



HAL
open science

Étude des risques de lésion du ligament croisé antérieur chez la joueuse de sports pivot

Timothée Gillot

► **To cite this version:**

Timothée Gillot. Étude des risques de lésion du ligament croisé antérieur chez la joueuse de sports pivot. Education. Normandie Université, 2019. Français. NNT : 2019NORMR105 . tel-02507353

HAL Id: tel-02507353

<https://theses.hal.science/tel-02507353v1>

Submitted on 13 Mar 2020

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

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

THÈSE

Pour obtenir le diplôme de doctorat

Spécialité STAPS

Préparée au sein de l'Université de Rouen-Normandie

Etude des risques de lésion du ligament croisé antérieur chez la joueuse de sports pivot

Présentée et soutenue par
Timothée GILLOT

Thèse soutenue publiquement le 17 décembre 2019
devant le jury composé de

M. Nicolas FORESTIER	PU, Université de Savoie	Rapporteur
M. Alexandre KUBICKI	PhD, HDR, Laboratoire INSERM U1093	Rapporteur
Mme. Murielle GARCIN	PU, Université de Lille 2	Examineur
Mme. Claire TOURNY	PU, Université de Rouen-Normandie	Directeur de thèse
M. Maxime L'HERMETTE	MCF, Université de Rouen-Normandie	Co-encadrant de thèse

Thèse dirigée par Claire TOURNY et Maxime L'HERMETTE, laboratoire CETAPS, EA 3832



Remerciements

Les travaux présentés dans ce manuscrit de thèse ont été réalisés au sein du laboratoire CETAPS (EA 3832) de l'UFR STAPS de l'Université de Rouen.

Je tiens à remercier tous ceux qui ont participé et contribué à l'aboutissement de ces travaux, et en particulier :

Claire Tourny et Maxime L'Hermette pour avoir été à l'origine de cette thèse, l'avoir dirigée et m'avoir conseillé tout au long de ces trois ans. Merci pour vos soutiens et encouragements quand j'étais au « creux de la vague », vos avis toujours justes et le temps que vous m'avez consacré. Merci Claire d'avoir cru en moi en 2014, tout jeune diplômé, et de m'avoir ouvert les portes du monde universitaire. Je n'aurai pas pu rêver meilleur accompagnement scientifique et personnel.

Nicolas Forestier et Alexandre Kubicki qui me font l'honneur d'être rapporteurs de ce travail, ainsi que Murielle Garcin pour avoir accepté de participer à ce jury de thèse.

Olivier Sirost et Jérémy Coquart pour leur guidance lors de mes comités de suivi.

Gilbert Tersin pour m'avoir permis de mener cette thèse en complément de mes missions à l'IFMK et d'obtenir le soutien du CHU de Rouen-Normandie, ainsi que Nathalie Chastan pour la mise à disposition du laboratoire de marche du service de Neurophysiologie.

L'ensemble des membres du laboratoire CETAPS et notamment de l'Axe Santé pour leur sympathie, leur intérêt pour ma démarche et tous les agréables moments passés avec vous. J'ai une pensée particulière pour Maxime Gilliaux, son dynamisme et nos échanges amicaux lors de la construction des séminaires de recherche en IFMK.

Les équipes du CRMPR Les Herbiers et du Service de Neurophysiologie du CHU de Rouen pour leur accueil, de la DRCI du CHU de Rouen pour leur aide dans les démarches administratives et tout particulièrement Delphine Picoche, Julien Blot et Ali Bounacer. Merci également à André Gillibert pour ses précieux conseils méthodologiques.

L'ensemble des participants aux différents protocoles expérimentaux, qui ont accepté de donner de leur temps et d'en subir les protocoles de fatigue, et Marie, Paul qui m'ont accompagné sur les mesures lors de leur mémoire.

Julien et Héloïse, dont les compétences m'ont été indispensables dans la prise en main du laboratoire de la marche, merci, vous êtes incroyables !

Mes collègues du Pôle Santé Sport et de l'Institut des Métiers de la Rééducation pour leur écoute attentive, leur compréhension, leurs encouragements au cours des trois années. Merci tout particulièrement à Didier et Véronique qui m'ont soutenu et accompagné dans cette voie, et Sylvie, Pierre, Matthias mes collègues de bureau. Conjuguer cette thèse avec mon exercice professionnel n'aurait pas pu se faire sans vous.

Je remercie également tous mes amis, tout le SPA, Laure, Fairuz, Marine, les membres de Dieppe Sail Compétition, la tribu Berthelot dont la présence a été essentielle à mon équilibre au cours de ces années. Ne changez rien !

Je souhaite chaleureusement remercier mes parents, mon frère, ma grand-mère qui m'entourent d'un soutien indéfectible et sans qui il serait impossible de mener à bien ces années denses. Merci pour votre présence, votre soutien, votre éducation et votre amour.

Marine, ce travail n'aurait pas pu exister sans ton soutien sans faille. Tu as su m'épauler, me comprendre et me soutenir par ton pragmatisme malgré les soirées (nuits) de travail. Ton amour, ton bonheur, tes attentions ont illuminé mon quotidien et je ne saurais assez t'en remercier.

Je vous dédie ce travail.

Publications et communication en lien avec les travaux de thèse

Publications dans des revues scientifiques internationales à comité de lecture

Gillot, T., L'Hermette, M., Garnier, T., & Tourny, C. (2019). Effect of Fatigue on Functional Stability of the Knee: Particularities of Female Handball Players. *International Journal of Sports Medicine*, 40(7). <http://doi.org/10.1055/a-0866-9482> (Annexe I).

Communications dans des congrès nationaux

Gillot T., Tourny C., L'Hermette M., Mécanisme et facteurs de risque de lésion du LCA hors contact chez la joueuse de sport pivot : revue narrative. *Congrès International Francophone des Etudiants en Physiothérapie et Kinésithérapie 2018, communication orale avec acte.*

Gillot T., Tourny C., L'Hermette M., Effet de la fatigue musculaire sur la stabilité du genou : particularités de la joueuse de handball. *Congrès National de Médecine et Traumatologie du Sport 2018, Septembre 2018, communication orale sans acte.*

Gillot T., L'Hermette M., Tourny C. Effet de la fatigue musculaire sur la stabilité du genou : particularités de la joueuse de handball. *Journées Francophones de la Kinésithérapie, 2017, communication orale avec acte.*

Conférences données à l'invitation du Comité d'organisation dans un congrès national

Gillot T., Parot De Fontenay B., Rééducation après rupture du LCA : Mythes et réalités, *Journées Francophones de la Kinésithérapie, Février 2019, conférence.*

Publications dans des revues sans comité de lecture

Gillot T., Tourny C., L'Hermette M., Critères de reprise de l'activité physique après chirurgie ligamentaires. *Le Mag de l'institut, IRMSHN. Octobre 2018.*

Diffusion de la recherche

Gillot T., Tourny C., L'Hermette M., Critères de reprise de l'activité sportive après traumatisme du genou. Etat des lieux et évaluation proprioceptive. *Société Normande de Médecine du Sport, Juin 2018, conférence donnée à l'invitation de l'organisateur.*

Gillot T, Tourny C., L'Hermette M., Effet de la fatigue neuromusculaire sur les facteurs de risque biomécaniques de lésion du LCA. Résultats de l'étude Rotab-Iso et présentation du protocole Time To Peak, *Doctoriales du CETAPS, Juin 2018, présentation orale.*

Publications et communication hors travaux de thèse

Publications dans des revues scientifiques internationales à comité de lecture

Boujibar F, Gillibert A, Gravier FE, **Gillot T**, Bonnevie T, Cuvelier A, Baste JM. The preoperative use of staire climbing test to predict postoperative complications in thoracic surgery : a systematic review and meta-analysis. *Soumis, Juillet 2019.*

Combret Y, Medrinal C, Prieur G, Robledo A, **Gillot T**, Gravier FE, Bonnevie T, Bouchra-Lamia P, Le Roux P, Reychler G. Oxygen uptake kinetics are slowed during slight-intensity gait in children and adolescents with cystic fibrosis. *Soumis, Février 2019.*

Communications dans des congrès nationaux

Gillot T, L'Hermette M., Barbier I., Lequerré T. Injections et kinésithérapie précoce pour le traitement de la capsulite rétractile (Protocole INTERACT). *Congrès International Francophone des Etudiants en Physiothérapie et Kinésithérapie, 2016, communication orale avec acte*

Publications dans des revues sans comité de lecture

Gillot T. Le renforcement musculaire : allié des pathologies chroniques ? Le Mag de l'institut, N°13, IRMSHN. Septembre 2016.

