'un devait être gardé par les participantes et l'autre nous revenait. Les critères d'inclusion, de non-inclusion et d'exclusion étaient indiqués sous forme de tableau sur le formulaire de consentement. Elles devaient cocher la case « oui » ou la case « non » pour chaque critère. L'ensemble des cases « oui » des critères d'inclusion et des cases « non » des critères de non-inclusion devait être coché pour l'inclusion dans l'étude.

Le jour des tests, chaque participante devait se rendre au Laboratoire Lorrain de Psychologie et Neurosciences de la dynamique des comportements (2LPN). Elles avaient pour consigne d'apporter un t-shirt de sport, un short de sport, une brassière de sport et les baskets habituellement utilisées pendant les matchs. Leur temps de présence était d'environ une heure et chaque session de test était entièrement consacrée à une participante. Les informations spécifiques de chaque participante étaient notifiées sur une fiche de suivi regroupant les informations personnelles (nom, prénom, âge, taille, poids, club actuel, niveau de compétition, nombre d'années de pratique, poste de jeu, MI dominant, membre supérieur dominant, à savoir celui utilisé pour envoyer une balle) et les informations recueillies pendant les tests (positionnement des leviers de l'outil d'évaluation de la force musculaire, force musculaire du GF en pré-protocole et en post-protocole de fatigue, observations et ressentis lors des tests) (ANNEXE III). Le MI dominant, soit celui testé dans cette étude, correspond au MI d'appui utilisé lors de l'impulsion et de la réception d'un tir en extension.

2.4. Protocole de recherche

Le protocole était constitué de sept étapes :

- la phase d'échauffement,
- l'enregistrement cinématique de la position statique spontanée,
- l'évaluation de la force maximale volontaire du GF,
- les enregistrements cinématiques des sauts pré-protocole de fatigue,
- le protocole de fatigue du GF,
- les enregistrements cinématiques des sauts post-protocole de fatigue,
- la réévaluation de la force maximale volontaire du GF.

Deux sessions de pré-test ont permis d'évaluer la mise en place du protocole de recherche et d'y apporter les corrections nécessaires.

2.4.1. Phase d'échauffement

La phase d'échauffement durait environ 25 minutes, en comptant les temps d'exercice et de récupération. Le matériel nécessaire était un ergocycle, un poids de musculation de 5 kg, un tapis de sol, une veste lestée à 10 % du poids du corps de chaque participante et un outil d'évaluation de la force en isométrique, dénommé *Leg Control* – (Matsport, <http://www.matsport.fr/>) (Fig. 1). Ce dernier était composé d'un banc en deux parties, de deux leviers réglables, de deux sangles et d'une jauge de contrainte. Le banc de mesure était relié à un ordinateur, dont le logiciel informatique spécifique donnait, en temps réel, des courbes et graphiques de la force développée, dans l'unité de mesure souhaitée.



Figure 1 : Matériel utilisé lors de la phase d'échauffement

L'échauffement est indispensable pour prévenir le risque de blessure lié à un effort physique sans préparation. Il permet également d'améliorer les performances physiques et de conditionner le corps à l'effort (augmentation de la force, de la puissance et de la réactivité musculaire, de la rapidité de contraction et de relaxation musculaire, du flux sanguin, des réactions métaboliques, des échanges gazeux, notamment de l'apport en oxygène, et diminution de la viscosité musculaire) (32). L'absence d'un échauffement bien mené pourrait impacter les résultats obtenus au cours des étapes suivantes du protocole, notamment sur le test de force du muscle GF.

Le protocole d'échauffement était divisé en trois étapes, s'inspirant de la méthode « RAMP » décrite par I. Jeffreys en 2007. La première étape, appelée *Raise* consiste à augmenter la température corporelle, la fréquence cardiaque, la fréquence respiratoire et le flux sanguin par des activités d'intensité modérée. La deuxième étape ou *Activate and Mobilise* permet de se focaliser sur l'échauffement des muscles et des articulations principalement sollicités, ainsi que de travailler les mouvements spécifiques du sport pratiqué. La dernière étape, appelée *Potentiate*, a pour but d'améliorer les performances physiques, en pratiquant des activités spécifiques du sport, avec augmentation progressive de l'intensité d'exercice, pour tendre à atteindre le niveau maximal de l'athlète (32).

L'objectif premier de notre phase d'échauffement était de préparer le muscle GF, c'est-à-dire de stimuler son activation et son contrôle musculaire, afin d'atteindre sa force maximale lors de la phase suivante du protocole.

En suivant les recommandations de la méthode « RAMP », le protocole d'échauffement était constitué de 5 minutes de pédalage sur ergocycle à une puissance moyenne de 63 watts (W), de trois séries de 10 ponts fessiers, de trois séries de 10 fentes sautées en alterné, de trois séries de 10 demi-squats avec la veste lestée et d'une série d'une dizaine de contractions sous maximales du GF sur le *Leg Control*. Ces exercices étaient entre-coupés de phases de récupération active en marchant (Fig. 2).

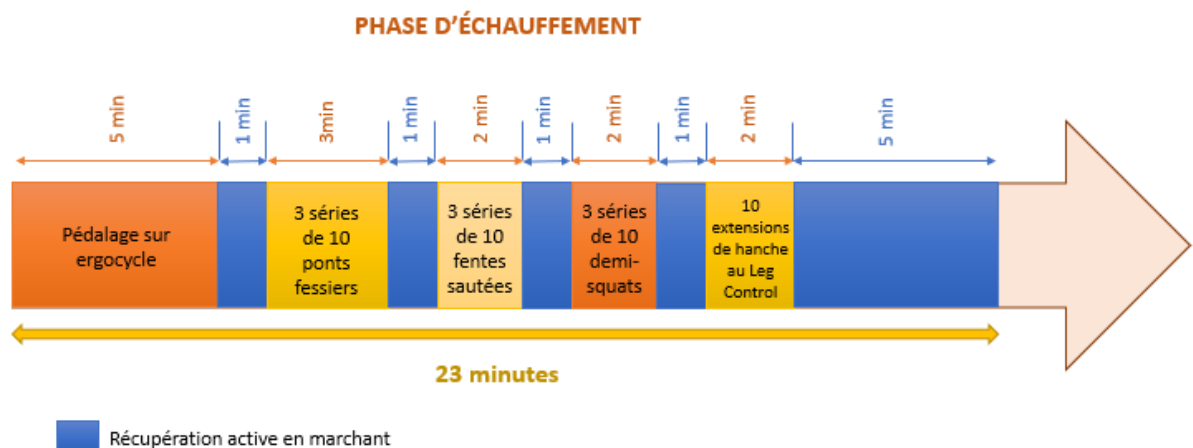


Figure 2 : Frise chronologique de la phase d'échauffement

La puissance moyenne de 63 W imposée lors du protocole provient d'un calcul utilisant la formule $W = \text{METs} / 0,079$ (33). Cet exercice s'inscrit dans la première étape de

l'échauffement, appelée *Raise*. Le but était de réaliser un effort d'intensité modérée. Selon l'OMS, un effort d'intensité modérée se définit comme un effort moyen permettant d'augmenter la fréquence cardiaque et dont la dépense énergétique se situe entre 3 et 6 METs (34). La valeur prise est de 5 METs, ce qui permet d'être dans la tranche définie par l'OMS, mais aussi de correspondre à la moitié de la dépense énergétique d'un effort maximal pour une population féminine âgée de 20 à 29 ans (33).

2.4.2. Enregistrement cinématique de la position statique spontanée

Les enregistrements cinématiques ont été réalisés dans une salle rectangulaire composée de huit caméras à rayons infra-rouges, placées de façon permanente au plafond et reliées au logiciel Qualisys Track Manager - (Qualisys, <https://www.qualisys.com/>). Ce dernier permet de faire une reconstruction en trois dimensions des segments corporels par reflet des rayons infra-rouges sur les marqueurs placés sur les sujets. Huit marqueurs étaient utilisés et placés stratégiquement sur huit repères osseux du MI testé : l'épine iliaque antéro-supérieure (EIAS), le grand trochanter du fémur (GTF), le condyle externe du fémur (CEF) et le condyle interne, la malléole externe (ME), la malléole interne, le premier et le cinquième métatarsien. Les marqueurs étaient maintenus par deux bouts d'adhésif dermique (Fig. 3).

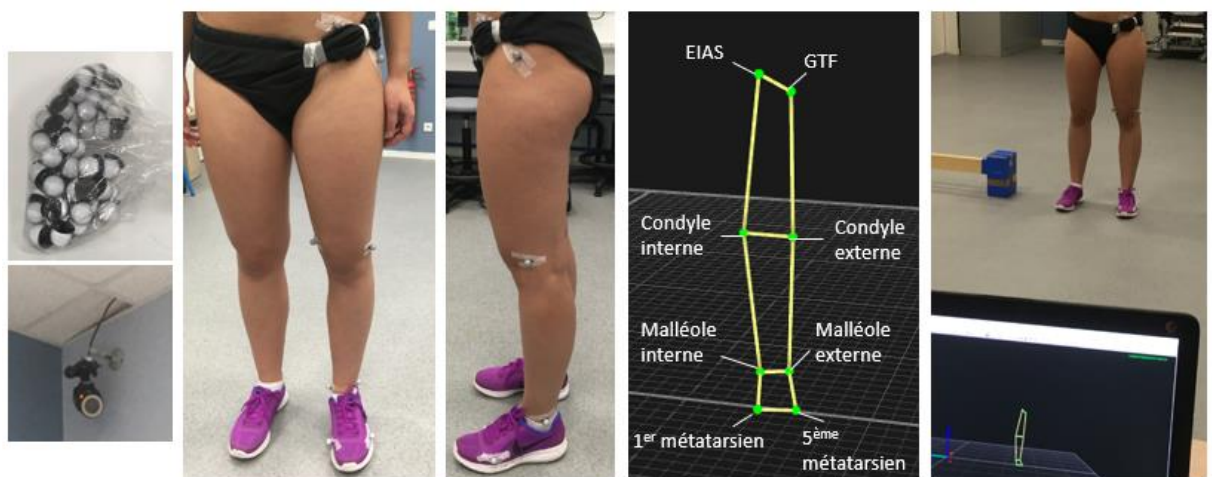


Figure 3 : Caméra à rayons infra-rouges, placement des marqueurs et modélisation en trois dimensions du membre inférieur dominant

Un modèle permettant de reconstituer en trois dimensions le MI testé a été créé lors des pré-tests, puis appliqué aux essais de chaque participante.

Avant chaque première session de test, la zone d'enregistrement devait être calibrée en passant des marqueurs dans l'ensemble de la zone, centrée autour d'un repère de coordonnées (x ; y ; z). Pendant le calibrage, le repère devait être positionné au même endroit que lors de la création du modèle en trois dimensions (Fig. 4).

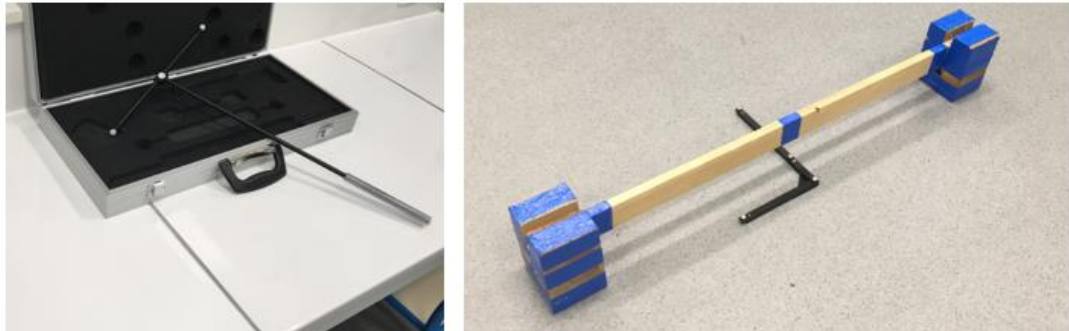


Figure 4 : Outil de calibrage de la zone d'enregistrement et placement du repère (x ; y ; z)

Un enregistrement cinématique de quelques secondes en position statique était réalisé, afin d'analyser l'alignement du genou de chaque participante en position spontanée. Elles devaient se placer au milieu de la zone de calibrage, face au mur du fond de la salle, les pieds écartés à une distance correspondant à la distance séparant leur deux EIAS (mesurée par un mètre ruban), les genoux tendus, le haut du corps relâché, les bras pendants et le regard à l'horizontal (Fig. 3).

2.4.3. Évaluation de la force maximale volontaire du grand fessier

La technique d'évaluation de la force maximale volontaire utilisée est dénommée en anglais *Maximal Voluntary Contraction (MVC)*. Elle est largement employée et consiste à prendre la valeur du pic de force développée lors d'une contraction volontaire maximale en isométrique. Elle réside sur la capacité du sujet à recruter volontairement un maximum d'unités motrices. Une réalisation optimale de cet exercice doit suivre quelques règles :

- 1) « L'effort maximal doit être accompagné d'instructions et d'une mise en pratique ;
- 2) Un feedback de la performance doit être donné pendant l'effort ;
- 3) Des encouragements appropriés doivent être donnés pendant l'effort ;
- 4) Les sujets peuvent rejeter un effort qu'ils ne considèrent pas maximal. » (29)

L'utilisation de la méthode MVC est fiable et reproductible mais nécessite des encouragements, un objectif précis et un feedback clair pour évaluer convenablement les capacités du sujet. Cette technique a fait ses preuves pour l'évaluation de la force sans fatigue mais aussi avec fatigue (35,36). Toutefois, elle ne permet pas de renseigner sur le degré d'implication de la fatigue centrale et périphérique.

La mesure de la force maximale du GF a été réalisée avec le *Leg Control*. L'objectif était d'évaluer le GF le plus isolément possible. Nous avons fait le choix de l'évaluer en tant qu'extenseur de hanche, dans la mesure où l'extension de hanche est sa principale action et le mouvement le plus aisé pour l'isoler. Les principaux muscles extenseurs de hanche sont le GF et les IJ. La problématique résidait dans la possibilité d'isoler le GF par rapport aux IJ.

En 2001, Worrell et coll. ont comparé, par électromyographie, le pourcentage de recrutement du GF par rapport aux IJ, lors de mouvements d'extension maximale de hanche et de flexion maximale de genou en isométrique. Ils ont comparé différentes positions de la hanche, le genou fixe, et différentes positions du genou, la hanche fixe. En ce qui concerne le mouvement d'extension de hanche, quatre positions de hanche étaient testées (à 0, 30, 60 et 90 degrés de flexion) avec le genou à 90 degrés de flexion. Ils ont constaté que les IJ étaient recrutés à la même intensité dans ces quatre positions, alors que le recrutement du GF augmente de 90 degrés à 0 degré de flexion de hanche. À 30 degrés de flexion de hanche et 90 degrés de flexion de genou, une extension maximale en isométrique de la hanche recrute à hauteur de 13,7 % les IJ et à hauteur de 84,4 % le GF (37). Nous avons choisi de positionner le MI testé à 30 degrés de flexion de hanche, afin de se rapprocher au mieux de la position neutre, position qui recrute le plus le GF, tout en évitant d'avoir une compensation des muscles érecteurs du rachis lombaire, qui serait marquée en rectitude de hanche.