Diffusion de la recherche

Gillot T, Tourny C., L'Hermette M., Tests de retour sur le terrain après entorse latérale de cheville. *Soirée Médecine du Sport, Institut Régional de Médecine du Sport, Février 2019, conférence donnée à l'invitation de l'organisateur.*

Liste des abréviations

AE : *Athlete exposure* ;

BPM : Battements par minute ;

CETAPS : Centre d'étude des transformations des activités physiques et sportives ;

CHU : Centre Hospitalier Universitaire ;

CI : Contact initial ;

CMJ : *Counter-movement-jump* ;

CNIL : Commission Nationale de l'Informatique et des Libertés;

COC : Changement de direction homolatéral au pied d'appui (*cross-over cutting*) ;

CPP : Comité de protection des personnes ;

CSP : Code de la santé publique ;

CV : Coefficient de variation ;

DC : Réception de chute suivie d'un changement de direction (*drop cutting*) ;

DJ : Réception de chute suivie d'un saut vertical (*drop-jump*) ;

DL : Réception de chute (*drop-landing*) ;

ES: Taille d'effet (effect size) ;

EMG : Electromyographie ;

EMG-RMS : Racine de la valeur moyenne du carré du signal électromyographique intégrée sur un intervalle de temps (de l'anglais *root mean square*, RMS) ;

FAL : *Fatiguing landing activity* ;

GRF: Force de reaction au sol (*ground reaction force*) ;

HIIP : *High intensity intermittent protocol* ;

HSU : hauteur de saut unipodal ;

IC : Intervalle de confiance ;

iGRF : Aire sous la courbe de vGRF (*impulse*) ;

IJ : Ischio-jambiers ;

IMC : Indice de masse corporelle ;

IRM : Imagerie par résonance magnétique ;

ISS : *Injury Surveillance System* ;

JL : Réception de saut (*jump-landing*) ;

LCA: Ligament croisé antérieur ;

LCP: Ligament croisé postérieur ;

LPSI/RPSI : marqueur de l'épine iliaque postérieure droite et gauche ;

LR : Taux de chargement (*loading rate*) ;

MBIM : *Model based image matching* ;

MeSH : *Medical Subject Headings* ;

MFM : Moment de force maximal ;

MINORS (*Methodological index for non-randomized studies* ;

NCAA : *National Collegiate Athletic Association* ;

NHDS : *National Hospital Discharge Survey* ;

NIHR : Institut National pour la Recherche en Santé (*National Institute for Health Research*) ;

NPT : Moment de force normalisé (*Normalized peak torque*) ;

NS : Non significatif ;

OMS : Organisation Mondiale de la Santé ;

PEO : Population, Exposition, Critère de jugement (*Population, Exposure, Outcome*) ;

PF : Pic de force ;

PRISMA : *Preferred Reporting Items For Systematic Reviews and Meta-Analyses* ;

Q : Quadriceps ;

RCT : Etude randomisée contrôlée (*Randomized Controlled Trial*);

RLCA : Reconstructions du ligament croisé antérieur ;

RM : Charge maximale ;

RPM : Révolutions par minute;

RR : Risque relatif ;

SJ. : Course suivie d'un saut vertical (*stop jump*) ;

SL : Unipodal (*single-leg*) ;

SLO-FP: *Slow linear oxydative protocol*;

SSC : *Stretch-shortening cycle*;

SSC : Changement de direction controlatéral au pied d'appui (*side-step-cutting*) ;

SVJW : *Standing vertical jumps with weight* ;

TST : Temps sous tension ;

TTP : Temps au pic de vGRF (*Time to Peak*) ;

vGRF : Composante verticale de la force de reaction au sol (*vertical Ground Reaction Force*);

Vpic : pic de VGRF ;

WAT : *Wingate anaerobic test* ;

Liste des tableaux

Tableau I : Lésions du LCA par sport et par sexe : collection des données issues des méta-analyse de Gornitzky et al. en 2015 (en jaune) et Prodromos et al. en 2007 (en vert). Les calculs totaux sont recalculés à partir de l'ensemble des données disponibles

Tableau II, Partie A : Synthèse des différents programmes de prévention des lésions du LCA

Tableau II, Partie B : Synthèse des différents programmes de prévention des lésions du LCA

Tableau III : Caractéristiques de la population

Tableau IV : Diagramme synoptique

Tableau V. Données isocinétiques

Tableau VI : Comparaison des moyennes obtenues à T0 et T1 aux données de la littérature

Tableau VII (partie 1) : Méthodologies et critères de jugement

Tableau VII (partie 2) : Méthodologies et critères de jugement

Tableau VIII : Evaluation du risque de biais : détail du score MINORS par étude

Tableau IX : Description des tâches unipodales (SL)

Tableau X : Description des tâches bipodales (DL)

Tableau XI (partie 1) : Protocoles de fatigue généraux

Tableau XI (partie 2) : Protocoles de fatigue généraux

Tableau XII : Effets des protocoles de fatigue sur les composants de la vGRF, par étude

Tableau XIV : Modifications induites par les protocoles de fatigue neuromusculaire périphérique ou généraux sur la composante verticale de la force de réaction au sol (vGRF), en fonction des tâches athlétiques et des protocoles de fatigue, chez des sportifs pivot

Tableau XV : Caractéristiques de la population (moyenne \pm écart type)

Tableau XVI : Direction du changement de direction

Tableau XVII : Diagramme synoptique

Tableau XVIII : Taux de données manquantes par essai, moyenne des 766 changements de direction pour les 44 sujets

Tableau XIX : Moyenne et écart-type inter-sujet du temps au pic (TTP) pour n'importe quel essai (Ex), pour chaque essai (E1-2), ainsi que pour la moyenne des 10 essais

Tableau XX : Moyenne et écart-type du temps au pic de vGRF et des deltas de temps au pic entre T1 et T2

Tableau XXI: Moyenne et écart-type du pic de vGRF normalisé, du taux de chargement et comparaison de ces moyennes entre T1 et T2.

Tableau XXII : Moyennes et écarts-types des amplitudes articulaires (en degrés) au contact initial et au pic de vGRF, à T1 et T2, et comparaison de ces moyennes, pour l'ensemble de l'effectif étudié

Tableau XXIII : Moyennes et écarts-types des amplitudes articulaires (en degrés) au contact initial et au pic de vGRF, à T1 et T2, et comparaison de ces moyennes, pour les femmes

Tableau XXIV : Moyennes et écarts-types des amplitudes articulaires (en degrés) au contact initial et au pic de vGRF, à T1 et T2, et comparaison de ces moyennes, pour les hommes

Liste des figures

Figure 1 : Les quatre séquences de la recherche en prévention de blessures, d'après Van Mechelen, Hlobil, & Kemper, 1992, traduction personnelle

Figure 2 : Modèle compréhensif des causes de lésion de Meeuwisse, d'après Bahr & Krosshaug, 2005

Figure 3 : Arbre décisionnel en cas de rupture du LCA, d'après Chanussot & Danowski, 2012.

Figure 4 : Proportion des RLCA réalisées en ambulatoires (noir) et en hospitalisation complète (gris) entre 1994 et 2006. D'après Buller et al., 2015.

Figure 5 : Distribution des patients dans le *Norwegian National Knee Ligament Registry* par âge et sexe, d'après Resntrom et al., 2008.

Figure 6 : Incidence des lésions du LCA au cours du temps chez 123 clubs élités Norvégiens, d'après Myklebust, 2014

Figure 7 : Variations anatomiques de l'alignement du membre inférieur des femmes comparativement aux hommes, selon Scuderi & McCann, 2004

Figure 8 : Surfaces osseuses (orange) et contusions osseuses (vert) modélisées à partir d'images IRM et compilées en un modèle 3D faisant apparaître des *bruises* fémorales (bleu) et tibiales (rouge). D'après Owusu-Akyaw et al., 2018

Figure 9 : Moyenne et IC95% pour la flexion de genou ($p=0,66$), le valgus ($p=0,87$) et la rotation interne tibiale ($p=0,26$) et la translation tibiale antérieure ($p=0,18$) au moment de la lésion, en fonction du sexe, d'après Owusu-Akyaw et al., 2018

Figure 10 : Hypothèse de mécanisme lésionnel hors-contact du LCA, d'après Koga et al., 2010

Figure 11 : Diagramme des flux

Figure 12 : Schéma de l'expérimentation

Figure 13 : Dynamomètre isocinétique de type Kincom®

Figure 14 : Appareil de mesure de laxité du genou GNRB-Rotab ® et aspect des courbes obtenues

Figure 15 : Couples de force normalisés du quadriceps et des ischio-jambiers aux angles spécifiques (carrés) et aux pics (triangles) à 30, 60 and 240°.s⁻¹.