Chaque participante était positionnée en procubitus sur le banc du *Leg Control*. Elles avaient les membres supérieurs croisés sur le banc, afin d'éviter toute aide de ceux-ci par agrippement du banc. La tête devait rester dans le prolongement du tronc en se reposant sur les membres supérieurs, pour faciliter la détente du haut du corps. La hanche du MI à tester était fléchie à 30 degrés et le genou à 90 degrés. Le MI controlatéral était tendu et reposait sur un tabouret, afin de limiter toute compensation des fléchisseurs de hanche par irradiation musculaire de type périphérique-axial-périphérique. Les deux leviers (A et B) du *Leg Control* étaient positionnés en fonction de la morphologie de chaque participante, de façon à mettre le

coussin de résistance au-dessus du creux poplité du MI à évaluer, en respectant les angulations voulues de la hanche et du genou. Le mollet de la participante ne devait pas toucher le coussin du *Leg Control*, pour éviter qu'une flexion de genou réalisée par les IJ soit enregistrée. Enfin, la participante était attachée par deux sangles au banc ; une au niveau du sacrum et une au niveau des vertèbres thoraciques.

Un dossier propre à chaque participante était créé sur le logiciel informatique. Les initiales, l'âge, le MI testé et les valeurs correspondant à la position des leviers A et B étaient notifiés. Le logiciel était réglé sur les options « force maximale » et « courbe ». Une fois positionnée à plat ventre sur le banc, une tierce personne mettait en contact la cuisse de la participante avec le coussin de résistance et surveillait qu'elle le reste jusqu'au début de la contraction. Cette précaution permettait d'éviter une mise en contact brutale pendant la phase d'enregistrement, qui aurait produit un pic de force non représentatif. La participante réalisait trois essais de contraction maximale pendant cinq secondes d'affilée sans décoller la cuisse du coussin de résistance. Elle recevait des encouragements pendant toute la phase de contraction par l'investigatrice ou le superviseur de l'étude.

Chaque essai était enregistré sous la forme d'une courbe qui représentait la force en kilogramme-force (kgf), en fonction du temps en secondes (sec). Le pic de force de chaque essai était représenté par une ligne au sommet de la courbe. La participante avait pour consigne de dépasser cette ligne à chaque essai. Nous relevions la force maximale la plus importante enregistrée sur l'ensemble des trois essais (Fig. 5).

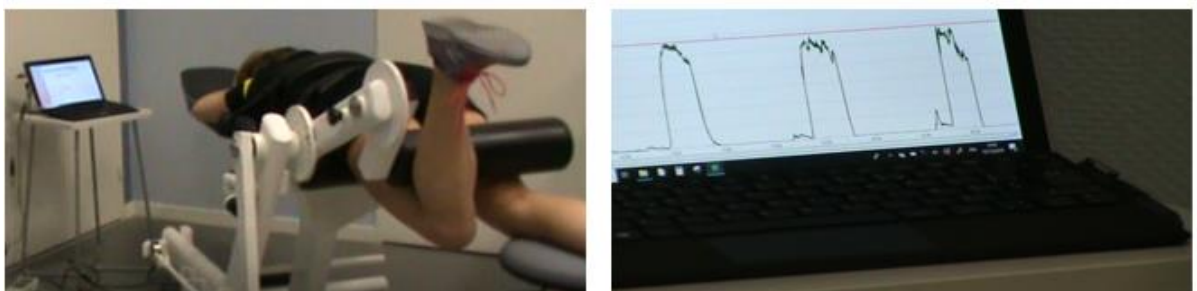


Figure 5 : Évaluation de la force maximale du muscle grand fessier

2.4.4. Enregistrements cinématiques des sauts pré-protocole de fatigue

Un obstacle de 17 cm de haut et de 1 mètre de long était positionné au milieu de la zone de calibrage. Deux bandes blanches étaient scotchées au sol, à une distance correspondant à 25 % de la taille de la participante, de chaque côté de l'obstacle, par rapport au centre de celui-ci. La participante devait prendre trois pas d'élan en commençant par le MI dominant, puis simuler un tir en extension en prenant l'impulsion avant la bande blanche située en avant de l'obstacle et se réceptionner après la bande blanche située en arrière de l'obstacle (cachée par l'obstacle sur les photos de la figure 6) (ANNEXE IV). Chaque participante devait réaliser trois passages validés et enregistrés. Elles pouvaient réaliser quelques passages « essais » avant les passages enregistrés, afin de se familiariser avec l'exercice (Fig. 6).

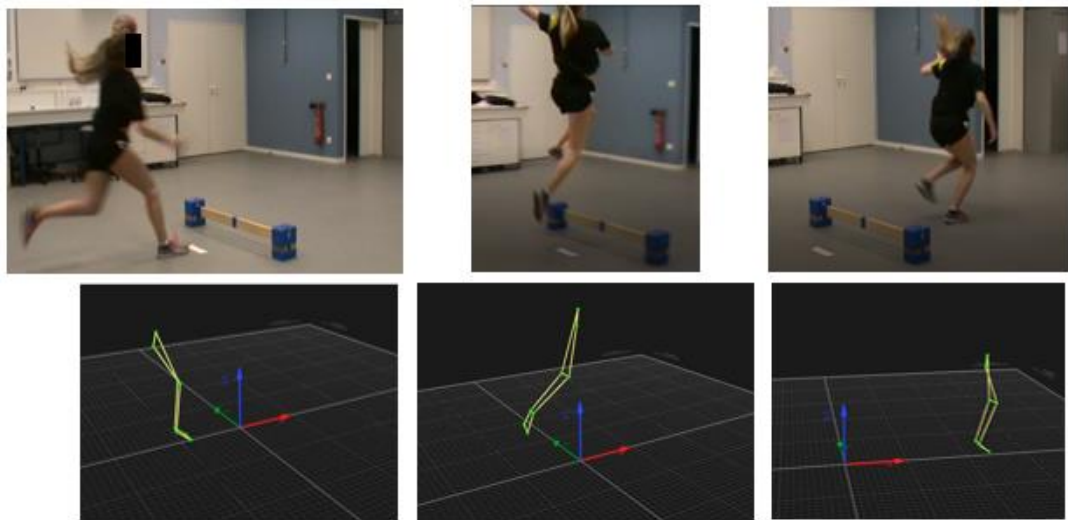


Figure 6 : Enregistrement cinématique d'un tir en extension

Pour valider les passages, les marqueurs devaient être visibles pendant l'ensemble de la phase d'enregistrement (ne pas être recouverts par du tissu). Les participantes devaient respecter les démarcations au sol (prendre l'impulsion avant la bande blanche en avant de l'obstacle et se réceptionner après la bande blanche en arrière de l'obstacle, ne pas empiéter sur les bandes), simuler un tir en extension et faire l'ensemble du saut dans la même direction. Les dimensions du saut (hauteur et distance minimale) ont été reprises de l'étude de Frank et coll. (2013) analysant l'impact de la biomécanique du tronc et de la hanche sur la stabilisation du genou lors de sauts et de changements de direction (38). Ils ont également été repris par l'étude menée par Cronin et coll. en 2016 (26).

2.4.5. Protocole de fatigue du grand fessier

Le protocole de fatigue a été effectué avec le *Leg Control*. Les participantes étaient positionnées de la même façon que pour l'évaluation de la force maximale du GF et devaient éviter les mêmes compensations musculaires que citées précédemment.

Le logiciel informatique relié au *Leg Control* était réglé sur « barres graphique », à la différence du réglage « courbe » utilisé pour l'évaluation de la force maximale du GF ; ce qui permet de représenter la force développée en fonction du temps, sous forme de graphique en barres. Nous placions sur le graphique deux lignes correspondant à une force minimale à atteindre (60 % de la force maximale développée par la participante) et une force à ne pas dépasser (80 % de la force maximale développée par la participante) (Fig. 7).



Figure 7 : Graphique en barres du protocole de fatigue du muscle grand fessier

Les consignes données aux participantes étaient de réaliser une extension de hanche contre la résistance du coussin du *Leg Control* en développant une force se situant entre 60 % et 80 % de la force maximale pouvant être atteinte. À l'aide d'un feedback visuel, elles devaient garder les barres du graphique entre les deux lignes « force minimale à atteindre » et « force à ne pas dépasser », le plus longtemps possible sans relâcher la contraction. Lorsque la participante n'arrivait pas à atteindre au moins la première ligne pendant plus de 5 secondes, elle pouvait relâcher la contraction brièvement, puis devait réitérer le mouvement et essayer de revenir dans l'intervalle de force voulu. Tant que la participante réussissait à revenir dans cet intervalle après de brèves pauses, elle continuait le protocole de fatigue. Une fois que la participante n'arrivait plus à développer au moins 60 % de la force maximale du GF, elle devait rapidement se lever du *Leg Control* pour enchaîner avec l'étape suivante du protocole.

2.4.6. Enregistrements cinématiques des sauts post-protocole de fatigue

Les participantes devaient enchaîner le plus vite possible les sauts post-protocole de fatigue, afin de ne pas laisser au muscle GF le temps de récupérer. Elles avaient la possibilité de faire un ou deux passages « essais » pour se réapproprier l'exercice, avant d'exécuter les trois passages enregistrés. En tout, chaque participante a effectué six passages enregistrés ; trois avant et trois après le protocole de fatigue.

2.4.7. Réévaluation de la force maximale volontaire du grand fessier

La dernière étape du protocole consistait à réévaluer la force maximale du GF, dans les mêmes conditions que la première évaluation. L'ensemble de l'étude repose sur l'existence d'une différence de force significative du muscle GF entre les sauts pré- et post-protocole de fatigue. Cette étape avait pour objectif de s'assurer que la force du muscle GF avait bien diminué pendant les sauts post-protocole de fatigue et d'évaluer la différence de force.

2.5. Méthode d'analyse statistique des données

2.5.1. Analyse descriptive de la population

Les informations récoltées par l'intermédiaire des fiches de suivi ont été recensées dans un fichier Excel (Microsoft). Il comporte le numéro de passage de chaque participante, l'âge, la taille, le poids, l'indice de masse corporelle (IMC), le nombre d'années de pratique en club, le niveau de compétition, le poste et le MI dominant. Ce fichier nous a permis de calculer la moyenne, l'écart-type, le minimum, le 1^{er} quartile, la médiane, le 3^{ème} quartile et le maximum des variables quantitatives, mais également de les regrouper par niveau, de les différencier par leur poste de jeu et par leur MI d'appui (ANNEXE V).

2.5.2. Évaluation de l'efficacité du protocole de fatigue

Nous avons comparé la force maximale développée par les participantes en pré-protocole de fatigue à celle développée en post-protocole de fatigue. Les deux séries de données suivent une loi normale, selon le test de Shapiro-Wilk. Cependant, l'échantillon est faible (n = 8). Nous avons donc choisi un test non-paramétrique pour échantillons appariés,

permettant de comparer deux mesures d'une variable quantitative : le test des rangs signés de Wilcoxon. Une valeur $p \leq 0,05$ à ce test signifie que la différence entre les variables étudiées est significative.

2.5.3. Analyse de l'alignement du genou et de la hanche dans le plan frontal en position statique spontanée

Pour chaque participante, nous avons analysé l'alignement du genou dans le plan frontal en recherchant l'angle externe formé par les marqueurs du GTF, du CEF et de la ME dans le plan (YZ), en position statique spontanée. Nous avons comparé les angles des participantes entre-elles, afin de s'assurer qu'aucune participante ne présentait un alignement du genou dans le plan frontal différent des autres.

Nous avons également analysé l'alignement de la hanche des participantes, dans le plan frontal. Nous avons recherché l'angle interne entre les marqueurs de l'EIAS, du GTF et du CEF dans le plan (YZ). L'analyse de cet angle en statique avait pour objectif de donner un plan de référence des mouvements d'abduction et d'adduction de hanche.

2.5.4. Critère d'évaluation primaire : mouvement du genou dans le plan frontal lors de la réception

Les enregistrements cinématiques des six essais de chaque participante ont été répertoriés dans un dossier du logiciel Qualisys Track Manager, intitulé par le numéro de passage des participantes. Nous avons analysé le mouvement du genou dans le plan frontal sur uniquement quatre participantes. Les participantes exclues de cette analyse présentaient un ou plusieurs essais dont la direction du saut n'était pas semblable à la direction de l'axe x du repère (x ; y ; z). Le plan frontal du MI à la réception du saut pouvait donc être dévié du plan (YZ) du repère (x ; y ; z) et fausser les valeurs données par le logiciel dans ce plan.

Nous avons recherché l'angle externe le plus faible formé par les marqueurs du GTF, du CEF et de la ME dans le plan (YZ), pendant la phase de réception. Celle-ci commençait lorsque le cinquième métatarsien touchait le sol et se finissait lorsque la flexion maximale du genou était atteinte. D'un point de vue cinématique, le début de la phase de réception correspondait au moment (en millisecondes) où la coordonnée z du marqueur du cinquième

métatarsien était la plus faible. La fin de la phase de réception correspondait au moment où l'angle formé par les marqueurs du GTF, du CEF et de la ME dans le plan (XZ) (soit le plan sagittal), était le plus faible.

2.5.5. Critères d'évaluation secondaires

2.5.5.1. *Mouvement de la hanche dans le plan frontal lors de la réception*

Sur le même principe que pour le mouvement du genou dans le plan frontal, nous avons analysé le mouvement de la hanche dans ce plan sur les essais de quatre participantes. Nous avons recherché l'angle interne le plus faible formé par les marqueurs de l'EIAS, du GTF et du CEF dans le plan (YZ), lors de la phase de réception.

2.5.5.2. *Mouvement du genou dans le plan sagittal lors de la réception*

Le dernier critère d'évaluation était l'angle de flexion du genou à la fin de la phase de réception. Celui-ci était donné par le logiciel dans le plan (XZ), mais nous avons fait le choix de le calculer à partir des coordonnées (x ; y ; z) des marqueurs du GTF, du CEF et de la ME. Le calcul en trois dimensions de cet angle nous permettait d'avoir l'angle de flexion de genou. Ainsi, nous avons pu calculer cet angle sur les essais de l'ensemble des participantes, sans avoir à exclure les participantes dont la direction du saut n'était pas validée.

2.5.6. Modèle linéaire mixte

Pour chaque critère d'évaluation, nous avons utilisé un modèle linéaire mixte, afin de comparer les angles recherchés des essais pré-protocole de fatigue à ceux des essais post-protocole de fatigue.

Le modèle linéaire mixte est une extension du modèle linéaire général. Il permet d'analyser la corrélation entre deux variables en prenant en compte des facteurs fixes et des facteurs aléatoires. Pour l'analyse de nos critères d'évaluation, les variables dépendantes correspondaient aux angles avant et après protocole de fatigue, le facteur aléatoire était le numéro du sujet et le facteur fixe était la situation des essais par rapport au protocole de fatigue (si ceux-ci avaient lieu avant ou après). Nous n'avons pas pris en compte l'ordre de passage

des essais, car nous considérons qu'il n'a pas d'influence sur les valeurs d'angle. Une valeur $p \leq 0,05$ à ce test signifie que la différence entre les variables étudiées est significative.

2.5.7. Analyse de la corrélation entre les critères d'évaluation

Nous avons recherché un lien de corrélation, d'une part, entre les angles mesurés de du genou et de la hanche dans le plan frontal et, d'autre part, entre les angles de genou mesurés dans le plan frontal et sagittal. Nous avons recherché l'existence d'une relation linéaire entre les données et testé le lien de corrélation en utilisant un test de corrélation non paramétrique : le test des rangs de Spearman. Une valeur $p \leq 0,05$ à ce test signifie que les variables testées présentent un lien de corrélation significatif.

2.5.8. Logiciels informatiques utilisés

Le logiciel Qualisys Track Manager nous a permis de modéliser en trois dimensions les MI dominants des participantes et de mesurer les angles de genou et de hanche recherchés. Nous avons utilisé le logiciel Excel, pour y répertorier l'ensemble des séries de données des variables analysées, réaliser une analyse statistique descriptive des données et illustrer nos résultats par des graphiques. Nous avons utilisé des sites en ligne pour le test de Shapiro-Wilk, le test des rangs signés de Wilcoxon et le test des rangs de Spearman (39). Le logiciel Jamovi - (logiciel libre, <https://www.jamovi.org/>) nous a permis de réaliser les analyses statistiques utilisant un modèle linéaire mixte.

3. RÉSULTATS

3.1. Flux de sélection des participantes

Pour le recrutement des participantes, nous sommes entrés en contact avec les entraîneurs du pôle espoir de handball de Metz, afin de proposer notre étude aux joueuses. Ils ont répondu favorablement à notre demande. Seulement, cela n'a pas pu être mis en place du fait d'une incompatibilité entre la période de disponibilité des joueuses (à partir de février) et celle de la réalisation des tests (avant février).

Le recrutement s'est ensuite effectué auprès des étudiantes en STAPS de l'antenne de Metz de l'Université de Lorraine. Les handballeuses de chaque promotion étaient informées oralement de la mise en place et du déroulement de l'étude durant des heures de travaux dirigés. Cinq étudiantes se sont portées volontaires pour faire les essais. Une seule n'a pas été incluse dans l'étude, car elle avait un critère de non inclusion (antécédent traumatique du LCA).

En parallèle, nous avons pris contact avec les étudiantes handballeuses de l'Institut Lorrain de Formation en Masso-Kinésithérapie (ILFMK) de Nancy. Quatre étudiantes étaient volontaires mais une seule a pu être incluse dans l'étude. Deux d'entre-elles ne répondaient pas aux critères d'inclusion (arrêt de la pratique en club et en compétition depuis deux ans) et une joueuse entrait dans les critères de non-inclusion (tendinite aux IJ).

Les étudiantes volontaires de l'ILFMK ont informé des handballeuses de différents clubs de Metz et alentours de la mise en œuvre de l'étude. Sept handballeuses étaient intéressées pour passer les tests. Cinq d'entre-elles ont été incluses dans l'étude, dont deux s'entraînant au centre de formation du Metz Handball. L'une d'elles jouait en professionnel en équipe de France féminine U20. Les deux joueuses non-incluses avaient soit un antécédent traumatique du ligament croisé postérieur du genou, soit une entorse de cheville datant de moins de six mois.

Nous avons également écrit à deux clubs de handball de la région messine : Marly Handball et Entente Handball Montigny-lès-Metz. Une joueuse a répondu favorablement mais n'a pas pu être incluse dans l'étude, du fait de son âge.

Ainsi, dix jeunes handballeuses ont passé les tests entre le 13 décembre 2019 et le 22 janvier 2020. Deux participantes ont ensuite été exclues de l'étude : une avait participé à un match dans les 48 heures avant les tests et une n'a pas présenté de différence de force musculaire entre l'évaluation avant le protocole de fatigue et celle réalisée après.

L'analyse des angles de flexion de genou s'est effectuée sur les huit participantes restantes. Les analyses des mouvements du genou et de la hanche dans le plan frontal n'ont pu être effectuées que sur les essais de quatre participantes, dont la direction de l'ensemble de leurs sauts était similaire à la direction de l'axe x du repère (x ; y ; z) (Fig. 8).

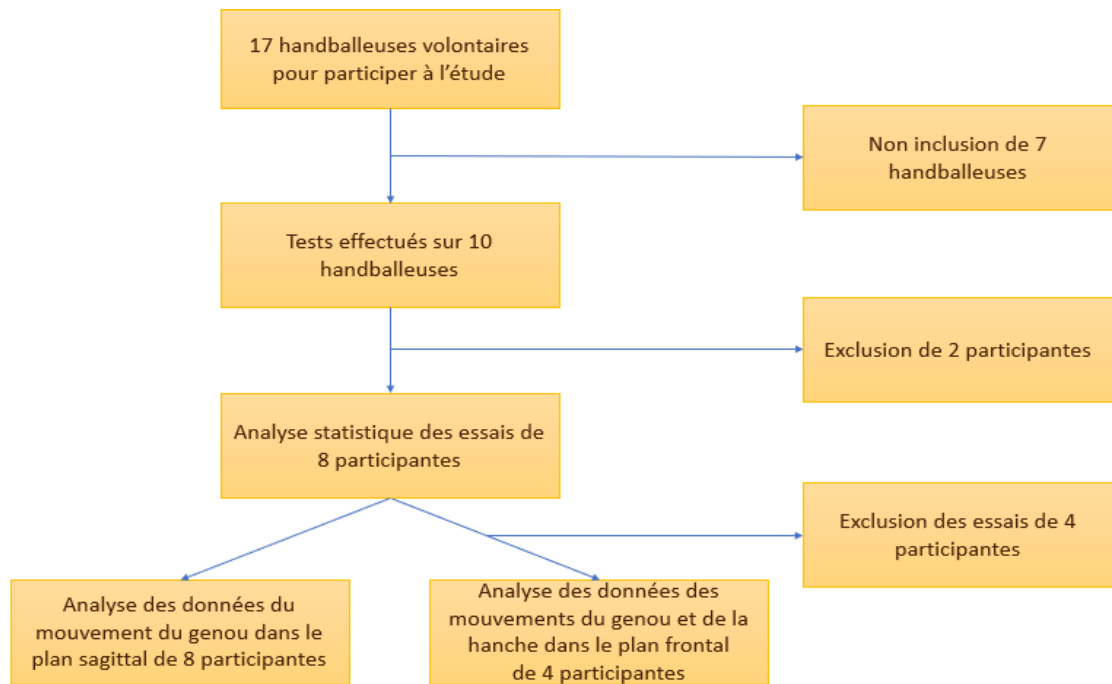


Figure 8 : Diagramme de flux de l'étude

3.2. Description de la population

La moyenne d'âge des huit participantes de l'étude est de $21,1 \pm 2,8$ ans. La tranche d'âge s'étend de 18 à 25 ans, avec une médiane égale à 22 ans. La taille moyenne et le poids moyen sont respectivement de $167,8 \pm 7,8$ cm et de $60,1 \pm 7,3$ kg. En moyenne, elles pratiquent le handball en club depuis $11,3 \pm 2,7$ années (Tab. I).

Tableau I : Caractéristiques générales des participantes

Échantillon n = 8

Variables	Âge (ans)	Taille (cm)	Poids (kg)	IMC (kg/m ²)	Temps de pratique en club (ans)
Moyenne ± Écart-type	21,1 ± 2,8	167,8 ± 7,8	60,1 ± 7,3	21,3 ± 1,7	11,3 ± 2,7

L'une d'entre-elles joue au niveau départemental (12,5 %), deux en régional (25 %), quatre en national 3 (50 %) et une en national 1 (12,5 %). La moitié joue en tant qu'aîlière (droite et/ou gauche) (50 %) et l'autre moitié en tant qu'arrière (droite et/ou gauche) (50 %).

Seulement une participante sur les huit utilise le MI droit comme MI d'appui (12,5 %) (Fig. 9) (ANNEXE V).

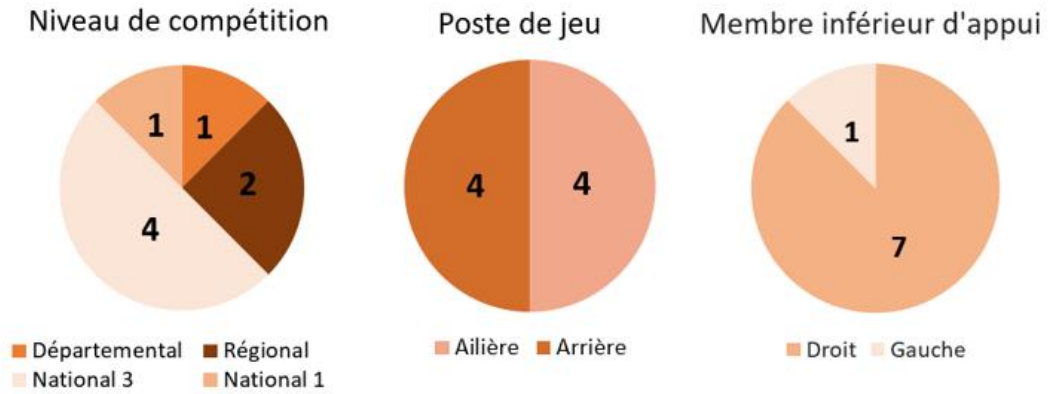


Figure 9 : Graphiques en secteur des caractéristiques spécifiques à la pratique du handball

3.3. Force maximale volontaire du grand fessier avant et après protocole de fatigue

Avant le protocole, la force maximale volontaire du GF développée par les participantes est en moyenne de $170,1 \pm 35,6$ kgf, avec une médiane égale à 170,0 kgf. Après le protocole, elle est en moyenne de $138,4 \pm 31,7$ kgf, avec une médiane égale à 142,0 kgf. En moyenne, la force mesurée a diminué de $31,8 \pm 19,8$ kgf, soit de $18,7 \pm 11,6$ % (Fig. 10).

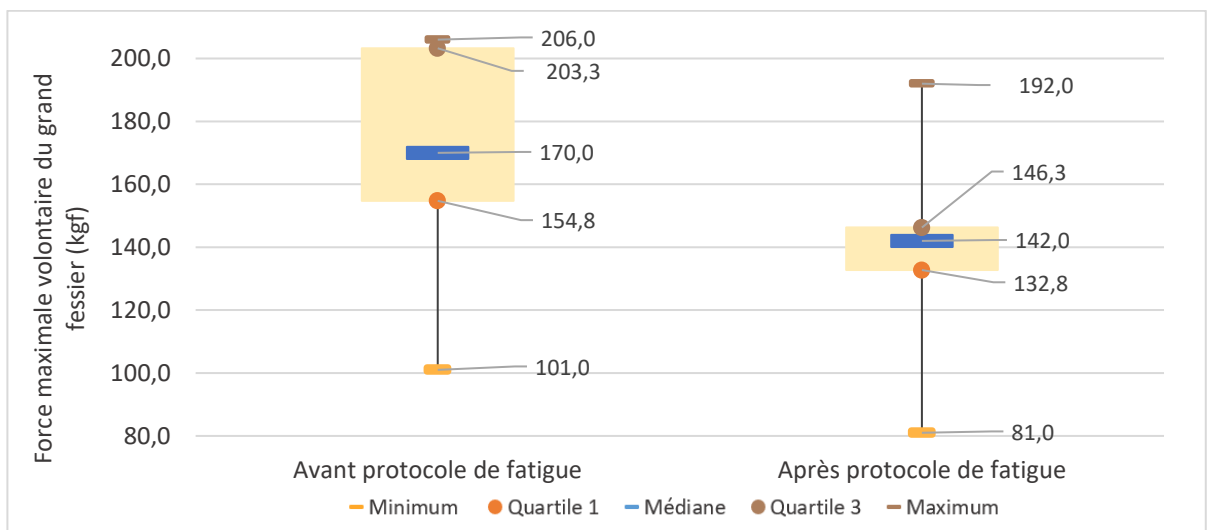


Figure 10 : Diagrammes en boîte de la force maximale volontaire du grand fessier des participantes, avant et après protocole de fatigue

D'après le test des rangs signés de Wilcoxon, la différence de force maximale volontaire du GF mesurée entre les essais pré- et post-protocole de fatigue est significativement différente (valeur $p = 0,014$).

3.4. Alignement du genou et de la hanche dans le plan frontal en position statique spontanée

3.4.1. Alignement du genou dans le plan frontal en position statique

L'ensemble des participantes présentait un léger valgus de genou du MI dominant en position statique spontanée. La moyenne de l'angle de valgus des huit participantes est de $175,88 \pm 2,30$ degrés, avec une médiane égale à 176,50 degrés. Les données suivent une loi normale ($p = 0,356$). Aucune valeur éloignée de la moyenne n'est observée.

3.4.2. Alignement de la hanche dans le plan frontal en position statique

En moyenne, l'angle de la hanche dans le plan frontal est de $147,00 \pm 6,06$ degrés, avec une médiane égale à 148,00 degrés. La distribution des données suit une loi normale ($p = 0,719$). Aucune valeur éloignée de la moyenne n'est observée.

3.5. Mouvement du genou dans le plan frontal lors de la réception

Les six essais (trois essais avant et trois essais après protocole de fatigue) de quatre participantes ont permis d'analyser le mouvement du genou dans le plan frontal à la réception des tirs en extension. En tout, douze essais pré-protocole de fatigue du GF ont été comparés à douze essais post-protocole de fatigue. Sur l'ensemble des essais, les angles mesurés sont inférieurs à 180 degrés. Nous en avons déduit que toutes les participantes se réceptionnaient en valgus de genou. Pour rappel, le valgus de genou a été mesuré en prenant l'angle externe formé par les marqueurs du GTF, du CEF et de la ME, dans le plan frontal.

Pour chaque participante, nous avons comparé la moyenne des angles de valgus des essais réalisés avant le protocole de fatigue à celle des essais réalisés après. Les moyennes des angles de valgus du sujet 2 ne témoignent de quasiment aucune différence entre les essais pré- et post-protocole de fatigue (augmentation de 0,36 degrés). La moyenne des

angles mesurés en post-protocole augmente pour les sujets 6 et 7, à hauteur de 5,65 degrés et de 8,47 degrés en plus (soit une diminution du valgus de genou). Les données du sujet 8 montrent une diminution de la moyenne des angles mesurés après le protocole de fatigue, à hauteur de 1,80 degrés en moins (soit une augmentation du valgus de genou) (Fig. 11).

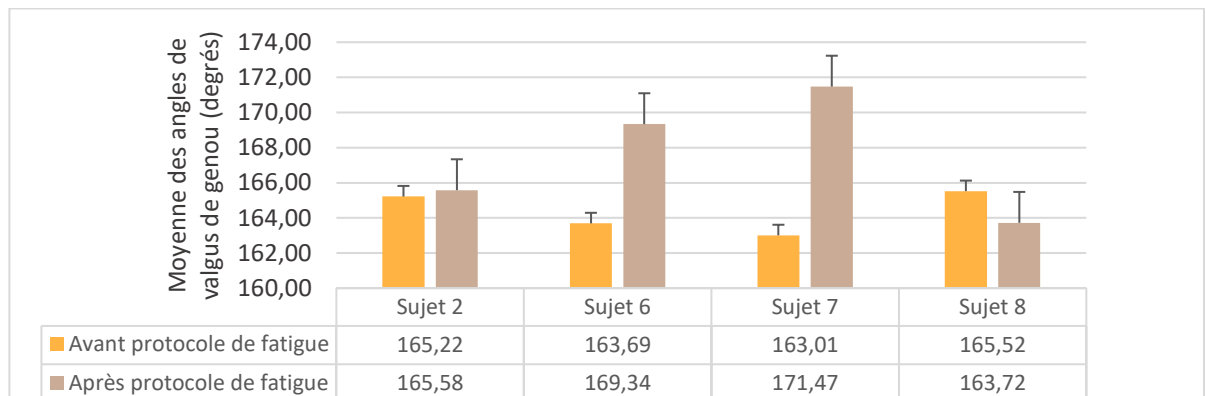


Figure 11 : Histogramme de la comparaison des moyennes des angles de valgus de genou de chaque participante, avant et après protocole de fatigue du grand fessier

Les moyennes des angles de valgus des essais pré- et post-protocole de fatigue des quatre participantes sont respectivement de $164,36 \pm 2,57$ degrés et de $167,53 \pm 4,45$ degrés (Fig. 12). En moyenne, les angles mesurés augmentent de $3,17 \pm 4,72$ degrés. Par conséquent, le valgus de genou a diminué en moyenne entre les essais pré- et post-protocole de fatigue du GF. Cependant, le modèle linéaire mixte utilisé pour comparer ces résultats n'a pas montré de différence statistiquement significative (valeur $p = 0.051$).