Figure 16 : Effets de la fatigue sur les paramètres de laxités et les ratios isocinétiques calculés aux angles spécifiques. Les données sont exprimées en moyennes ± écarts types. Les ratio Q/IJ sont calculés avec les couples de forces normalisés. 60, 240, 30 sont les vitesses. * montre une différence significative entre T0 et T1, *p<0.05

Figure 17 : A gauche : Courbe d'enregistrement de la force pour un sujet représentatif durant le protocole de fatigue. Les flèches indiquent le temps de mesure pour chaque valeur. Les données sont affichées en Newtons (N). A droite : moyenne sur trois répétitions du pic de force musculaire normalisé. Les données sont indiquées en moyennes ± écart type, * montre une différence significative entre T0 et T1. *p<0.05, ** p≤0.001

Figure 18 : Modélisation de la relation entre la vGRF et les contraintes exercées sur le LCA

Figure 19 : Représentation graphique de la vGRF en fonction du temps sur une réception, et principaux paramètres descriptifs, adaptation personnelle d'une illustration d'Abián et al., 2008.

Figure 20 : Diagramme de flux détaillant le processus de sélection des articles

Figure 21 : Synthèse du risque de biais à travers l'ensemble des études (échelle MINORS), en pourcentage par notation des études incluses à la revue

Figure 22 : Effet des protocoles de fatigue sur les composants de la vGRF, par étude

Figure 23 : Effet des protocoles de fatigue en fonction de la tâche motrice

Figure 24 : Effet mesuré en fonction du type de protocole de fatigue

Figure 25 : Modélisation des paramètres mécaniques et neuromusculaires enregistrés lors d'un changement de direction et d'une translation tibiale antérieure en charge, d'après Behrens, Zebis, Watanabe et leurs collaborateurs et positionnement de l'hypothèse de l'étude n°3

Figure 26 : Diagramme des flux

Figure 27 : Plan de l'étude

Figure 28 : Schéma du dispositif expérimental

Figure 29 : Modèle Plug-in-gait Lower Body, Positionnement des marqueurs réfléchissants, Vue de face, de dos et de profil

Figure 30 : Positionnement des marqueurs torse, issus du modèle Plug-in-gait Full Body. Vue de dos et de face

Figure 31 : Evolution de la hauteur de saut moyenne après exercice par rapport à T1, exprimée en pourcentage. Un nombre négatif représente une baisse.

Figure 32 : distribution de la variable temps au pic (TTP) sur les 766 changements de directions analysables

Figure 33 : Corrélogramme des coefficients de Pearson calculés pour la variable temps au pic, à T1 (en haut) et T2 (en bas).

Figure 34 : Modélisation de l'évolution du temps au pic (TTP) des 44 athlètes en fonction de l'état de fatigue (T1 et T2) et du sexe.

Figure 35 : Perturbation des conditions de stabilité du genou lors d'un changement de direction chez la joueuse de handball et basketball, après exposition à une charge de travail.

Sommaire

Remerciements	1
Liste des publications et communications	3
Liste des abréviations	5
Liste des tableaux	8
Liste des figures	10
Sommaire	13
Introduction générale	20
Cadre théorique	22
1. Préambule : Modélisation du risque de blessure en sport	22
2. Étendue et sévérité des lésions du ligament croisé antérieur en sports pivot	25
2.1. Anatomie et biomécanique des ligaments croisés	25
2.2. Place des lésions du ligament croisé antérieur dans l'épidémiologie des blessures en sports pivot	26
2.3. Conséquences sportives, individuelles et psychologiques d'une lésion du ligament croisé antérieur	28
2.4. Conséquences socio-économiques des lésions du ligament croisé antérieur	32
3. Perspectives épidémiologiques et démarches de prévention du risque de lésion du ligament croisé antérieur de la sportive pivot :	36
3.1. Epidémiologie : le genre féminin, population à risque dans les sports pivot.....	36
3.2. Circonstances de survenue de la lésion du ligament croisé antérieur	39
3.3. Modalités et effets des programmes de prévention de la lésion du ligament croisé antérieur.....	42
4. Facteurs de risque de l'athlète féminine, mécanisme de blessure et implications d'une charge de travail dans la lésion hors-contact du LCA en sports pivot	48
4.1. Facteurs de risque intrinsèques	48
4.2. Facteurs de risque extrinsèques	52
4.3. Mécanisme lésionnel	53
Contribution personnelle	58
Objectifs généraux	58

<i>Etude 1 : Effet de la fatigue musculaire sur la stabilité du genou : particularités de la joueuse de handball</i>	60
1. Contexte	60
2. Objectifs de la recherche	63
2.1. Objectif général	63
2.2. Objectifs opérationnels	63
3. Matériel et méthodes	63
3.1. Lignes directrices SPIRIT	63
3.2. Participants, interventions et critères de jugements	63
3.2.1. Contexte institutionnel	63
3.2.2. Critères d'éligibilité	64
3.2.3. Population	65
3.2.4. Procédure expérimentale	65
3.2.5. Interventions	67
3.2.6. Données de la recherche	70
3.2.7. Chronologie de participation des sujets	73
3.2.8. Taille de l'échantillon	73
3.2.9. Stratégie de recrutement	73
3.3. Collecte, gestion et analyse des données	74
3.3.1. Méthode de collecte et de gestion des données	74
3.3.2. Analyse statistique	74
3.4. Ethique et diffusion de la recherche	74
3.4.1. Approbation de l'éthique de la recherche	74
3.4.2. Consentement et assentiment	75
3.4.3. Confidentialité	75
3.4.4. Déclaration d'intérêt	75

3.4.5. Financements.....	75
4. Résultats.....	76
4.1. Evolution des paramètres chiffrés entre T0 et T1	76
4.2. Evolution des pics de force au cours du protocole de fatigue	80
4.3. Etude des corrélations	80
5. Discussion.....	81
5.1. Synthèse des résultats.....	81
5.2. Analyse des paramètres descriptifs	81
5.3. Effet du protocole de fatigue neuromusculaire sur la stabilité active du genou	82
5.4. Effet du protocole de fatigue neuromusculaire sur la stabilité passive du genou	83
5.5. Analyse des corrélations.....	84
5.6. Efficacité du protocole de fatigue sur dynamomètre isocinétique chez la joueuse de handball entraînée	84
5.7. Implications pratiques	85
5.8. Limites.....	85
 <i>Etude 2 : Effet des protocoles de fatigue neuromusculaire sur les forces de réaction au sol lors de tâches de sauts, de pivots et d'atterrissages, chez des athlètes : une revue systématique.</i>	
87	
1. Contexte	87
2. Objectifs de la recherche.....	91
2.1. Objectif général	91
2.2. Objectifs opérationnels.....	91
2.3. Conception de l'essai	91
3. Matériel et méthode.....	92
3.1. Méthodologie PRISMA.....	92
3.2. Critères d'éligibilité.....	94
3.3. Sources d'informations	94
3.4. Stratégie de recherche	95

3.5.	Enregistrement des études	96
3.5.1.	Gestion des données	96
3.5.2.	Processus de sélection des études.....	97
3.5.3.	Processus de collection des données	97
3.6.	Données	97
3.7.	Critères de jugement et priorisation	99
3.8.	Risque de biais dans les études individuelles.....	100
3.9.	Synthèse des données	101
4.	Résultats.....	103
4.1.	Sélection des études	103
4.2.	Caractéristiques des études et des participants.....	103
4.3.	Evaluation du risque de biais	108
4.4.	Tâches athlétiques	109
4.5.	Protocoles de fatigue	111
4.6.	Résumé des données quantitatives	115
4.6.1.	Effets des protocoles de fatigue sur les composants de la vGRF, par étude ..	115
4.6.2.	Effet des protocoles de fatigue sur le critère de jugement principal, en fonction de la tâche motrice et du type de protocole de fatigue	117
4.6.3.	Synthèse : Effet des protocoles de fatigue en fonction du type de protocole, du type de tâche et du sexe.....	119
5.	Discussion.....	122
5.1.	Synthèse des résultats de la recherche.....	122
5.2.	Qualité des données.....	122
5.1.	Effets mesurés en fonction de la tâche athlétique	123
5.2.	Effets mesurés en fonction du type de protocole de fatigue	124
5.3.	Effets du sexe sur la réponse à un protocole de fatigue neuromusculaire.....	124