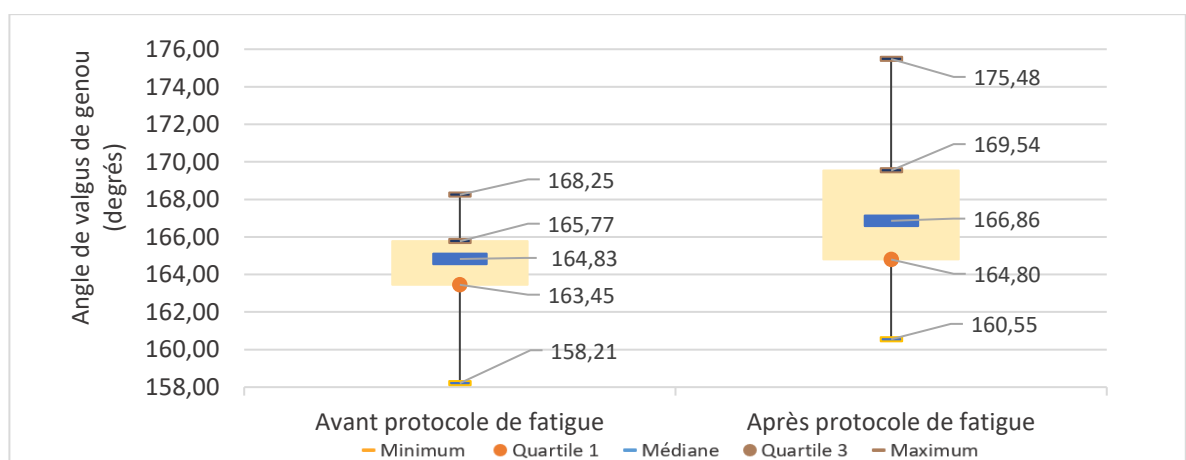


Figure 12 : Diagrammes en boîte des angles de valgus de genou des participantes, avant et après protocole de fatigue du grand fessier

3.6. Mouvement de la hanche dans le plan frontal lors de la réception

Les six essais des quatre mêmes sujets ont permis d'analyser le mouvement de la hanche dans le plan frontal à la réception de tirs en extension. En comparant les angles de la hanche dans le plan frontal à la réception des tirs en extension avec l'angle mesuré en statique, nous avons constaté que l'ensemble des participantes se réceptionnaient en adduction de hanche, sauf pour un essai d'une participante qui s'est réceptionnée avec une légère abduction de hanche, à hauteur de 1,21 degrés. Pour simplifier la rédaction, nous emploierons les termes « angle d'adduction de hanche » dans la suite de cette analyse. Pour rappel, l'adduction de hanche a été mesurée en prenant l'angle interne formé par les marqueurs de l'EIAS, du GTF et du CEF, dans le plan frontal.

Pour chaque participante, nous avons comparé la moyenne des angles d'adduction de hanche des essais réalisés avant le protocole de fatigue à celle des essais réalisés après. Les moyennes des angles mesurés du sujet 2 ne témoignent de quasiment aucune différence entre les essais pré- et post-protocole de fatigue (diminution de 0,13 degré). La moyenne des angles mesurés en post-protocole augmente pour les sujets 6 et 7, respectivement à hauteur de 5,32 degrés et de 6,98 degrés en plus (soit une diminution de l'adduction de hanche). Les données du sujet 8 montrent une diminution de la moyenne des angles mesurés après le protocole de fatigue, à hauteur de 3,34 degrés en moins (soit une augmentation de l'adduction de hanche) (Fig. 13).

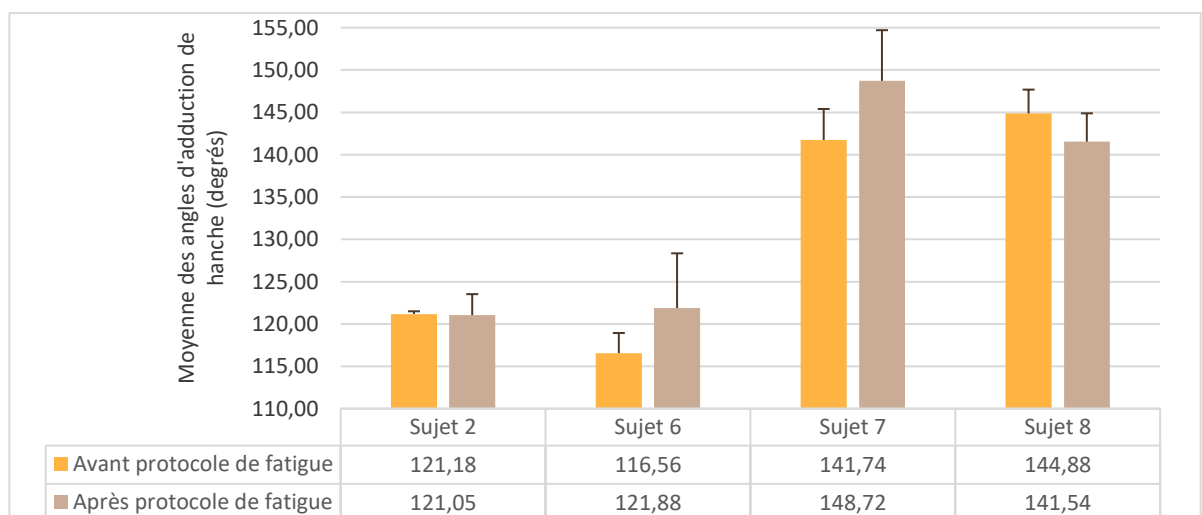


Figure 13 : Histogramme de la comparaison des moyennes des angles d'adduction de hanche de chaque participante, avant et après protocole de fatigue du grand fessier

Les moyennes des angles d'adduction de hanche des essais pré- et post-protocole de fatigue des quatre participantes sont respectivement de $131,09 \pm 13,12$ degrés et de $133,30 \pm 13,31$ degrés (Fig. 14). En moyenne, les angles mesurés augmentent de $2,21 \pm 4,79$ degrés. Par conséquent, l'adduction de hanche a diminué en moyenne entre les essais pré- et post-protocole de fatigue du GF. Cependant, le modèle linéaire mixte utilisé pour comparer ces résultats n'a pas montré de différence statistiquement significative (valeur $p = 0,225$).

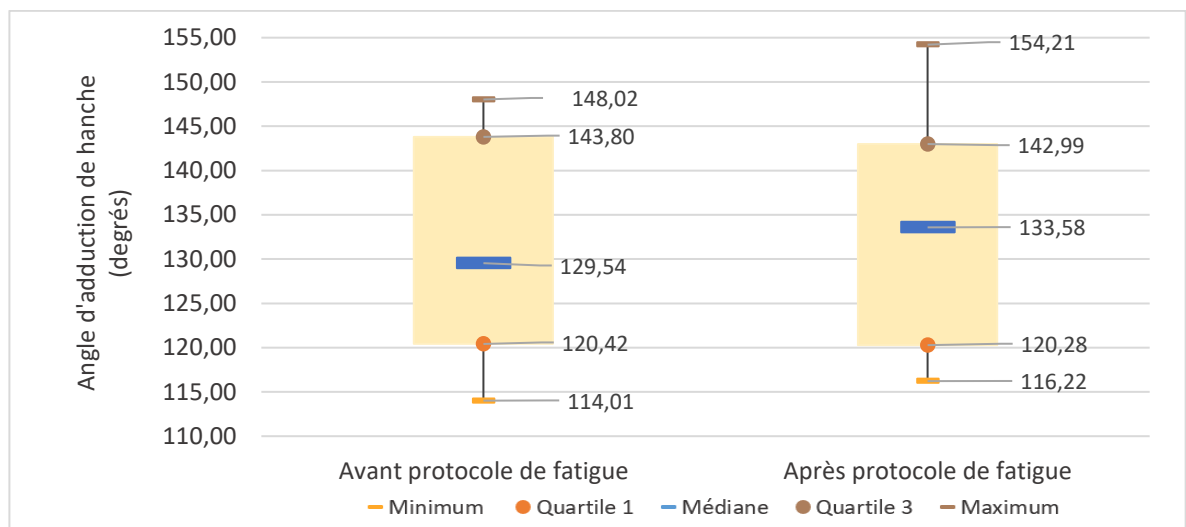


Figure 14 : Diagrammes en boîte des angles d'adduction de hanche des participantes, avant et après protocole de fatigue

3.7. Mouvement du genou dans le plan sagittal lors de la réception

Les six essais des huit participantes ont permis d'analyser le mouvement du genou dans le plan sagittal à la réception des tirs en extension. En tout, 24 essais réalisés sans fatigue du muscle GF ont été comparés à 24 essais effectués avec fatigue. L'ensemble des participantes se réceptionnaient en flexion de genou (angle inférieur à 180 degrés dans le plan sagittal). Pour rappel, la flexion de genou a été mesurée en prenant l'angle calculé en trois dimensions à partir des coordonnées (x ; y ; z) des marqueurs du GTF, du CEF et de la ME.

Les données de trois participantes montrent une diminution de la moyenne des angles mesurés après le protocole de fatigue de 3,99 degrés pour le sujet 1, de 2,08 degrés pour le sujet 3 et de 2,09 degrés pour le sujet 7 (soit une augmentation de la flexion de genou). La moyenne des angles mesurés en post-protocole des sujets 2, 5 et 8 augmentent respectivement à hauteur de 8,80 degrés, de 3,27 degrés et de 4,41 degrés en plus (soit une

diminution de la flexion de genou). Les données de deux participantes ne montrent quasiment pas de différence, avec une légère augmentation en moyenne de la flexion du genou de 0,55 degré pour le sujet 4 et de 0,09 degré pour le sujet 6 (Fig. 15).

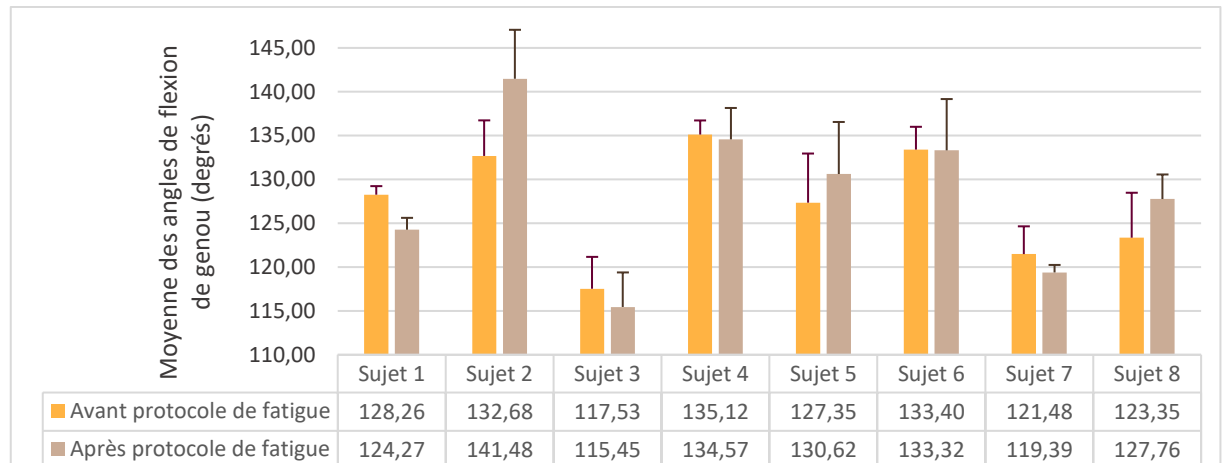


Figure 15 : Histogramme de la comparaison des moyennes des angles de flexion de genou de chaque participante, avant et après protocole de fatigue du grand fessier

Les moyennes des angles de flexion de genou des essais pré- et post-protocole de fatigue des huit participantes sont respectivement de $127,40 \pm 6,71$ degrés et de $128,36 \pm 8,86$ degrés (Fig. 16). En moyenne, les angles mesurés augmentent de $0,96 \pm 4,23$ degrés. Par conséquent, la flexion de genou n'a quasiment pas changé en moyenne entre les essais pré- et post-protocole de fatigue du GF. Le modèle linéaire mixte utilisé pour comparer ces résultats n'a pas montré de différence statistiquement significative (valeur $p = 0,433$).

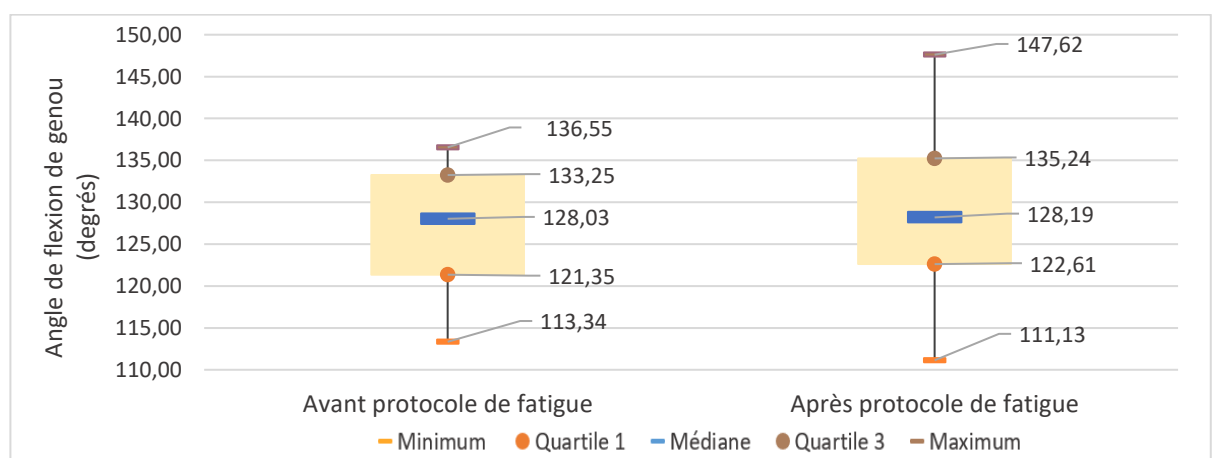


Figure 16 : Diagrammes en boîte des angles de flexion de genou des participantes, avant et après protocole de fatigue du grand fessier

3.8. Corrélation entre les critères de jugement

3.8.1. Corrélation entre le valgus de genou et l'adduction de hanche

En comparant la différence moyenne des angles de valgus de genou à la différence moyenne des angles d'adduction de hanche, nous avons constaté que les variations de ces deux critères étaient comparables pour chaque sujet. En moyenne, le valgus de genou et le l'adduction de hanche du sujet 8 augmentent lors des sauts post-protocole de fatigue. Ces mouvements diminuent en moyenne pour les sujets 6 et 7 et ne varient quasiment pas pour le sujet 2. Nous avons donc recherché un lien de corrélation entre ces mouvements.