5.4.	Effets des protocoles de fatigue sur les paramètres cinématiques et myoélectriques	125
5.5.	Interaction des tâches et des protocoles de fatigue	126
5.6.	Limites.....	127
<i>Etude 3 : Détermination des facteurs de risque de lésion du ligament croisé antérieur dans les sports pivot : moment de survenue du pic de la composante verticale de la force de réaction au sol (vGRF) lors d'un changement de direction, comparaison entre l'état de fatigue neuromusculaire (avant/après protocole de fatigue) et le sexe (homme/femme).</i>		
1.	<i>Contexte</i>	129
2.	<i>Objectifs de la recherche</i>	132
2.1.	Objectif principal.....	132
2.2.	Objectifs secondaires.....	132
3.	<i>Procédure et matériel de la recherche</i>	132
3.1.	Participants, interventions et critères de jugements	132
3.1.1.	Contexte institutionnel	132
3.1.2.	Critères d'éligibilité.....	132
3.1.3.	Population.....	133
3.1.4.	Procédure expérimentale	136
3.1.5.	Interventions	137
3.1.6.	Données de la recherche.....	144
3.1.7.	Critères de jugement.....	145
3.1.8.	Chronologie de participation des sujets	146
3.1.9.	Taille de l'échantillon.....	146
3.1.10.	Stratégie de recrutement	146
3.2.	Collecte, gestion et analyse des données.....	147
3.2.1.	Méthode de collecte et gestion des données.....	147
3.2.2.	Analyse statistique.....	149
3.3.	Ethique et diffusion de la recherche	150

3.3.1.	Approbation de l'éthique de la recherche	150
3.3.2.	Amendement au protocole	150
3.3.3.	Consentement et assentiment	151
3.3.4.	Confidentialité.....	151
3.3.5.	Déclaration d'intérêt.....	152
3.3.6.	Financements.....	152
4.	Résultats.....	153
4.1.	Protocole de fatigue.....	153
4.2.	Caractéristiques de l'essai, reproductibilité du critère d'évaluation principal et ajustements.....	154
4.3.	Modifications du temps au pic induites par le protocole de fatigue.....	158
4.4.	Modifications des critères de jugement secondaires induites par le protocole de fatigue	160
4.4.1.	Réaction au sol : pic de vGRF normalisé et taux de chargement.....	160
4.4.2.	Amplitudes articulaires	161
5.	Discussion.....	166
5.1.	Synthèse des résultats de la recherche.....	166
5.2.	Analyse des paramètres descriptifs de la population et de la tâche athlétique mesurée	166
5.3.	Moment de survenue du pic de vGRF et effets du protocole de fatigue, en fonction du sexe.....	168
5.4.	Evolution des paramètres cinétiques et cinématiques secondaires lors du changement de direction, en fonction du sexe et de l'exposition au protocole de fatigue	169
5.5.	Effet du protocole de fatigue sur les indicateurs objectifs et subjectifs mesurés...	170
5.6.	Limites et perspectives	171
	Discussion générale.....	172
	Conclusion générale et implications pratiques	180

Bibliographie	182
Annexes	207
Annexe I : Gillot, T., L’Hermette, M., Garnier, T., & Tourny, C. (2019). Effect of Fatigue on Functional Stability of the Knee: Particularities of Female Handball Players. International Journal of Sports Medicine, 40(7). http://doi.org/10.1055/a-0866-9482	208
Annexe II : Score de Lysholm.....	217
Annexe III : Score de Tegner	218
Annexe IV : Notice d’information	219
Annexe V : Variables de sortie enregistrées par le VICON ® (VICON Motion System, 2017)	225
Annexe VI : Modèle Plug in Gait Lower Body modifié (VICON Motion System, 2017)	227
Annexe VII : Avis favorable du CPP en date du 20/12/2018	228
Annexe VIII : Amendement au CPP en date du 17/04/2019	230

Introduction générale

Les blessures aux membres inférieurs représenteraient 68% des traumatismes liés aux pratiques sportives chez les hommes et 65% chez les femmes (Hootman et al., 2002). Lors de la saison sportive 55% des blessures au handball sont aux membres inférieurs, 25 % au genou et 48% de ces atteintes sont ligamentaires (Olsen, Myklebust, Engebretsen, Holme, & Bahr, 2005). Ces chiffres sont similaires au basketball (Andreoli et al., 2018). L'atteinte du genou la plus préoccupante est la lésion du ligament croisé antérieur (LCA) pour laquelle on recensait 35 000 ruptures opérées par an en France en 2007, soit 1 pour 1900 habitants (ATIH, 2007). Le nombre de reconstructions chirurgicales du LCA est en constante augmentation sur les vingt dernières années (58% d'augmentation entre 1994 et 2013 aux USA). Les femmes sont entre 1,66 et 5,13 fois plus exposées à la lésion, notamment vers 20 ans au sein des sports pivot (handball, basketball), ce qui questionne au regard de leur participation croissante à ces sports (Beynon et al., 2014; Gornitzky et al., 2016; Lefevre, Klouche, Herman, & Bohu, 2014; Grethe Myklebust et al., 2007; Peterson & Krabak, 2014; Prodromos, Han, Rogowski, Joyce, & Shi, 2007).

Les circonstances de la blessure en handball et basketball, majoritairement hors-contact, permettent d'envisager l'élaboration et la mise en place d'actions de prévention. Le processus aboutissant à ces solutions a historiquement été proposé par Van Mechelen et ses collaborateurs (Van Mechelen, Hlobil, & Kemper, 1992). Le risque de blessure est un élément dynamique. Des modèles complexes amènent à l'interaction de nombreux facteurs de risque, définis comme tout attribut, caractéristique ou exposition d'un sujet qui augmente la probabilité de développer une maladie ou de souffrir d'un traumatisme par l'OMS. L'une des étapes les plus riches en questionnements scientifiques consiste à établir les causes de la lésion. Cette approche suppose l'étude des facteurs de risque et du mécanisme lésionnel, selon une approche épidémiologique mais aussi biomécanique, et doit être considérée séparément pour chaque discipline sportive (Bahr & Krosshaug, 2005).

La première partie de ce travail fait état de cette modélisation appliquée au cas de la sportive pivot, en décrivant l'étendue et la sévérité de la lésion, les perspectives épidémiologiques au sein de cette population et l'état des connaissances sur les facteurs de risques spécifiques aux basketteuses et handballeuses. Ces résultats mettent en valeur l'importance des facteurs de risque neuromusculaires dans la construction du risque de l'athlète et la transition vers

l'évènement incitatif d'une lésion du LCA. Selon un consensus d'expert, la charge de travail se définit comme le stress (physiologique ou psychologique) imposé à un athlète durant l'entraînement ou la compétition (Bourdon et al., 2017; Delecroix, McCall, Dawson, Berthoin, & Dupont, 2018). La littérature suggère un effet des charges de travail aiguës, simulées par des protocoles de fatigue neuromusculaire, sur les facteurs de risque neuromusculaires. A notre connaissance l'étendue de ces modifications et leurs conséquences pour la sportive pivot restent cependant à définir.

Pour répondre à cette problématique, l'objectif principal de cette thèse est **d'étudier le risque de lésion du ligament croisé antérieur de la joueuse de sport pivot et son évolution lors de l'exposition à une charge de travail.**

Cette problématique soulève plusieurs questions de recherche :

- Un protocole de fatigue musculaire sur dynamomètre isocinétique modifie-t-il la stabilité active et passive du genou, comme le suggère la littérature ?
- Une charge de travail induit-elle une modification des paramètres cinétiques et cinématiques lors de gestes sportifs à risque, et notamment de la composante verticale de la force de réaction au sol chez les sportifs pivot ?
- Cet effet est-il variable en fonction du protocole de fatigue neuromusculaire utilisé et de la tâche considérée ?

Pour y répondre nous avons mis en place un programme expérimental utilisant des outils validés d'évaluation de la force musculaire, d'analyse systématique de la littérature et de mesures biomécaniques (cinétique, cinématique et laximétrie) dans deux études prospectives et une revue systématique de la littérature.

Les résultats de ces études sont apportés et discutés dans la seconde partie de ce travail. Une discussion générale est ensuite proposée, visant à mettre en perspective les résultats de notre démarche expérimentale, à les confronter à la littérature et à apporter des éléments factuels en réponse à nos questions de recherche. Les perspectives pratiques soulevées par ces éléments sont ensuite présentées en conclusion au regard des connaissances actuelles.

1. Préambule : Modélisation du risque de blessure en sport

Il existe plusieurs modèles dans la littérature proposant une modélisation du risque de lésion en sport, dont l'objectif est de permettre la mise en place des interventions permettant de diminuer ce risque chez les athlètes (Meeuwisse, Tyreman, Hagel, & Emery, 2007; Ruddy et al., 2019). Le processus aboutissant à ces solutions a historiquement été proposé par Van Mechelen et ses collaborateurs en suivant une approche dite réductionniste (Van Mechelen et al., 1992). Cette approche consiste à établir l'étendue du problème, décrire le mécanisme et les causes de la blessure, mettre en place des stratégies préventives puis en évaluer l'effet sur l'étendue du problème (Figure 1).

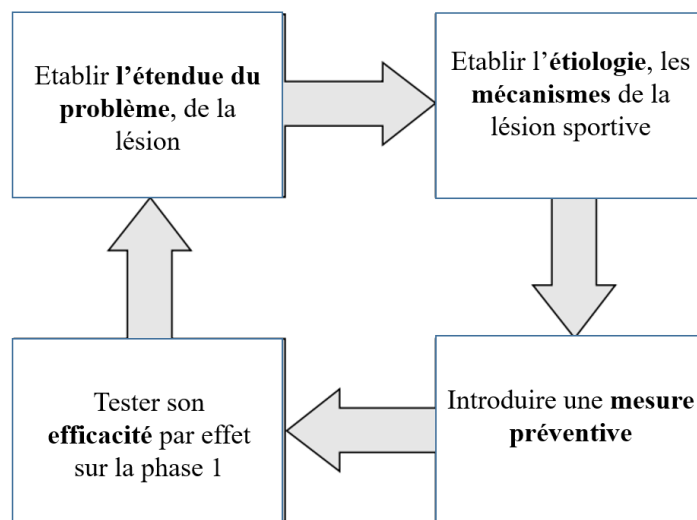


Figure 1 : Les quatre séquences de la recherche en prévention de blessures, d'après Van Mechelen, Hlobil, & Kemper, 1992, traduction personnelle

Cette démarche épidémiologique présente l'intérêt d'isoler un facteur de risque, défini par l'OMS comme « *tout attribut, caractéristique ou exposition d'un sujet qui peut augmenter la probabilité de développer une maladie ou de souffrir d'un traumatisme* », mais peut être considérée comme réductrice car elle n'intègre pas le caractère complexe des interactions menant à une lésion (Bahr & Krosshaug, 2005).

La phase critique d'une démarche de prévention est d'établir les causes de la lésion, ceci supposant de connaître les facteurs de risque et leur interaction avec le mécanisme lésionnel défini comme « le processus physique fondamental responsable d'une action, réaction ou d'un

résultat donné » (*the fundamental physical process responsible for a given action, reaction or result*) et résultant d'un transfert d'énergie au tissu (Bahr & Krosshaug, 2005). La base de cette démarche repose sur l'identification des facteurs de risque potentiels dans les populations à risque, par des études de cas, des études longitudinales ou des analyses prospectives et sert de socle à l'étude, plus complexe, de l'association de ces facteurs au risque encouru par l'athlète, voire de la prédiction possible de ce risque (Ruddy et al., 2019).

Meeuwisse et ses collaborateurs ont proposé en 1994 le modèle continu de la prédisposition à l'accident, exposé ci-dessous (Figure 2), qui décrit la lésion comme la résultante d'un processus d'exposition progressive de l'athlète et prend en compte le caractère multifactoriel de la blessure (Meeuwisse et al., 2007; Pol, Hristovski, Medina, & Balague, 2018). Il correspond à la modélisation de l'étape 2 théorisée par Van Mechelen et al.

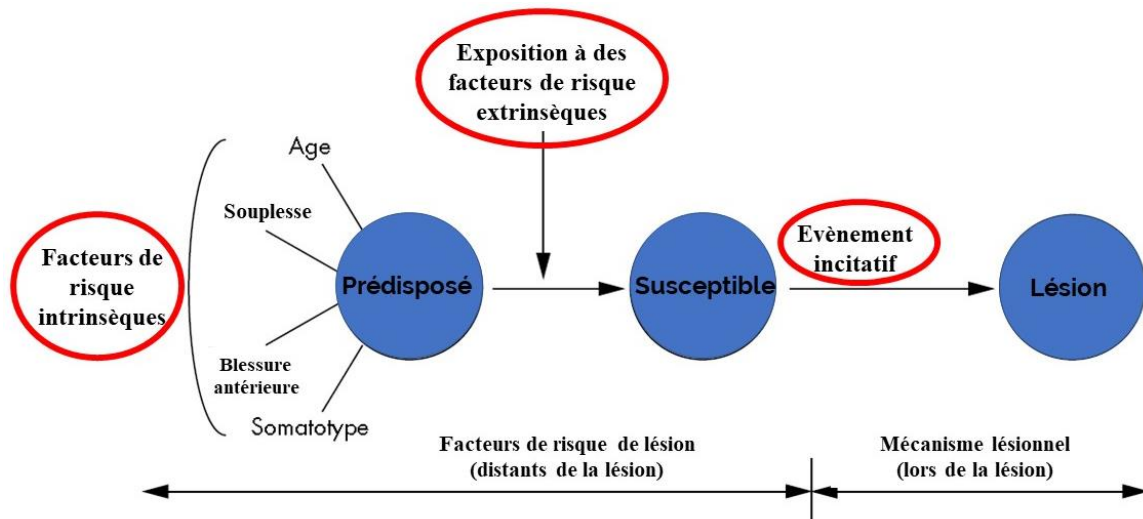


Figure 2 : Modèle compréhensif des causes de lésion de Meeuwisse, d'après Bahr & Krosshaug, 2005

Au sein de ce modèle l'athlète peut être rendu prédisposé à une lésion par des facteurs de risques intrinsèques comme l'âge, le sexe, une caractéristique anatomique ... A cette prédisposition peuvent se surajouter des facteurs de risque extrinsèques, rendant l'athlète susceptible d'être blessé. La somme des facteurs de risque interagissant prépare en quelque sorte l'athlète à subir une lésion. Celle-ci survient ensuite à la suite de ce que Meeuwisse nomme l'évènement incitatif. Cet évènement peut être décrit dans une perspective biomécanique, correspondant au mécanisme lésionnel.

Cette méthode d'analyse proche des modèles dynamiques est actuellement majoritairement utilisée dans les publications se référant au risque de lésion en sport, bien que d'autres modèles basés sur les systèmes complexes aient été proposés (Bates, Ford, Myer, & Hewett, 2013; Bittencourt et al., 2016; Pol et al., 2018; Ruddy et al., 2019). Notre démarche s'inscrit dans ce modèle en proposant d'établir un état des connaissances sur le processus en œuvre dans la lésion du ligament croisé chez la sportive pivot.

2. Étendue et sévérité des lésions du ligament croisé antérieur en sports pivot

2.1. Anatomie et biomécanique des ligaments croisés

Le genou est l'articulation intermédiaire du membre inférieur. Il s'étend anatomiquement du tiers inférieur de la cuisse, au niveau du cul-de-sac sous-quadricipital, à la tubérosité tibiale antérieure (Dufour, Pillu, & Viel, 2007). Il se compose de l'articulation fémoro-tibiale (bicondyalaire) et de l'articulation fémoro-patellaire (ginglyme) et met en rapport le fémur, le tibia et la patella (Kamina & Gouazé, 2009). Ses surfaces articulaires ne sont pas congruentes. Les structures capsulo-ligamentaires, attachées de façon directe à l'os et indirecte au périoste constituent le premier niveau de maintien, passif, de la stabilité articulaire (Woo, Abramowitch, Kilger, & Liang, 2006). Les ligaments croisés antérieurs (LCA) et postérieurs (LCP) sont situés dans la fosse inter-condyalaire du fémur avec un revêtement synovial propre. Ils ont près de 1 cm de section avec la particularité d'être anisotropes : leur géométrie est variable selon la section (Dufour et al., 2007; Jaafar, Dadjo, Riahi, & Bouselmame, 2010; Woo et al., 2006).

Le LCA s'insère au niveau de la partie antérieure de la zone intercondyalaire du tibia et se termine à la face médiale du condyle latéral du fémur. Il a un trajet oblique en haut, arrière et en dehors, très vertical (Drake et al., 2010; Dufour et al., 2007; Kamina & Gouazé, 2009). Il a deux faisceaux, antéro-médial et postéro-latéral, dont la tension varie avec la flexion, le valgus/varus ou les rotations (Peterson & Krabak, 2014).

Le LCP s'insère à la partie postérieure du plateau tibial et se termine à la paroi médiale de la fosse inter-condyalaire du fémur, avec un trajet oblique en haut, en dedans et en avant (Drake et al., 2010; Kamina & Gouazé, 2009).

Les ligaments croisés sont enroulés, torsadés. Ils se croisent dans le plan frontal et dans le plan sagittal. Ils ne se croisent dans le plan transversal que lors de mouvements de rotation médiale du genou et restent toujours tendus au cours de la flexion du genou selon un mécanisme d'isométrie (Dufour et al., 2007; Flandry & Hommel, 2011).

En appliquant les principes fondamentaux de la mécanique, le genou est en réalité une jonction à 6 degrés de liberté, 3 rotations et 3 translations (Woo et al., 2006). Sa mobilité s'organise dans les deux compartiments, fémoro-tibial et fémoro-patellaire. La mobilité fémoro-tibiale est un reflet de la particularité du genou : le compartiment médial assure par une congruence accrue la stabilité, quand le compartiment latéral permet par sa forme la mobilité.