À l'aide d'un test de corrélation de Spearman, nous avons analysé le lien de corrélation entre la différence des angles d'adduction de hanche et des angles de valgus de genou, à travers les essais homonymes avant et après protocole de fatigue. Un lien de corrélation statistiquement significatif existe entre les variations des angles de valgus de genou et d'adduction de hanche à la réception des tirs en extension (valeur $p = 5,97.10^{-4}$).

Une corrélation linéaire positive est établie entre ces deux variables, avec un coefficient de corrélation important ($r = 0,89$). Le changement d'une variable entraîne un changement constant de la valeur de l'autre variable. À la réception des sauts, les variations des angles de valgus de genou et d'adduction de hanche sont dépendantes l'une de l'autre (Fig. 17).

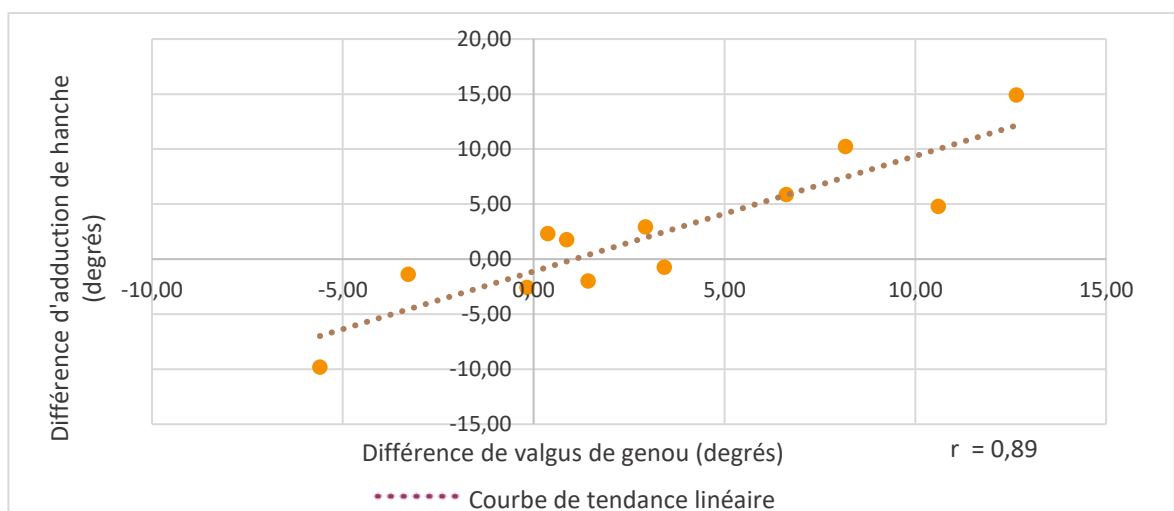


Figure 17 : Représentation graphique de la corrélation linéaire entre les différences de valgus de genou et d'adduction de hanche à travers les essais homonymes pré- et post-protocole de fatigue

3.8.2. Corrélation entre le valgus de genou et la flexion de genou

Nous avons appliqué la même méthode que précédemment pour analyser le lien de corrélation entre les variations du valgus de genou et de la flexion de genou à la réception des tirs des sujets 2, 6, 7 et 8. Aucune corrélation significative entre les variations des angles de valgus et de flexion de genou n'a été constatée lors de la réalisation du test de Spearman (valeur $p = 0,115$), ce qui explique un coefficient de corrélation linéaire faible ($r = -0,40$).

4. DISCUSSION

4.1. Analyse des caractéristiques de la population

Nos recherches ont montré que la population sportive féminine était nettement plus à risque de présenter des ruptures sans contact du LCA que la population masculine. Cette prédisposition est due, en partie, aux différences biomécaniques de leur stratégie de réception (contrôle musculaire, positionnement des articulations). Nous avons donc fait le choix d'inclure uniquement des sportives dans notre étude et de comparer leurs stratégies de réception avant et après protocole de fatigue. Nous voulions une population la plus homogène possible, afin d'analyser les effets d'une intervention : la fatigue du muscle GF. Toutefois, la constitution de notre échantillon s'est effectuée sur la base du volontariat, ce qui constitue un biais de sélection.

L'incidence des ruptures du LCA dans la population féminine est également impactée par l'âge (plus les athlètes sont jeunes, plus elles sont à risque), le sport (sports de pivot et de contact, tels que le basketball, le handball, le football, le ski, etc.), le type d'entraînement (les joueuses ayant plus de quatre entraînements par semaine sont deux fois plus à risque) et la participation à des matchs (prévalence plus importante lors des matchs par rapport aux entraînements) (2,5,14). Les critères d'inclusion, de non-inclusion et d'exclusion ont été choisis pour homogénéiser la population et limiter l'impact de facteurs indésirables. Nous nous sommes assurés qu'elles avaient de l'expérience dans ce sport (elles pratiquaient le handball en club en moyenne depuis $11,3 \pm 2,7$ années). Nous avons limité les disparités liées à l'âge (elles avaient entre 18 et 25 ans ; l'âge médian étant de 22 ans). Le poste de jeu était relativement uniforme : la moitié était ailière et l'autre moitié était arrière droite et/ou gauche. Seulement une participante sur les huit avait le MI droit comme MI d'appui. Ses données ne

s'écartaient pas de l'ensemble des données. Nous nous sommes assurés qu'elles ne témoignaient pas d'antécédents traumatiques, chirurgicaux, de pathologies pouvant troubler l'équilibre. Elles ne devaient également pas avoir participé à une compétition dans les 48 heures ou pratiqué une activité physique intense dans les 24 heures, autre que les entraînements habituels, afin d'éviter une fatigue globale provoquée par ces activités.

Néanmoins, les participantes venaient de différents clubs, ne suivaient pas le même type d'entraînement et n'avaient pas les mêmes exigences de compétition. De ce fait, nous n'avons pas pu obtenir d'uniformité de niveau de compétition (une jouait en départemental, deux en régional, quatre en national 3 et une en national 1). Lors de l'analyse des résultats, la seule disparité que nous avons constatée était sûrement liée au niveau d'une des participantes exclues (la seule à jouer en division 1 et qui ne présentait pas de différence de force du muscle GF entre les évaluations pré- et post-protocole de fatigue). Nous émettons l'hypothèse que ses capacités de récupération étaient en lien avec son niveau professionnel.

4.2. Analyse du protocole de fatigue du grand fessier et de son évaluation

4.2.1. Analyse des résultats

Sur les huit participantes testées, la force musculaire maximale développée du GF par les participantes a baissé significativement après le protocole de fatigue ($p = 0,014$). Elle a diminué en moyenne de $31,8 \pm 19,8$ kgf, soit de $18,7 \pm 11,6$ %. Elle était donc plus faible lors de la réalisation des essais post-protocole de fatigue.

Nos résultats concordent avec ceux obtenus par Yoon et coll. (2007), qui ont également mesuré une différence de force significative après la réalisation d'un protocole de fatigue similaire sur les fléchisseurs de coude. Les participants devaient maintenir une contraction le plus longtemps possible à 80 % de la force maximale évaluée par MVC (40).

4.2.2. Analyse de la méthode d'évaluation de la force musculaire

Les termes « force musculaire maximale volontaire » et « force musculaire maximale évocable » sont à différencier. Selon Gandevia et coll. (1995), la force maximale volontaire peut se définir comme étant une « *contraction pensée maximale par le sujet, réalisée avec*

des encouragements et un feedback continu » ; force développée par les participantes dans notre étude. La force évocable maximale correspond à « *la force développée lors d'une contraction musculaire maximale volontaire qui ne peut pas être augmentée par stimulation externe supra-maximale du nerf moteur* » (30). Cela suggère que la force maximale volontaire est moins importante que la force maximale évocable. Il existe une réserve d'unités motrices non recrutées volontairement qui peut être sollicitée dans des circonstances exceptionnelles (29). Des études ont montré que la stimulation électrique des muscles testés, à une fréquence plus importante que celle enregistrée par une analyse électromyographique, permet de développer davantage de force lors d'une contraction volontaire maximale (28). Néanmoins, l'entraînement amène une amélioration de l'excitabilité cortico-spinale permettant le recrutement des unités musculaires et ainsi, de se rapprocher au maximum de la force musculaire évocable lors d'une contraction volontaire (41). Les participantes ne s'entraînaient pas à réaliser cet exercice en particulier mais elles avaient de l'expérience dans le domaine sportif et de nombreuses heures d'entraînement et de match à leur actif, ce qui a pu favoriser leur capacité à recruter un maximum d'unités motrices lors de ce test.

L'évaluation de la force maximale volontaire est, comme son nom l'indique, basée sur la capacité du sujet à développer une force maximale par sa propre volonté. La motivation lors des tests est alors une limite à cette technique d'évaluation (30). En match, en compétition et lors des entraînements, des enjeux existent et des objectifs sont fixés, ce qui incite à donner le meilleur de soi. En laboratoire, les objectifs personnels peuvent être absents et altérer la motivation lors de la réalisation de l'effort. Ainsi, une contraction musculaire maximale volontaire doit être accompagnée d'encouragements pour obtenir une participation optimale du sujet et favoriser le recrutement d'un maximum d'unités motrices (28). Le mouvement et l'exercice doivent avoir un but et l'atteinte ou non de l'objectif doit pouvoir être perçu par le sujet, par l'intermédiaire d'un feedback sensoriel (visuel, auditif, sensitif, etc.).

Pour chaque évaluation de la force (pré- et post-protocole de fatigue), le pic de force le plus important des trois essais, représenté par une ligne en haut de la courbe, était conservé. Lors des trois essais, la participante devait se fixer comme objectif de dépasser le pic de force atteint lors de l'essai précédent. Le même objectif était alors donné pendant les essais pré- et post-protocole de fatigue ; celui de développer une force maximale volontaire en comparaison au premier ou au deuxième essai. Lors des essais post-protocole de fatigue, nous aurions pu donner comme objectif aux participantes d'atteindre une ligne correspondant

au pic de force des essais pré-protocole de fatigue. L'objectif à atteindre étant plus difficile, certaines d'entre-elles auraient peut-être développé davantage de force.

La perception de l'effort est également un facteur à prendre en compte. L'augmentation de la perception de l'effort peut donner l'impression aux sujets qu'ils ne sont plus capables de faire l'exercice. Une augmentation de la perception de l'effort est associée à une sensation de fatigue. « *La sensation de fatigue est la représentation sensorielle des processus d'intégration neuronaux sous-jacents, plutôt qu'un événement physique défini et mesurable* » (28). La perception de l'effort peut augmenter la fatigue musculaire lors d'un exercice sans impacter réellement les mécanismes de la contraction. Dans sa globalité, le protocole de recherche était long et le protocole de fatigue demandait beaucoup d'investissement. L'évaluation de la force musculaire maximale en post-protocole de fatigue arrivait en fin des tests. L'accumulation de la fatigue due aux efforts fournis durant les étapes précédentes a pu augmenter la perception de l'effort lors de cette dernière étape et impacter la force maximale volontaire développée. Les participantes avaient également été informées de l'enchaînement des étapes et savaient que le protocole se finissait après ce dernier test. Le risque est que l'évaluation post-protocole de fatigue ait été davantage impactée par une diminution de la motivation des participantes que l'évaluation pré-protocole, du fait d'une augmentation de la perception de l'effort. Dans ce cas, il aurait été pertinent de s'intéresser à la part de la perception de l'effort dans l'évaluation de la fatigue musculaire, en utilisant des échelles d'évaluation de l'effort perçu, comme les échelles de Borg (42).

Pour s'assurer que la différence de force n'est pas due à une augmentation de la perception de l'effort à fournir pendant l'exercice, sans atteinte des mécanismes de la contraction musculaire, il est possible d'évaluer la fatigue neuro-musculaire en pré- et post-protocole de fatigue en associant une stimulation électrique externe des voies de transmission nerveuses motrices (43). Cette technique, développée par Merton en 1954 et dénommée *interpolated twitch technique*, permet de déterminer si une augmentation de la force produite est observée lors d'une stimulation des nerfs moteurs (44). Une fatigue centrale n'est pas associée à une augmentation de la force développée pendant la stimulation, alors qu'une altération de la capacité du sujet à recruter volontairement les unités motrices est associée à une augmentation de la force musculaire lors de la stimulation électrique.

L'évaluation de la force maximale volontaire est un bon indicateur de la fatigue provoquée par un exercice. Néanmoins, cette technique ne permet pas de cibler la provenance de la fatigue. L'importance de cette méthode d'évaluation réside dans la reproductibilité des tests pré- et post-protocole de fatigue, afin de limiter l'impact de facteurs indésirables. Dans notre étude, les évaluations ont été réalisées dans les mêmes conditions et en suivant les règles de bonne pratique de la méthode de mesure de la force par MVC, afin de rendre l'évaluation de la fatigue musculaire la plus fiable possible. Néanmoins, nous n'avons pas pu agir sur la perception de l'effort, qui a pu impacter les résultats.

4.3. Analyse des enregistrements cinématiques des tirs en extension

4.3.1. Choix du saut

Les participantes devaient prendre trois pas d'élan et enchaîner avec un saut sur le MI dominant, en simulant un tir en extension au-dessus d'un obstacle de 17 cm de haut avec réception à une distance correspondant à 50 % de la taille de chacune, par rapport à la prise d'impulsion (ANNEXE IV). Nous avons fait le choix d'un tir en extension du fait que les ruptures sans contact du LCA ont souvent lieu lors d'une réception de saut et que ce mouvement est fréquemment utilisé au handball. Les athlètes pouvaient réaliser ces sauts avec une balle dans la main mais une seule d'entre-elles a choisi cette option. Nous employons le terme de « simulation », car les contraintes exercées lors d'un tir en extension en laboratoire sont très différentes de celles générées lors d'un match. Lors des essais, la cinétique du saut est moins importante, la fatigue générale ressentie pendant un match n'apparaît pas, la prise de risque est limitée, la direction du saut est stable et les contraintes exercées par torsion du haut du corps au lancer de la balle ne sont pas présentes. Toutefois, nous n'avons pas pris en compte ces phénomènes car l'objectif de notre étude était focalisé sur l'analyse des mouvements de la hanche et du genou à la réception du saut, avec et sans fatigue du muscle GF. Nous avons choisi de ne pas donner de points précis d'impulsion et de réception aux participantes, afin de ne pas les limiter dans leur geste et de ne pas perturber la cinématique de leur saut.

4.3.2. Limites liées au choix du saut

Nous avons remarqué, lors du recueil des données, que la direction du saut des essais de la moitié des participantes était différente de celle de l'axe x du repère (x ; y ; z). Le plan

frontal du MI des participantes ne correspondait pas exactement au plan (YZ) du logiciel Qualisys Track Manager. Ainsi, les données des mesures d'angle dans le plan frontal de la moitié des participantes ont dû être exclues de l'étude, ce qui mène à la présence d'un biais d'attrition.

Pour pallier cette limite, nous aurions pu imposer une direction de saut aux participantes. Cependant, le risque aurait été de brider les participantes et de perturber leur gestuelle. Cette alternative peut être envisagée en acceptant que l'impulsion et la réception s'effectuent dans un périmètre défini et non pas à deux points fixes, tout en surveillant que l'axe du pied ait la même direction que l'axe x du repère (x ; y ; z) à la réception du saut. Cela permettrait de s'assurer qu'aucune rotation du MI ne se soit effectuée lors de la phase de suspension.

Une autre alternative consisterait à créer un deuxième repère au moment de la fin de la réception, dont l'origine se situerait au niveau du marqueur de la ME. Ainsi, les axes et plans de ce repère se confondraient à ceux du MI de la participante :

- L'axe z correspondrait à l'axe formé par les coordonnées des marqueurs de la ME et du CEF ;
- L'axe x correspondrait à l'axe formé par les coordonnées du marqueur de la ME à la fin de la phase d'impulsion et à la fin de la phase de réception ;
- L'axe y correspondrait à l'axe orthogonal au plan (XZ) passant par l'origine du repère (Fig. 18).