La stabilité passive du genou provient de l'interaction (transmissions des charges) entre les propriétés mécaniques des structures osseuses, ligamentaires et méniscales (Woo et al., 2006). Les ligaments croisés antérieurs et postérieurs assurent la stabilité antéro-postérieure du genou et des mouvements de charnière. Leur structure anatomique en faisceaux ligamentaires torsadés permet leur mise en tension partielle à chaque instant du mouvement et donc un contrôle constant. Les variations de la torsion de ces faisceaux créent un risque important pour le LCA entre 0° et 40° de flexion, surtout en cas d'écart latéral ou de pivot par la répercussion d'importantes contraintes de cisaillement (Besier, Lloyd, Cochrane, & Ackland, 2001; Siegel, Vandenakker-Albanese, & Siegel, 2012). Lors de la flexion les ligaments croisés vont guider les mouvements de roulements/glislements des condyles fémoraux sur les plateaux tibiaux, le LCA s'opposant à la translation antérieure du tibia (tiroir antérieur), le LCP à la translation postérieure (tiroir postérieur). Ces actions sont fondamentales pour la stabilité articulaire et viennent s'opposer aux contraintes générées par les muscles longs (tiroir antérieur du quadriceps par exemple) et les réactions du sol.

2.2. Place des lésions du ligament croisé antérieur dans l'épidémiologie des blessures en sports pivot

Aman et ses collaborateurs ont analysé en 2018 les données fournies lors de 84 754 blessures par les assureurs des fédérations sportives suédoises, sur la période 2006-2013 (sport automobile, handball, hockey sur glace, football, floorball, basketball). Le membre inférieur concentre la plus grande proportion de lésions, notamment ligamentaires (Åman, Forsblad, & Larsén, 2018). Dans la population active générale les blessures aux membres inférieurs représenteraient 68% des blessures chez les hommes et 65% chez les femmes, le genou étant l'articulation la plus concernée (Hootman et al., 2002).

A notre connaissance peu de données épidémiologiques sont disponibles en France concernant les sports pivot en salle et notamment le handball et le basket-ball. La littérature comporte cependant des données détaillées provenant de pays occidentaux.

Une méta-analyse d'Andreoli et collaborateurs en 2018 sur les lésions en basketball rassemble 12 960 blessures et 11 études de qualité moyenne. Tous sexes confondus, 63,7% des atteintes dans ce sport semblent toucher les membres inférieurs, 21,9% étant des lésions de cheville et 17,8% de genou (Andreoli et al., 2018).

Olsen et ses collaborateurs ont mené en 2005 une étude randomisée contrôlée sur 123 clubs de handball norvégiens, répartis en 4 groupes (1837 athlètes), dont le groupe contrôle fournit des données épidémiologiques sur ce sport. Lors de la saison sportive 55% des blessures au handball sont aux membres inférieurs, 25 % au genou et 48% de ces atteintes sont ligamentaires (Olsen et al., 2005). Durant l'étude 81% des lésions sont des atteintes aiguës contre 19% de surutilisation, ce qui en fait un sport traumatique comme le montrent également les données des Olympiades de Londres 2012 et de Rio de Janeiro 2016 (Engebretsen et al., 2013; Soligard et al., 2017).

En compétition, pendant les championnats du monde de handball 2015 au Qatar la proportion de joueurs ayant eu au moins une lésion est de 21,7% dont 58% au membre inférieur et 11,4% au genou (96,7% des matchs y sont analysés). Bere et ses collaborateurs y incluent 384 joueurs, pour 132 lésions (Bere et al., 2015). Lors des jeux olympiques de Rio de Janeiro le genou a été l'articulation la plus touchée, tous sports et toutes pathologies confondus (11 274 athlètes, 130 blessures/1101) (Soligard et al., 2017).

Swenson et ses collaborateurs publient un état des lieux de l'épidémiologie de neuf sports universitaires nord-américains entre 2005 et 2011 (dont le *football*, le volleyball et le basketball féminins et masculins). Leurs données sont issues du *National High School Sports-Related Injury Surveillance System*, ou *High School RIO*¹. Elles sont exprimées en *Athlete Exposure* (AE), représentant un(e) athlète participant à une compétition ou un match. Leur cohorte rassemble 25,700 blessures, 11 268 426 AE, pour un taux moyen de 22,81 lésions pour 10,000 AE. Dans la population étudiée 15,1 % des blessures sont situées au genou, 48% étant des lésions ligamentaires (2,98 lésions de genoux pour 10 000 AE) (Swenson et al., 2013).

¹ *High-School RIO*TM : outil de collecte de données sur Internet utilisé dans l'étude nationale de surveillance des blessures liées au sport dans les écoles secondaires aux USA (échantillon national). Il capture l'exposition sportive (nombre de pratiques de l'athlète et de compétitions d'athlètes par semaine), les blessures (site corporel, diagnostic, gravité, etc.) et les événements (mécanisme, activité, position / événement, site / terrain, etc.) de façon hebdomadaire en utilisant des entraîneurs sportifs agréés (« High School RIOTM: Reporting Information Online | Colorado School of Public Health | University of Colorado Denver », s. d.)

Des chiffres similaires sont publiés par Zuckerman et ses collaborateurs à partir des données de la *National Collegiate Athletic Association*² (NCAA, 34 000 basketteurs et basketteuses) sur la période 2009-2015 et par Clifton et ses collaborateurs sur les bases de données NCAA (*college*) et High-School RIO™ (université) entre 2004 et 2014 (Clifton, Hertel, et al., 2018; Clifton, Onate, et al., 2018; Zuckerman et al., 2018). Selon Zuckerman *et al.* le membre inférieur est le plus atteint en compétition (homme 54,9%, n=469; femme: 59,0%, n=360) et à l'entraînement (homme : 62,4%, n=908; femmes : 67,3%, n=683). Le genou en est l'articulation la plus souvent atteinte (hommes : 2.01/1000 AE, IC95% 1.66-2.36 ; femmes 1.83/1000 AE, IC95% 1.49-2.18). Ces blessures nécessitent plus de 3 semaines d'arrêt sportif ou un arrêt de la saison pour 19,8% des hommes et 28% des femmes (Zuckerman et al., 2018).

Parmi les atteintes ligamentaires du membre inférieur la lésion du ligament croisé antérieur (LCA) est celle qui expose l'athlète aux conséquences les plus graves à court, moyen et long terme.

La lésion du ligament croisé antérieur (LCA) représente ainsi entre 250 000 et 400 000 cas par an aux États-Unis (Donnell-Fink et al., 2015; Kim et al., 2015; Lefevre, Klouche, et al., 2014). En France 35 000 ruptures du LCA ont été opérées en 2007, soit 1 pour 1900 habitants (ATIH, 2007). L'incidence des reconstructions du LCA est en constante augmentation sur les vingt dernières années aux USA, de 86 687/an en 1994 à 148 714/an en 2013 (58% d'augmentation), surtout chez les athlètes de moins de vingt ans (Wilk, 2015).

2.3. Conséquences sportives, individuelles et psychologiques d'une lésion du ligament croisé antérieur

La lésion totale du LCA présente des conséquences immédiates pour l'athlète. La lésion isolée est rare : 28,6% des atteintes n'impliquent que le LCA au basket, 38,3% au football et 44,3% au handball (Granan, Inacio, Maletis, Funahashi, & Engebretsen, 2013). Granan et ses

² *National Collegiate Athletic Association* : organisation de collèges et d'universités créée en 1906 dont l'objectif principal est de régir les programmes sportifs de 25 disciplines de manière juste, sûre, équitable et sportive et d'intégrer le sport intercollégial dans l'enseignement supérieur (Dick, Agel, & Marshall, 2007).

collaborateurs décrivent le profil lésionnel des patients après une primo-lésion du LCA (17 063 primo-lésions³). Ils retrouvent 45%, 64,5% et 51,1% de lésions méniscales associées au handball, basketball et football, respectivement, et 20,3%, 24,7% et 30% de lésions cartilagineuses. Le risque de présenter une lésion associée est variable suivant les sports. Les basketteurs(euses) ont 1,28 fois plus de risque d'avoir une lésion méniscale latérale que les joueurs(euses) de football (IC95% 1,06-1,54) et 1,23 fois plus de risque de subir des lésions cartilagineuses (IC95% 1,01-1,51). Le handball est moins à risque pour le ligament collatéral médial que le football (Odd-Ratio 0,68; IC95% 0,46-0,99), mais 1,27 fois plus pour les lésions méniscales (IC95% 1,10-1,48) (Granán et al., 2013)

Lors de la blessure il est souvent décrit une sensation de déboîtement articulaire, un craquement bref, une impression de patte folle et une douleur importante n'évoluant pas en trois temps (douleur/cessation/réapparition de la douleur). L'épanchement intra-articulaire est rapide et important (c'est un signe de gravité). La gêne fonctionnelle est très variable, il est possible de marcher avec une lésion du LCA, mais dans tous les cas l'importance des symptômes oblige à l'arrêt de jeu (Chanussot & Danowski, 2012). L'examen clinique est basé sur un interrogatoire précis, des tests dynamiques pour le bilan des lésions ligamentaires/méniscales et des clichés IRM, *gold standard* de l'imagerie ligamentaire indispensable pour préciser l'atteinte du LCA et la description des lésions associées (Besch, Rodineau, & Furgolle, 2012; Chanussot & Danowski, 2012; Cleland, Koppenhaver, & Pillu, 2012). En cas de rupture avérée du LCA, le choix du traitement chirurgical ou fonctionnel dépend de nombreux facteurs résumés dans l'arbre décisionnel ci-dessous (Figure 3).