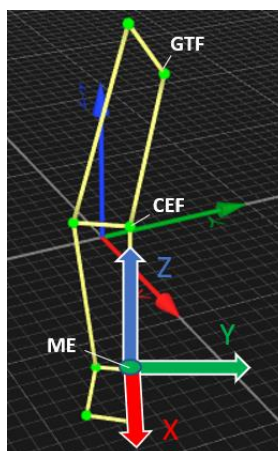


Figure 18 : Schéma de la création d'un repère (x ; y ; z) dont le centre correspond aux coordonnées du marqueur de la malléole externe à la fin de la phase de réception

Cette méthode permettrait d'améliorer la précision de mesure des angles et d'exploiter l'ensemble des essais des participantes, mais la mise en pratique n'est pas aisée et demande plusieurs étapes de calcul.

4.4. Analyse des mesures d'angles pré- et post-protocole de fatigue

4.4.1. Analyse des résultats

Pour les mouvements de la hanche et du genou dans le plan frontal, les quatre participantes testées se réceptionnaient en valgus de genou et en adduction de hanche (seul un essai post-protocole de fatigue d'une participante s'est effectué en rectitude de hanche). En moyenne, le valgus de genou et l'adduction de hanche des participantes a diminué lors des essais post-protocole de fatigue par rapport aux essais pré-protocole de fatigue (diminution moyenne respectivement de $3,17 \pm 4,72$ degrés et de $2,21 \pm 4,79$ degrés). Toutefois, l'analyse statistique n'a montré aucune différence statistiquement significative entre les mesures d'angles avant et après protocole ($p = 0,051$ pour les angles de valgus et $p = 0,225$ pour les angles d'adduction de hanche).

En ce qui concerne la flexion de genou à la réception des sauts des huit participantes, elle n'a quasiment pas changé entre les essais pré- et post-protocole de fatigue (différence moyenne de $0,96 \pm 4,23$ degrés). Aucune différence statistiquement significative n'a été observée aux tests statistiques ($p = 0,433$).

L'analyse des résultats nous permet de conclure à une différence non significative des angles de valgus, de flexion de genou et des angles d'adduction de hanche entre les essais pré- et post-protocole de fatigue du GF. Les hypothèses émises lors de la problématisation de notre travail sont invalidées.

4.4.2. Analyse de la méthode de mesure d'angles

L'analyse cinématique en trois dimensions des MI est largement utilisée et a fait ses preuves dans l'identification des facteurs de risque biomécaniques des traumatismes du genou (23). En utilisant la méthode d'analyse du mouvement en trois dimensions, Hewett et coll. (2005) ont montré que la mesure de l'angle de valgus pendant les tests permettait de

prédire les risques de rupture du LCA à posteriori, avec une sensibilité de 78 % et une spécificité de 73 % (11).

Des études similaires à la nôtre ont souvent utilisé trois ou cinq passages pour leurs analyses (11,20–22,26). Ortiz et coll. (2007) ont montré qu'une moyenne de cinq essais validés était recommandée pour avoir une mesure fiable des angles de la hanche et du genou lors d'une réception de saut (45). Néanmoins, notre étude est différente de celles citées, car elle met en jeu une fatigue musculaire. Ne connaissant pas les capacités de récupération des sujets, nous redoutions que le muscle récupère avant la fin du passage des cinq essais. De ce fait, nous avons utilisé trois essais avant et trois essais après le protocole de fatigue.

4.4.3. Interprétation des résultats

Aucune différence statistiquement significative n'a été observée sur l'alignement du MI d'appui à la réception de tirs en extension en intervenant sur le contrôle musculaire du GF. Le GF n'est pas le seul muscle de la hanche pouvant potentiellement s'opposer au mouvement de valgus de genou. Des études, comme celle de Maniar et coll. (2018), ont montré que le MF contribuerait à s'opposer à ce mouvement lors de la réception de sauts unipodaux (27). Ces deux muscles sont souvent comparés lors d'études sur l'alignement du MI à la réception de sauts. Les études comparant la force maximale développée par MVC et/ou le recrutement de ces muscles par électromyographie, lors de sauts, mettent en avant généralement l'un de ces deux muscles par rapport à l'autre (20,22,26,27,46). Notre étude pourrait être centrée sur le MF en adaptant le protocole d'échauffement et la position sur le *Leg Control*, afin de comparer les résultats trouvés après fatigue du muscle MF à ceux trouvés après fatigue du GF. Cela permettrait d'analyser si un déficit de contrôle du MF aurait davantage d'impact sur l'alignement du MI qu'un déficit de contrôle du GF.

Nous ne pouvons pas conclure que la fatigue du muscle GF n'a pas d'impact sur les mouvements du genou et de la hanche à la réception d'un saut, car les tests ont été effectués sur un faible échantillon. Nous ne pouvons pas non plus ouvrir sur une tendance qui se démarquerait, car les résultats des sujets sont disparates. Sur les quatre sujets testés pour les mouvements du genou et de la hanche dans le plan frontal, les angles de valgus de genou et d'adduction de hanche ont en moyenne diminué pour deux sujets, augmenté pour un sujet et sont restés stables pour un sujet. Sur les huit sujets testés pour la flexion de genou, elle a en

moyenne diminué pour trois sujets, augmenté pour trois sujets et est restée stable pour deux sujets. Comparer nos résultats en réalisant cette étude sur un échantillon plus grand serait intéressant.

4.5. Analyse de la corrélation entre le valgus de genou et l'adduction de hanche

Au vu des résultats, la réflexion doit se porter sur la plausibilité du lien entre le contrôle musculaire du GF et l'alignement du MI à la réception d'un saut unipodal. Nous développerons ce point dans cette partie, qui traite du lien entre les mouvements de valgus de genou et d'adduction de hanche. Aucune corrélation n'a été identifiée entre les angles de flexion et de valgus de genou, alors qu'une corrélation a été constatée entre les mouvements du genou et de la hanche dans le plan frontal, à la réception des tirs en extension.

4.5.1. Analyse des résultats

Une forte corrélation linéaire positive a été établie entre les angles de valgus de genou et d'adduction de hanche ($r = 0,89$). De ce fait, l'augmentation ou la diminution de l'un des angles entraîne respectivement l'augmentation ou la diminution de l'autre angle lors de la réception.

4.5.2. Interprétation des résultats

En introduction, nous avons défini le « valgus dynamique » comme étant une association de mouvements dans le plan transversal et frontal de la hanche et du genou (adduction et rotation interne de hanche, valgus de genou et rotation externe du tibia) (22–24). Les résultats de notre étude vont dans le sens de cette définition et montrent un lien entre le mouvement de valgus de genou et d'adduction de hanche à la réception de tirs en extension.

Néanmoins, le lien de corrélation ne nous permet pas d'établir un lien de causalité entre ces mouvements. L'augmentation du mouvement d'adduction de hanche est-il à l'origine de l'augmentation du valgus de genou, ou est-ce le contraire ? Par ailleurs, il ne nous est pas possible de définir les mécanismes favorisant ces mouvements et ceux pouvant s'y opposer.

À la réception d'un saut unipodal, les contraintes descendantes, provoquées par l'acceptation progressive de la masse corporelle sur le MI d'appui, sont d'abord transmises à la hanche. Nous émettons l'hypothèse que la perturbation de l'alignement du MI commence par des mouvements de la hanche et est suivie par des mouvements au niveau du genou. Cela reviendrait à dire que l'adduction de hanche conditionnerait le mouvement de valgus de genou. Plus le mouvement d'adduction de hanche serait important, plus le valgus de genou augmenterait. Une grande amplitude d'adduction de hanche, à la réception d'un tir en extension, serait donc un facteur de risque des ruptures sans contact du LCA.

Le contrôle de ce mouvement pourrait être un axe de prévention de ces ruptures. Comprendre la cinématique du corps, les facteurs favorisant ou s'opposant à certains mouvements traumatisants est un moyen d'orienter les axes de prévention des blessures dans le milieu sportif. De par sa formation, le masseur-kinésithérapeute dispose des compétences nécessaires pour être acteur de la prévention des facteurs de risque des lésions ostéo-ligamentaires, et notamment des lésions du LCA (47).

Les muscles de la hanche ont pour rôle de répartir convenablement les contraintes descendantes au MI d'appui. Un échec du contrôle de ces muscles entraînerait une répartition altérée des contraintes et une mauvaise stabilisation des mouvements de la hanche lors de la phase de réception. En fonction de la qualité de la transmission des contraintes par les muscles de la hanche, le mouvement d'adduction de hanche pourrait augmenter et, par conséquent, provoquer une augmentation du valgus de genou. Nous avons tenté par cette étude d'observer si un déficit du contrôle musculaire du GF favoriserait un déplacement de la hanche en adduction, entraînant une augmentation du valgus de genou. L'absence de différence significative entre les angles mesurés avant et après protocole de fatigue ne nous permet pas de conclure à un impact de la fatigue du GF dans la stabilisation des mouvements de la hanche et du genou dans le plan frontal.

Comme évoqué précédemment, cette constatation peut être due, soit à l'absence d'une réelle action du muscle GF dans le contrôle de ces mouvements (dans ce cas, il serait intéressant de réaliser cette étude sur d'autres muscles de la hanche, comme le MF), soit au faible échantillonnage.

La troisième hypothèse est que la fatigue provoquée sur le muscle GF n'était pas assez importante pour réaliser un déséquilibre entre les muscles abducteurs et adducteurs de hanche et donc perturber la stabilisation de la hanche dans le plan frontal à la réception des sauts. Padua et coll. (2012) ont montré, sur 37 sujets, que les participants réalisant des squats avec des valgus plus importants présentaient une activation quatre fois supérieure des adducteurs de hanche par rapport aux abducteurs (GF, MF) (22). Même si le muscle GF a montré une différence significative de force lors des essais post-protocole de fatigue, le risque est que cette fatigue n'était pas assez prononcée pour engendrer un déséquilibre du contrôle musculaire de la hanche, au profit des adducteurs, lequel aurait favorisé le déplacement de la hanche en adduction et donc le valgus de genou. Yoon et coll. (2007) ont montré qu'un protocole de fatigue consistant à maintenir une contraction à 20 % de la force maximale mesurée était associé à une diminution de la force musculaire plus importante qu'à 80 % (de $14,3 \pm 9.9$ % contre $5,1 \pm 4.3$ %). Toutefois, le protocole était beaucoup plus long à 20 % de la force maximale par rapport à 80 % (durée égale à $10,6 \pm 2,0$ min pour les hommes et $17,0 \pm 8,7$ min pour les femmes, contre $25,0 \pm 6,5$ sec pour les hommes et $24,3 \pm 6,6$ sec pour les femmes) (40).

Enfin, nous avons orienté notre étude sur l'impact des contraintes descendantes sur l'alignement du genou. C'est pour cette raison que notre critère d'intervention était un muscle proximal, se situant au niveau de la ceinture pelvienne, au plus près de la transmission des contraintes provenant du haut du corps. Toutefois, le valgus de genou est sûrement influencé par un ensemble de contraintes descendantes et ascendantes. En effet, à la réception d'un saut, le corps subit également des contraintes ascendantes provenant du sol, notamment la force de réaction du sol. Les premières articulations soumises à cette dernière sont celles du pied et de la cheville. Selon la littérature, le positionnement des articulations les plus distales et le recrutement musculaire de la jambe du MI d'appui impactent les articulations sus-jacentes (22,25,27). Dans ce cas, à la réception des tirs en extension, les mouvements du genou seraient impactés par le positionnement du pied et de la cheville, par le recrutement des muscles de la jambe et leur capacité d'absorption des contraintes. Ces mouvements pourraient se répercuter sur ceux de la hanche. En suivant cette réflexion, une fatigue des abducteurs de hanche ne serait pas la cause d'un déplacement de la hanche en adduction lors de la réception, mais l'amélioration de leur contrôle pourrait contribuer à limiter le défaut d'alignement du MI d'appui (22).

Les mouvements d'adduction de hanche et de valgus de genou ont un impact l'un sur l'autre. Cette observation nous amène à réfléchir au lien de causalité, aux mécanismes pouvant intervenir sur ces mouvements, à leur degré d'implication et d'émettre des hypothèses, mais ne permettent pas de les démontrer et de comprendre réellement les influences que subissent ces mouvements. À la réception des tirs en extension, le contrôle de l'adduction de hanche pourrait être un axe d'intervention pour prévenir les ruptures sans contact du LCA. Les prochaines études menées devront prendre ce point en considération, afin de lever certaines incertitudes sur la survenue du valgus du genou et d'apporter des réponses précises quant au fonctionnement biomécanique de cette chaîne causale.

4.6. Perspectives d'approfondissement

Dans cette étude, nous n'avons pas analysé de façon isolée les mouvements dans le plan transversal de la hanche et du genou. Ainsi, nous ne pouvons pas évaluer leur impact sur les valeurs d'angles d'adduction de hanche et de valgus de genou. Lorsque le pied est fixé au sol, un déplacement en adduction de hanche est sûrement accompagné d'une rotation interne de hanche. Ortiz et coll. (2016) ont comparé la méthode d'évaluation en deux dimensions à celle en trois dimensions pour la mesure de l'angle de valgus de genou lors de sauts et de changements de direction. Ils ont remarqué que la corrélation des angles de valgus trouvés en deux dimensions et en trois dimensions était faible à modérée. Wilson et coll. (2008) ont fait une constatation similaire entre ces deux méthodes d'analyse. Ortiz et coll. ont émis l'hypothèse que les différences trouvées entre ces deux méthodes étaient probablement dues à l'influence des mouvements de la hanche et du genou dans le plan transversal (23,24).

En suivant ce principe, nous émettons l'hypothèse que le valgus de genou pourrait être impacté par une augmentation du mouvement de rotation interne de hanche et de rotation externe de tibia lors d'une réception de saut. Il serait alors légitime d'interroger les rotateurs externes de hanche, comme le muscle GF.

Différentes études ont également abordé l'impact des mouvements de hanche dans le plan sagittal sur la stabilisation du genou dans le plan frontal, à la réception de sauts (20,21). L'analyse du mouvement de la hanche dans ce plan pourrait être intéressante.

5. CONCLUSION

Les ruptures sans contact du LCA sont fréquentes dans les sports de pivot, comme le handball. Elles se produisent souvent lors d'un changement de direction ou à la réception d'un saut. Les athlètes féminines sont particulièrement sujettes à ces traumatismes. Cette prédisposition peut s'expliquer en partie par l'analyse de leur stratégie de réception à la suite d'un saut. Elles se réceptionnent notamment avec des valgus de genou plus importants que la population masculine ; facteur de risque des ruptures sans contact du LCA. De ce fait, limiter le valgus de genou à la réception d'un saut est un axe de prévention des ruptures sans contact du LCA.

Notre étude consistait à investiguer les facteurs biomécaniques pouvant favoriser le valgus de genou à la réception d'un tir en extension au handball. Pour y parvenir, nous avons réalisé une analyse cinématique en trois dimensions du MI d'appui de jeunes handballeuses, avant et après protocole de fatigue réalisé sur le muscle GF. Cette analyse cinématique nous a permis de comparer des mesures d'angles dans le plan frontal et sagittal du genou et dans le plan frontal de la hanche, avec et sans fatigue du muscle GF.

Les participantes se réceptionnaient en valgus de genou et en adduction de hanche sur l'ensemble de leurs essais (seul un essai post-protocole de fatigue d'une participante s'est effectué en rectitude de hanche). Aucune différence significative n'est ressortie de la comparaison des angles de valgus, de flexion de genou et d'adduction de hanche entre les essais avec et sans fatigue du GF. Nous n'avons pas montré de lien de corrélation significatif entre les angles de flexion et de valgus de genou à la réception des sauts. Néanmoins, une forte corrélation positive a été démontrée entre les angles d'adduction de hanche et de valgus de genou. Agir sur l'amplitude de l'un de ces mouvements permet d'agir sur l'autre.

Nous émettons l'hypothèse que ce sont majoritairement les contraintes descendantes qui affectent le positionnement de la hanche (augmentation de l'adduction de hanche) et qui, lui-même, se répercuterait sur le positionnement du genou dans le plan frontal (augmentation du valgus de genou). De ce fait, intervenir sur les facteurs limitant le mouvement d'adduction de hanche pourrait réduire le valgus de genou et prévenir les ruptures sans contact du LCA à la réception de tirs en extension. L'amélioration du contrôle musculaire des mouvements de hanche et, notamment, de l'adduction de hanche pourrait être une perspective de prévention

de ces ruptures. Notre étude n'a pas prouvé que le muscle GF pouvait impacter la stabilisation de la hanche et du genou à la réception de tirs en extension. Toutefois, nous n'excluons pas la possibilité d'obtenir d'autres résultats en réalisant cette étude sur un échantillon plus grand. Le GF n'est pas le seul muscle pouvant potentiellement s'opposer à ce mouvement. D'autres muscles au niveau de la hanche pourraient être testés, comme le MF.

L'analyse des contraintes ascendantes, des mouvements du pied de la cheville dans les différents plans et du recrutement musculaire de la jambe pourrait être une piste de recherche, tout comme l'analyse des mouvements la hanche et du genou dans le plan transversal et leurs liens de corrélation avec le valgus de genou, à la réception d'un tir en extension.

BIBLIOGRAPHIE

1. Benjaminse A, Postma W, Janssen I, Otten E. Video feedback and 2-dimensional landing kinematics in elite female handball players. *J Athl Train.* nov 2017;52(11):993-1001.
2. Rodineau J. Le ligament croisé antérieur : de la rupture à l'arthrose : 30^{ème} journée de traumatologie du sport de la Pitié-Salpêtrière. Issy-les-Moulineaux: Elsevier Masson; 2012. 256 p. ISBN : 978-2-294-72966-9
3. Fink C, Hoser C, Hackl W, Navarro RA, Benedetto KP. Long-term outcome of operative or nonoperative treatment of anterior cruciate ligament rupture - Is sports activity a determining variable ? *Int J Sports Med.* mai 2001;22(4):304-9.
4. HAS. Critères de suivi en rééducation et d'orientation en ambulatoire ou en soins de suite ou de réadaptation après ligamentoplastie du croisé antérieur du genou - Recommandations de bonne pratique [Internet]. 2008. [cité le 1 sept 2019]. Disponible sur: https://www.has-sante.fr/jcms/c_639105/fr/criteres-de-suivi-en-reeducation-et-d-orientation-en-ambulatoire-ou-en-soins-de-suite-ou-de-readaptation-apres-ligamentoplastie-du-croise-anterieur-du-genou
5. Tamalet B, Rochcongar P. Épidémiologie et prévention de la rupture du ligament croisé antérieur du genou. *Rev Rhum Monogr.* avr 2016;83(2):103-7.
6. Eberle R, Heinrich D, van den Bogert AJ, Oberguggenberger M, Nachbauer W. An approach to generate noncontact ACL-injury prone situations on a computer using kinematic data of non-injury situations and Monte Carlo simulation. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* janv 2019;22(1):3-10.
7. Myklebust G, Maehlum S, Engebretsen L, Strand T, Solheim E. Registration of cruciate ligament injuries in Norwegian top level team handball. A prospective study covering two seasons. *Scand J Med Sci Sports.* 1997;7(5):289-92.

8. Myklebust G, Maehlum S, Holm I, Bahr R. A prospective cohort study of anterior cruciate ligament injuries in elite Norwegian team handball. *Scand J Med Sci Sports*. juin 1998;8(3):149-53.
9. Olsen OE, Myklebust G, Engebretsen L, Bahr R. Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: A systematic video analysis. *Am J Sports Med*. juin 2004;32(4):1002-12.
10. Numata H, Nakase J, Kitaoka K, Shima Y, Oshima T, Takata Y, et al. Two-dimensional motion analysis of dynamic knee valgus identifies female high school athletes at risk of non-contact anterior cruciate ligament injury. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. févr 2018;26(2):442-7.
11. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS, Colosimo AJ, McLean SG, et al. 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*. avr 2005;33(4):492-501.
12. Kapandji AI. Anatomie fonctionnelle - Tome 2 : Membre inférieur. 6ème édition. Paris: Maloine; 2009. 309 p. ISBN : 978-2-224-03214-2
13. Russell KA, Palmieri RM, Zinder SM, Ingersoll CD. Sex differences in valgus knee angle during a single-leg drop jump. *J Athl Train*. juin 2006;41(2):166-71.
14. Prodromos CC, Han Y, Rogowski J, Joyce B, Shi K. A meta-analysis of the incidence of anterior cruciate ligament tears as a function of gender, sport, and a knee injury–reduction regimen. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg*. déc 2007;23(12):1320-5.
15. Bencke J, Aagaard P, Zebis MK. Muscle activation during ACL injury risk movements in young female athletes: A narrative review. *Front Physiol*. mai 2018;9(445).
16. Beynnon BD, Vacek PM, Newell MK, Tourville TW, Smith HC, Shultz SJ, et al. The effects of level of competition, sport, and sex on the incidence of first-time noncontact anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med*. août 2014;42(8):1806-12.

17. Dufour M, Pillu M. Biomécanique fonctionnelle: rappels anatomiques, stabilités, mobilités, contraintes: membres, tête, tronc. Paris: Masson; 2014. 568 p. ISBN : 978-2-294-01321-8
18. Dufour M. Anatomie de l'appareil locomoteur - Tome 1: Membre inférieur. Issy-les-Moulineaux: Elsevier Masson; 2015. 543 p. ISBN : 978-2-294-74502-7
19. Klein P, Sommerfeld P. Biomécanique des membres inférieurs: bases et concepts, bassin, membres inférieurs. Issy-les-Moulineaux: Elsevier Masson; 2008. 464 p. ISBN : 978-2-84299-708-3
20. Pollard CD, Sigward SM, Powers CM. Limited hip and knee flexion during landing is associated with increased frontal plane knee motion and moments. Clin Biomech. févr 2010;25(2):142-6.
21. Leppänen M, Pasanen K, Krosshaug T, Kannus P, Vasankari T, Kujala UM, et al. Sagittal plane hip, knee, and ankle biomechanics and the risk of anterior cruciate ligament injury: A prospective study. Orthop J Sports Med. déc 2017;5(12).
22. Padua DA, Bell DR, Clark MA. Neuromuscular characteristics of individuals displaying excessive medial knee displacement. J Athl Train. oct 2012;47(5):525-36.
23. Ortiz A, Rosario-Canales M, Rodríguez A, Seda A, Figueroa C, Venegas-Ríos H. Reliability and concurrent validity between two-dimensional and three-dimensional evaluations of knee valgus during drop jumps. Open Access J Sports Med. mai 2016;(7):65-73.
24. Willson JD, Davis IS. Utility of the frontal plane projection angle in females with patellofemoral pain. J Orthop Sports Phys Ther. oct 2008;38(10):606-15.
25. Koga H, Nakamae A, Shima Y, Bahr R, Krosshaug T. Hip and ankle kinematics in noncontact anterior cruciate ligament injury situations: Video analysis using model-based image matching. Am J Sports Med. févr 2018;46(2):333-40.
26. Cronin B, Johnson ST, Chang E, Pollard CD, Norcross MF. Greater hip extension but not hip abduction explosive strength is associated with lesser hip adduction and knee valgus motion during a single-leg jump-cut. Orthop J Sports Med. avr 2016;4(4).

27. Maniar N, Schache AG, Sriharan P, Opar DA. Non-knee-spanning muscles contribute to tibiofemoral shear as well as valgus and rotational joint reaction moments during unanticipated sidestep cutting. *Sci Rep.* juin 2018;8(1).
28. St Clair Gibson A. Evidence for complex system integration and dynamic neural regulation of skeletal muscle recruitment during exercise in humans. *Br J Sports Med.* déc 2004;38(6):797-806.
29. Gandevia SC. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiol Rev.* janv 2001;81(4):1725-89.
30. Gandevia SC. *Fatigue: neural and muscular mechanisms.* New York: Plenum Press; 1995. 541 p. ISBN : 978-0-306-45139-3
31. Babault N, Desbrosses K, Fabre M-S, Michaut A, Pousson M. Neuromuscular fatigue development during maximal concentric and isometric knee extensions. *J Appl Physiol.* mars 2006;100(3):780-5.
32. Jeffreys I. Warm up revisited – the ‘ramp’ method of optimising performance preparation. *Uksca.* janv 2007;6:15-9.
33. Marcadet DM. Peut-on interpréter un test d’effort sous-maximal ? *Réal Cardiol.* déc 2011;282:36-38
34. OMS. Qu’entend-on par activité physique modérée ou intense ? [Internet]. [cité le 1 sept 2019].
Disponible sur: https://www.who.int/dietphysicalactivity/physical_activity_intensity/fr/
35. Tofari PJ, Opar DA, Kemp JG, Billaut F, Cormack S. Reliability of measures of quadriceps muscle function using magnetic stimulation. *Muscle Nerve.* mai 2016;53(5):770-8.
36. Place N, Maffiuletti NA, Martin A, Lepers R. Assessment of the reliability of central and peripheral fatigue after sustained maximal voluntary contraction of the quadriceps muscle. *Muscle Nerve.* avr 2007;35(4):486-95.
37. Worrell TW, Karst G, Adamczyk D, Moore R, Stanley C, Steimel B, et al. Influence of joint position on electromyographic and torque generation during maximal voluntary isometric

contractions of the hamstrings and gluteus maximus muscles. *J Orthop Sports Phys Ther.* déc 2001;31(12):730-40.

38. Frank B, Bell DR, Norcross MF, Blackburn JT, Goerger BM, Padua DA. Trunk and hip biomechanics influence anterior cruciate loading mechanisms in physically active participants. *Am J Sports Med.* nov 2013;41(11):2676-83.
39. BiostaTGV - Statistiques en ligne [Internet]. [cité le 28 avr 2020]. Disponible sur: <http://biostatgv.sentiweb.fr/>
40. Yoon T, Schlinder Delap B, Griffith EE, Hunter SK. Mechanisms of fatigue differ after low- and high-force fatiguing contractions in men and women. *Muscle Nerve.* oct 2007;36(4):515-24.
41. Del Vecchio A, Casolo A, Negro F, Scorcelletti M, Bazzucchi I, Enoka R, et al. The increase in muscle force after 4 weeks of strength training is mediated by adaptations in motor unit recruitment and rate coding. *J Physiol.* avr 2019;597(7):1873-87.
42. Meyer JP. Évaluation subjective de la charge de travail : utilisation des échelles de Borg. *RST.* sept 2014;33(139):105-22.
43. Neyroud D, Cheng AJ, Bourdillon N, Kayser B, Place N, Westerblad H. Muscle fatigue affects the interpolated twitch technique when assessed using electrically-induced contractions in human and rat muscles. *Front Physiol.* juin 2016;7(252).
44. Merton PA. Voluntary strength and fatigue. *J Physiol.* mars 1954;123(3):553-64.
45. Ortiz A, Olson S, Libby CL, Kwon Y-H, Trudelle-Jackson E. Kinematic and kinetic reliability of two jumping and landing physical performance tasks in young adult women. *North Am J Sports Phys Ther.* mai 2007;2(2):104-12.
46. Nguyen AD, Shultz SJ, Schmitz RJ, Luecht RM, Perrin DH. A preliminary multifactorial approach describing the relationships among lower extremity alignment, hip muscle activation, and lower extremity joint excursion. *J Athl Train.* juin 2011;46(3):246-56.

47. Ordre MK. Le référentiel de la profession [Internet]. 2013. [cité le 20 avr 2020]. Disponible sur: <http://www.ordremk.fr/actualites/ordre/le-referentiel-du-masseur-kinesitherapeute-et-du-masseur-kinesitherapeute-osteopathe/>

ANNEXES

ANNEXE I : Note d'information à destination des participantes de l'étude

ANNEXE II : Formulaire de consentement éclairé

ANNEXE III : Fiche de suivi

ANNEXE IV : Schéma des dimensions du saut

ANNEXE V : Tableau descriptif des participantes

ANNEXE I : Note d'information à destination des participantes de l'étude



NOTE D'INFORMATION À DESTINATION DES PARTICIPANTES DE L'ÉTUDE

Intitulé de l'étude (sujet à modification) :

Analyse cinématique en trois dimensions du membre inférieur d'appui de jeunes handballeuses, à la réception de tirs en extension, avant et après protocole de fatigue du muscle grand fessier

Investigatrice : Madame **CHEHAIBOU Emma**, étudiante en 4^{ème} année de masso-kinésithérapie à l'Institut Lorrain de Formation en Masso-Kinésithérapie (ILFMK) à Nancy.

- **Mail** : /
- **Tél.** : /

Sous la supervision du : Docteur **CASTERAN Matthieu**, Maître de conférences à l'Université de Lorraine.

- **Mail** : /

Contexte : Les blessures au genou font partie des traumatismes les plus fréquents au handball. Les ruptures du ligament croisé antérieur du genou sont une part très importante de ces blessures. Des constatations ont été faites :

- Les ruptures du ligament croisé antérieur du genou touchent davantage les femmes par rapport aux hommes (prévalence 2 à 9 fois supérieure en fonction des études).
- Le handball se révèle être le sport avec la plus grande différence de prévalence de ces blessures entre les sexes. Il semblerait que ce phénomène soit majoritairement présent chez les athlètes pratiquant une activité physique plus de quatre fois par semaine.
- Dans 70 % des cas, la blessure a lieu sans contact, c'est-à-dire sans l'intervention d'une force extérieure, lors d'un changement de direction ou à la réception d'un saut.
- Les femmes sont davantage concernées par les ruptures sans contact du ligament croisé antérieur du genou que les hommes.

Ce sont ces mêmes raisons qui nous poussent à solliciter la participation d'athlètes féminines pratiquant le handball.

Le valgus de genou est un des facteurs de risque des ruptures sans contact du ligament croisé antérieur à la réception de sauts. Selon la littérature, les muscles fessiers pourraient jouer un rôle dans le contrôle de ce mouvement et participer à la protection de ce ligament. Néanmoins, aucun consensus n'a encore été établi.

Objectif : L'objectif de ce mémoire de fin d'études est d'analyser si la fatigue du muscle grand fessier est associée à une augmentation du valgus de genou du membre inférieur d'appui la réception de tirs en extension.

Méthodologie : Pour y répondre, nous utiliserons une analyse du mouvement en trois dimensions et un outil de mesure de la force en isométrique. Notre méthodologie n'utilisera pas de dispositif invasif. Seuls des marqueurs sphériques seront positionnés au niveau de repères anatomiques, maintenus par du sparadrap.