³ Chiffres issus des données collectées en Norvège et aux USA lors de consultation de chirurgie dans le NKLR (*The Norwegian Knee Ligament Registry*) et le Kaiser Permanente ACLR Registry (KPACLR)

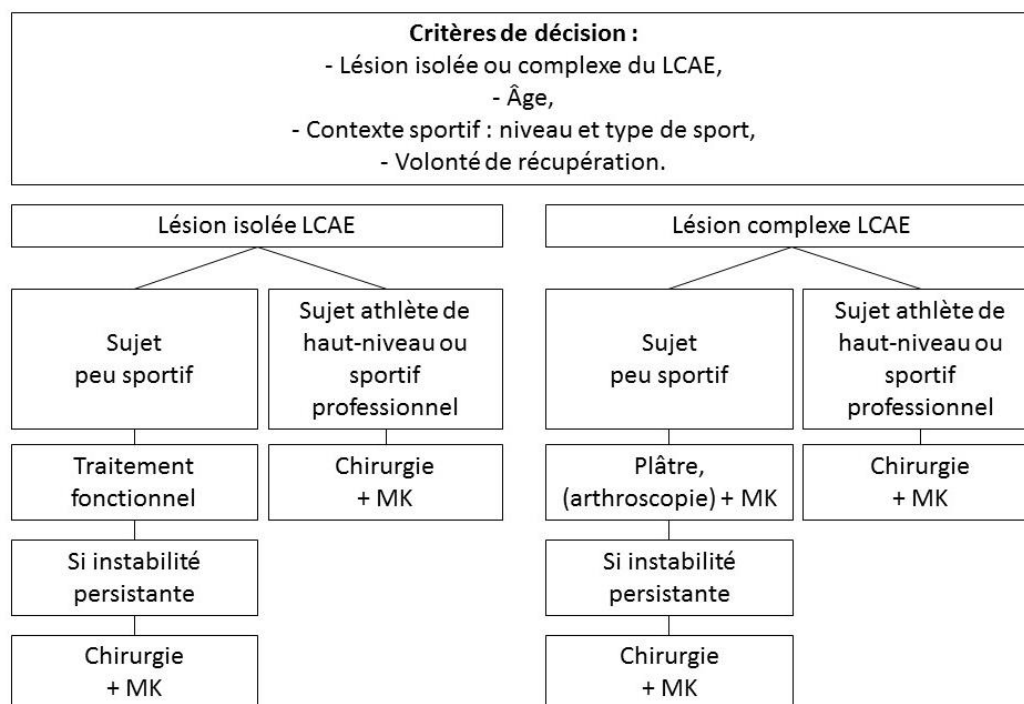


Figure 3: Arbre décisionnel en cas de rupture du LCA, d'après Chanussot & Danowski, 2012.

LCAE : ligament croisé antéro-externe, MK : masso-kinésithérapie

Quel que soit le choix thérapeutique retenu, lorsque la blessure est installée il est nécessaire de respecter le temps de cicatrisation des structures, celle-ci n'étant pas spontanée dans le cas du LCA (Woo et al., 2006). La rééducation s'étale sur environ neuf mois, autour de trois phases déterminantes : la préparation pré-opératoire, la rééducation post-opératoire jusque 5 à 6 mois et le retour au sport (Van Melick et al., 2016).

L'inactivité consécutive au traumatisme induit de nombreuses conséquences dommageables pour la performance sportive. Un arrêt de l'entraînement de 6 à 7 jours entraîne un déconditionnement à l'effort. Une désadaptation cardiaque significative (volume d'éjection systolique, débit cardiaque) a été mise en évidence chez des footballeurs de niveau régional lors d'un séjour de 5 semaines en centre de rééducation (Olivier et al., 2006).

Les mécanismes du déconditionnement sont décrits : 5 jours d'alitement seraient suffisants pour altérer de façon significative la performance aérobie et 3 semaines pour la force musculaire (Olivier, Rogez, Berthoin, & Weissland, 2005). Le métabolisme (stockage du glycogène), la composition musculaire (ratio fibres rapides/lentes), la souplesse sont également modifiés

(Dauty, Louvet, Potiron-Josse, & Dubois, 2005; Olivier, Legrand, Rogez, Berthoin, & Weissland, 2008). L'impact psychologique de la blessure chez le sportif est aussi à prendre en compte (Scuderi & McCann, 2004; Wilk, 2015).

L'ensemble des paramètres de la performance est altéré : avant la reprise de l'entraînement, une réadaptation sportive est nécessaire pour « *freiner la perte des acquis physiologiques nécessaires à la réalisation d'un effort puis récupérer le niveau sportif antérieur* » (Dauty et al., 2005). La reprise sportive est tardive du fait de la faible résistance mécanique de la plastie du LCA entre 2 et 4 mois et dépend beaucoup de la technique opératoire et des consignes chirurgicales (Besch et al., 2012; Santé, 2008). Après lésion du LCA le risque de récurrence pour une blessure identique dans l'année est décrit comme 2 à 3 fois plus important pour des footballeurs de niveau national (Hägglund, Waldén, & Ekstrand, 2006).

Ce retour à l'activité, crucial pour l'athlète, n'est malheureusement pas toujours réalisable de façon performante. Dans une méta-analyse regroupant 7 556 participants, Ardern et al. ont évalué qu'après une reconstruction chirurgicale du LCA, 82% des patients reprennent une activité sportive, 63% retrouvent leur niveau d'avant la blessure, mais seuls 38% y seront encore après 2 ans (Ardern, Taylor, Feller, & Webster, 2014). Dans une étude prospective chez des joueuses de handball de niveau élite, Myklebust et ses collaborateurs ont montré que le taux de retour au sport est de 30 à 50% avec description par les joueuses d'une instabilité, de douleurs et appréhensions (Myklebust et al., 2003). Le temps moyen entre la blessure et le retour à l'activité sportive est de 7,3 mois (Ardern et al., 2014). La majorité des échecs de retour à l'activité sportive trouve une cause psychologique avec notamment la peur d'un nouvel accident et une sensation d'instabilité (Lee, Karim, & Chang, 2008). C'est également une phase à risque : 45% des re-ruptures ont lieu dans les deux mois suivant le retour à l'activité sportive, 70% dans les 6 mois après retour au jeu (Grindem, Snyder-Mackler, Moksnes, Engebretsen, & Risberg, 2016; Kyritsis, Bahr, Landreau, Miladi, & Witvrouw, 2016)

Au-delà des conséquences à court terme la lésion du LCA expose à des conséquences notables à moyen et long terme.

A moyen terme il est décrit des phénomènes de raideur post-opératoire, souvent iatrogène par malposition des tunnels lors de la plastie et estimés à 17% des cas (Rodineau, Rolland, Abadie, Besch, 2007). Il existe également un risque de lésion secondaire tardive : cinq ans après une rupture du LCA, le risque de rupture du greffon reste supérieur à 5%, quand le risque de rupture

du LCA controlatéral est de plus de 11% et le risque de méniscope secondaire de 12% (Barber-Westin & Noyes, 2011; Thomeé et al., 2011; Wright, Magnussen, Dunn, & Spindler, 2011).