Le protocole sera constitué de 8 étapes :

1. L'inclusion de la participante dans l'étude après la distribution d'une **note d'information** et la signature du **formulaire de consentement**.
2. Un **échauffement d'une vingtaine de minutes**, afin de préparer physiquement et convenablement la participante.
3. L'**évaluation de la force maximale du muscle grand fessier** (du membre inférieur d'appui utilisé lors d'un tir en extension) avec un outil de mesure de force en isométrique.
4. L'analyse **en trois dimensions et en statique** de la position spontanée de la participante.
5. Les **enregistrements cinématiques en trois dimensions des tirs en extension**.
6. Un **protocole de fatigue réalisé sur le muscle grand fessier** du membre inférieur d'appui, en utilisant l'outil de mesure de la force en isométrique évoqué précédemment ; le but étant de réaliser un mouvement d'extension de hanche jusqu'à l'observation d'une diminution significative de la force du muscle grand fessier.
7. La **répétition des enregistrements cinématiques** des tirs en extension.
8. La **réévaluation de la force du muscle grand fessier**, afin de s'assurer qu'il était bien fatigué pendant les enregistrements cinématiques post-protocole de fatigue.

Nous voulons principalement comparer les mouvements du genou, dans les plans frontal et sagittal, et de la hanche dans le plan frontal du membre inférieur d'appui lors de la réception des tirs en extension, avant et après protocole de fatigue du muscle grand fessier. L'hypothèse principale est qu'une fatigue du muscle grand fessier est associée à une augmentation de l'amplitude d'adduction de hanche et, par conséquent, à une augmentation de l'amplitude de valgus de genou.

Matériel nécessaire : Nous vous demandons de venir avec un short de sport, un t-shirt de sport, une brassière de sport et les baskets que vous mettez habituellement aux matches.

Temps de présence : L'ensemble des tests se fera sur une session durant environ une heure.

Lieu des tests : UFR SciFA de l'Université de Lorraine, département STAPS du Campus Bridoux (Rue du Général Delestraint 57070 Metz).

Droits de la participante :

- Droit à avoir accès aux résultats finaux, demandés directement à l'investigatrice ou au superviseur de l'étude ;
- Droit de refuser de participer à la recherche ou de retirer son consentement à tout moment, sans justification et sans conséquence ;
- Droit à avoir des réponses claires et précises à toutes ses questions.

Indemnités : Aucune indemnisation n'est envisageable au cours de l'étude, ni pour l'investigatrice, ni pour les participantes.

Risques et contraintes : Essoufflement, fatigue, douleurs musculaires à la suite du protocole de fatigue.

Toutes les données **seront anonymisées, confidentielles** et utilisées strictement dans le cadre de l'étude et de la réalisation du mémoire de fin d'études.

Code de la Santé Publique. Article L1122-1-1. Chapitre II : Information de la personne qui se prête à une recherche impliquant la personne humaine et recueil de son consentement. Consulté le 02/10/2019 sur :

<https://www.legifrance.gouv.fr/affichCodeArticle.do?idArticle=LEGIARTI000032722892&cidTexte=LEGITEXT000006072665&dateTexte=20161231>

ANNEXE II : Formulaire de consentement éclairé

**FORMULAIRE DE RECUEIL DE CONSENTEMENT ÉCLAIRÉ
POUR LA PARTICIPATION À UN PROTOCOLE DE RECHERCHE**

Intitulé de l'étude (sujet à modification)

**Analyse cinématique en trois dimensions du membre inférieur d'appui
de jeunes handballeuses, à la réception de tirs en extension,
avant et après protocole de fatigue du muscle grand fessier**

Questionnaire pré-protocole

Critères d'inclusion

	OUI	NON
Êtes-vous affiliée à un régime de sécurité sociale ?		
Avez-vous une vision normale (sans troubles visuels) ou corrigée (par des lunettes, lentilles de contact, etc.) ?		

Critères de non-inclusion

	OUI	NON
Avez-vous des antécédents traumatiques au niveau des genoux (entorse, fracture, luxation, etc.) ?		
Avez-vous souffert d'une blessure au niveau des membres inférieurs ou de la ceinture pelvienne au cours de ces six derniers mois ?		
Avez-vous déjà subi une opération chirurgicale au niveau des membres inférieurs ou de la ceinture pelvienne ?		
Avez-vous suivi un protocole de recherche de ce type au cours de ces six derniers mois ?		
Avez-vous été diagnostiquée d'une pathologie neurologique (centrale ou périphérique) ?		
Avez-vous des troubles vestibulaires ou une pathologie pouvant altérer l'équilibre ?		

- Effort intense et inhabituel dans les 24 heures avant les tests
- Participation à une compétition dans les 48 heures avant les tests

Vos coordonnées

Nom _____

Prénom _____

Adresse _____

Date de naissance _____ / _____ / _____

Numéro de sécurité sociale _____

*(numéro inscrit sur votre carte vitale)*Investigatrice

- Madame **CHEHAIBOU Emma**, étudiante en 4^{ème} année de masso-kinésithérapie à l'Institut Lorrain de Formation en Masso-Kinésithérapie (ILFMK) à Nancy.
- **Mail** : /
- **Tél.** : /

Sous la supervision du : Docteur **CASTERAN Matthieu**, Maître de conférences à l'Université de Lorraine.

- **Mail** : /

Partie à remplir par la participante

Après avoir reçu de manière orale et écrite toutes les informations précisant les modalités de déroulement de cette étude ;

(IMPORTANT : J'ai bien lu la note d'information : oui / non)

Après avoir eu des réponses claires et précises à toutes mes questions pour une compréhension totale de la note d'information ;

Après avoir disposé d'un délai de réflexion suffisant avant de prendre ma décision ;

Étant consciente que je peux refuser ou interrompre ma participation à l'étude, à tout moment, sans justification, sans conséquence et sans supporter aucune responsabilité,

Je, soussignée, Madame _____, accepte librement et volontairement ma participation à cette étude selon les conditions décrites dans la note d'information.

J'atteste être affiliée à un régime de sécurité sociale et de conserver un exemplaire de la note d'information et du présent formulaire de consentement.

- J'accepte d'être prise en photo durant l'étude, afin d'illustrer la production écrite, en sachant que les photos seront consultables, floutées, anonymisées et que je peux changer d'avis à tout moment.
- Je n'accepte pas d'être prise en photo durant l'étude.

Toutes les informations et les données récoltées seront anonymisées et resteront strictement confidentielles, à l'exception des personnes qui traiteront les informations dans le plus strict respect du cadre de l'étude.

Je pourrai, à tout moment, demander toute information complémentaire à l'investigatrice ou au superviseur de l'étude et consulter mes données personnelles récoltées lors de l'étude.

Cet accord ne décharge en rien les organisateurs de l'étude de leur responsabilité.

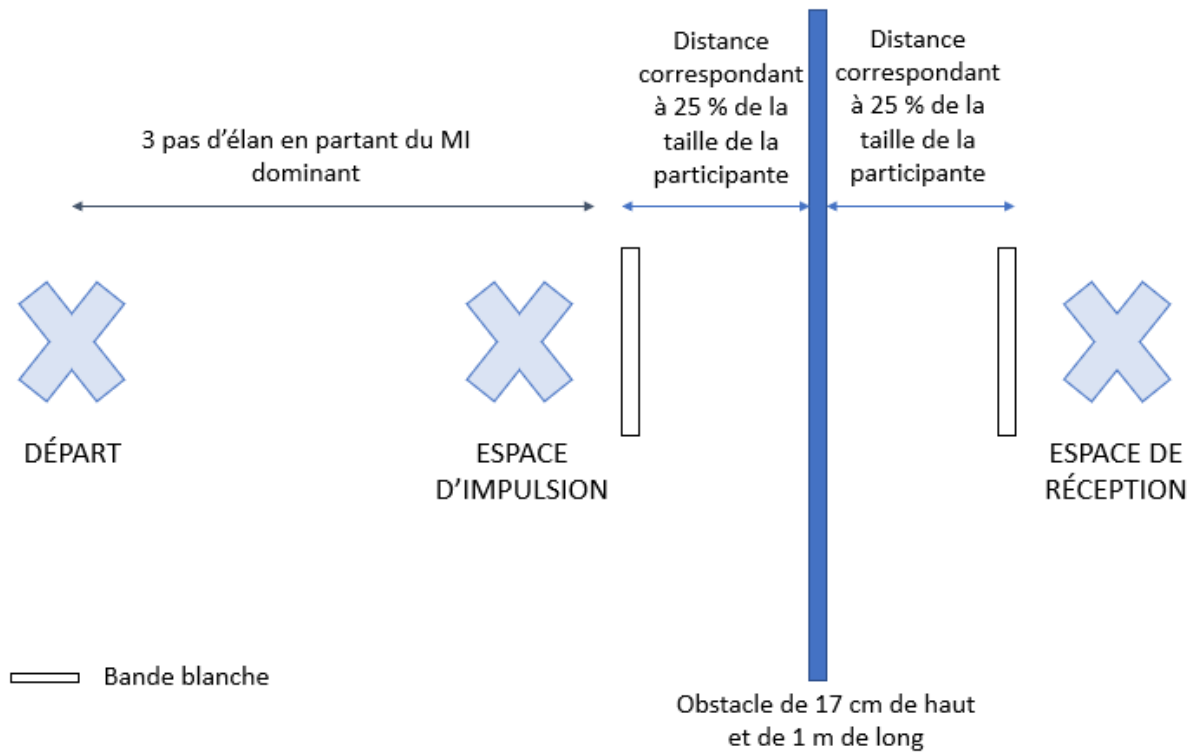
Si vous souhaitez recevoir le document écrit final, vous pouvez nous communiquer votre adresse mail _____

Partie à remplir par la participante	
Nom _____	
Prénom _____	
Date et Lieu _____	
Signature précédée de la mention « Lu et Approuvé »	
Partie à remplir par l'investigatrice	Partie à remplir par le superviseur
Nom _____	Nom _____
Prénom _____	Prénom _____
Date et Lieu _____	Date et Lieu _____
Signature	Signature

ANNEXE III : Fiche de suivi

Nom			
Prénom			
Âge			
Taille			
	50 % de la taille		25 % de la taille
Poids			
	10 % du poids du corps		
- Club - Niveau - Temps de pratique			
Poste de jeu			
Membre inférieur dominant			
Membre supérieur dominant			
Leviers	A = B =		
Force maximale pré-protocole			60 %
			80 %
Force maximale post-protocole			
Remarques			

ANNEXE IV : Schéma des dimensions du saut



ANNEXE V : Tableau descriptif des participantes

Échantillon n = 8

Sujet	Âge (ans)	Taille (cm)	Poids (kg)	IMC (kg/m ²)	Temps de pratique en club (ans)	Niveau de compétition	Poste de jeu	MI dominant
1	18,0	163,0	50,0	18,8	10,0	Régional	Ailière gauche	Gauche
2	18,0	166,0	57,0	20,7	10,0	Régional	Arrière droite	Gauche
3	23,0	162,0	55,0	21,0	12,0	National 3	Ailière gauche	Gauche
4	23,0	173,0	64,0	21,4	9,0	National 3	Arrière gauche	Gauche
5	25,0	159,0	63,0	24,9	16,0	National 3	Ailière D/G	Gauche
6	21,0	164,0	56,0	20,8	11,0	Départemental	Ailière droite	Droit
7	18,0	183,0	74,0	22,1	8,0	National 1	Arrière gauche	Gauche
8	23,0	172,0	62,0	21,0	14,0	National 3	Arrière D/G	Gauche

RÉSUMÉ / ABSTRACT

Analyse cinématique en trois dimensions du membre inférieur d'appui de jeunes handballeuses, à la réception de tirs en extension, avant et après protocole de fatigue du muscle grand fessier

INTRODUCTION : Les lésions sans contact du ligament croisé antérieur (LCA) sont fréquemment rencontrées dans les sports de pivot, comme le handball. Les sportives féminines sont deux à neuf fois plus à risque d'avoir ces lésions que le sexe opposé. Cette prédisposition est due, en partie, à leur stratégie de réception. Elles se réceptionnent notamment avec des valgus de genou prononcés ; facteur de risque des lésions sans contact du LCA. Un déficit de contrôle musculaire du grand fessier (GF) pourrait impacter l'alignement du membre inférieur d'appui à la réception d'un saut unipodal et favoriser le valgus de genou. L'objectif principal de cette étude est de comparer les angles de valgus de genou à la réception de tirs en extension effectués par de jeunes handballeuses, avec et sans fatigue du muscle GF.

MATÉRIEL ET MÉTHODES : Une analyse cinématique en trois dimensions a été réalisée sur le membre inférieur d'appui de huit handballeuses à la réception de tirs en extension (âge compris entre 18 et 25 ans). Elles devaient effectuer six essais validés (trois avant et trois après protocole de fatigue du muscle GF). Un outil d'évaluation de la force en isométrie a permis l'exécution du protocole de fatigue. Trois mouvements ont été comparés : la flexion de genou des huit participantes, le valgus de genou et l'adduction de hanche de quatre participantes. Un modèle linéaire mixte a principalement été utilisé pour les analyses statistiques.

RÉSULTATS : Aucune différence statistiquement significative entre les essais pré- et post-protocole de fatigue n'a été observée pour les angles de valgus de genou, de flexion de genou et d'adduction de hanche. Une forte corrélation linéaire positive a été établie entre les angles de valgus de genou et d'adduction de hanche ($r = 0,89$).

DISCUSSION ET CONCLUSION : Notre étude a montré que les variations des mouvements de valgus de genou et d'adduction de hanche étaient dépendantes l'une de l'autre à la réception d'un tir en extension. Cependant, elle ne nous permet pas de conclure qu'une fatigue du muscle GF a un impact sur le valgus de genou par déficit de contrôle du mouvement d'adduction de hanche. Cette hypothèse ne peut pas être réfutée pour autant, en raison du faible échantillonnage.

Mots clés : *grand fessier, instabilité articulaire, ligament croisé antérieur, mécanisme lésionnel, valgus de genou*

Three-dimensional motion analysis of young female handball players lower limb while landing, before and after gluteus maximus fatigue protocol

INTRODUCTION : Non-contact anterior cruciate ligament (ACL) injuries often occur in pivot sports, like handball. Prevalence of these lesions is two to nine times greater in female population. This predisposition can be attributed in part to their landing strategy. They land with greater knee valgus ; non-contact ACL injuries risk factor. A reduced gluteus maximus (GM) muscular control could impact lower limb alignment during a landing and increase knee valgus. The main purpose of this study is to compare knee valgus angles during the landing after a jump shot, before and after GM fatigue protocol.

MATERIAL AND METHODS : Three-dimensional motion analysis of the lower limb in contact with the ground after a jump shot of eight young female handball players was done (age range : 18-25 y). They had to perform six trials (three before and three after GM fatigue protocol). An isometric strength testing device was used for the fatigue protocol. Three movements were compared : knee flexion of eight participants, knee valgus and hip adduction of four participants. Statistical analyses were performed primarily using a linear mixed model.

RESULTS : No statistically significant difference was found between pre- and post-protocol trials for knee valgus, knee flexion and hip adduction angles. A strong positive linear correlation existed between knee valgus and hip adduction angles ($r = 0,89$).

DISCUSSION AND CONCLUSION : Our study revealed that variations in knee valgus and hip adduction angles were mutually dependants during the landing after a jump shot. We cannot conclude that GM fatigue has an impact on knee valgus because of a reduced control of adduction hip movement. However, this hypothesis cannot be refuted due to the small sample.

Keywords : *gluteus maximus, joint instability, anterior cruciate ligament, injury mechanism, knee valgus*