A long terme la littérature est consensuelle sur les risques d'arthrose précoce, quel que soit le traitement retenu (Noyes & Barber-Westin, 2014; Scuderi & McCann, 2004; Wilk, 2015). Fithian et ses collaborateurs ont montré sur une série prospective de 287 patients répartis entre traitement conservateur, reconstruction rapide et reconstruction secondaire l'existence d'arthrose fémorotibiale et fémoropatellaire à 6,6 ans dans les trois groupes. L'analyse en fonction du délai de reconstruction montre que les reconstructions rapides ont un taux d'arthrose plus important que les traitements conservateurs au niveau fémorotibial médial (95 versus 83 %) et fémoropatellaire (76 versus 58 %) (Fithian et al., 2005). Le risque ne semble pas uniquement lié au geste opératoire, une étude prospective sur 1321 patients rapportant 13,9% d'arthroses de genou à 65 ans dans le groupe ayant subi un traumatisme au genou durant leur adolescence contre 6% dans le groupe contrôle (Gelber et al., 2000). Une autre étude prospective sur 103 joueuses de football montre que ces lésions dégénératives sont déjà importantes 12 ans après une lésion : 51% des joueuses ont des critères radiographiques d'arthrose (âge moyen, 31 ans), 75% rapportant un handicap dans les activités de la vie quotidienne (Lohmander, Ostenberg, Englund, & Roos, 2004).

2.4. Conséquences socio-économiques des lésions du ligament croisé antérieur

Ces événements ont des retentissements sévères à pour l'athlète, un constat renforcé par l'épidémiologie : la lésion du LCA survient généralement en pleine carrière sportive, chez de jeunes athlètes en développement. La - relativement - faible incidence de ces lésions ne doit également pas en masquer les conséquences socio-économiques qui en font une problématique importante pour les systèmes de santé occidentaux.

Le taux de reconstructions du ligament croisé antérieur (RLCA) a augmenté de 22% entre 2002 et 2014 : l'incidence des RLCA a augmenté de 40,9 cas pour 10 000 patients en 2004 à 47,8 en 2009 et augmente encore comme le montre la Figure 4 (Bokshan, Mehta, DeFroda, & Owens, 2019; Karns et al., 2018).

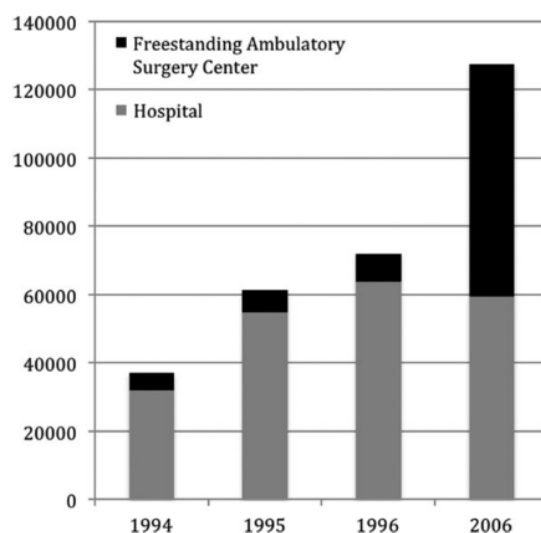


Figure 4 : Proportion des RLCA réalisées en ambulatoires (noir) et en hospitalisation complète (gris) entre 1994 et 2006. D'après Buller et al., 2015.

Mall et ses collaborateurs publient en 2014 une étude épidémiologique descriptive à partir des données du National Hospital Discharge Survey⁴ (NHDS) et du National Survey of Ambulatory Surgery⁵ (NSAS), dont l'objectif est de déterminer et comparer l'incidence et la démographie

⁴ *National Hospital Discharge Survey* : Enquête probabiliste nationale conçue pour répondre aux besoins d'informations sur les caractéristiques des patients hospitalisés sortant d'hôpitaux non fédéraux de court séjour aux États-Unis. Les données de la NHDS sont disponibles chaque année et sont utilisées pour examiner des sujets d'intérêt importants en santé publique et pour diverses activités d'institutions gouvernementales, scientifiques, universitaires et commerciales (source : <https://www.cdc.gov/nchs/nhds/index.htm>)

⁵ *National Survey of Ambulatory Surgery* : étude nationale sur les soins chirurgicaux ambulatoires dans les centres de chirurgie ambulatoire (ASC) hospitaliers et autonomes. Le NSAS a été réalisé pour la première fois de 1994 à 1996, mais il a été interrompu faute de ressources. Le NSAS a été mené à nouveau en 2006 (source : <https://www.cdc.gov/nchs/nsas/index.htm>)

des RLCA en 1994 et en 2006. En tenant compte de l'expansion démographique l'incidence des RLCA est passée de 32,94/100000 en 1994 (86 687 RLCA, IC95% 51,844-121,530) à 43,48 /100000 en 2006 (129 836 RLCA, IC95% 94,993-164,679). L'incidence des RLCA chez les femmes est passée de 32% à 42% du nombre total de RLCA sur la période (10,36/100 000 à 18,06/100 000, $p=0,0003$) ce qui souligne l'importance de l'étude des lésions du LCA chez l'athlète féminine (Mall et al., 2014).

Selon Swenson et al., 21% de toutes les lésions du genou en sport universitaire sont traitées chirurgicalement et 54% reçoivent une imagerie par résonance magnétique IRM (Swenson et al., 2013). Les gestes chirurgicaux mêlent anesthésie générale seule (60,9%) et combinée à une anesthésie régionale (25,7%). 39,9% des patients (17,0 pour 100,000) reçoivent également une intervention méniscale concomitante (Bokshan et al., 2019; Karns et al., 2018).

Ces interventions sont coûteuses : selon une étude économique portant sur 22 chirurgiens et 7 hôpitaux le coût moyen d'un geste opératoire de RLCA s'élève à 2 039 \$ (médian 1 973,88 \$), celui-ci variant en fonction des techniques opératoires (type de transplant, de tunnel fémoral et tibial, suture) (Archibald-Seiffer, Jacobs, Saad, Jevsevar, & Shea, 2015).

Le coût moyen immédiat est de 11 431,57 \$ (médian 9399,49 \$), le total des soins de 24 707 \$ (SD=15 644 \$) pour une RLCA d'après 14 713 cas aux Etats-Unis. Ce coût est inférieur de 1 587 dollars chez les femmes et plus faible chez les patients jeunes (24 006 \$, SD=15 658 \$), mais augmente avec le temps passé dans la salle d'opération (108 \$/mn au-delà de 90 minutes), la réalisation d'une anesthésie générale (1 780 \$) et l'âge (augmentation de 54 \$ tous les ans) (Bokshan et al., 2019; Herzog, Marshall, Lund, Pate, & Spang, 2017). Il n'existe pas de chiffres de ce type permettant d'estimer le coût d'une lésion du LCA pour la Sécurité Sociale, cependant en France la majorité de ces accidents conduit à une intervention chirurgicale (311 euros) nécessitant une hospitalisation de quelques jours (ou un dispositif médical ambulatoire), un arrêt de travail (45 jours en moyenne) et généralement quarante-cinq séances de rééducation, plafond indiqué par les recommandations de bonnes pratiques (Haute Autorité de Santé, 2008).

Le coût sur une vie est estimé par Mather et ses collaborateurs à 38 121 \$ pour les cas opérés et 88 538 \$ à 92 786 \$ dans le cas d'une approche conservatrice (Mather, Koenig, Kocher, Dall, Gallo, Scott, Bach, Group, et al., 2013; Mather, Koenig, Kocher, Dall, Gallo, Scott, Bach, Spindler, et al., 2013; Saltzman et al., 2015). Le coût par année ajusté à la qualité de vie est de 20 612 dollars pour la RLCA et 23 391 dollars pour l'approche conservatrice (Mather, Koenig, Kocher, Dall, Gallo, Scott, Bach, Spindler, et al., 2013; Saltzman et al., 2015).

3. Perspectives épidémiologiques et démarches de prévention du risque de lésion du ligament croisé antérieur de la sportive pivot :

3.1. Epidémiologie : le genre féminin, population à risque dans les sports pivot

Une méta-analyse de Gornitzky et ses collaborateurs analyse l'incidence annuelle de ces lésions chez les athlètes universitaires. Elle regroupe 10 études (700 lésions, 11 238 029 AE). L'incidence de la lésion du LCA y est calculée à 0,062 lésions/1000 AE (IC95% 0,058-0,067). Nous avons regroupé ces données dans le Tableau I, en combinaison avec les données d'une méta-analyse similaire, plus ancienne mais aux critères d'inclusions plus larges de Prodromos et collaborateurs (Gornitzky et al., 2016; Prodromos et al., 2007).

Tableau I : Lésions du LCA par sport et par sexe : collection des données issues des méta-analyse de Gornitzky et al. en 2015 (en jaune) et Prodromos et al. en 2007 (en vert). Les calculs totaux sont recalculés à partir de l'ensemble des données disponibles.

Sport, auteurs	Année	Femmes			Hommes			RR
		Lésions	Exposition	Incidence	Lésions	Exposition	Incidence	
Basketball								
Arendt et al.	1995	189	639 898	0,30	49	736 076	0,07	4,29
Harmon et al.	1998	275	925 501	0,30	84	1 046 669	0,08	
Hewett et al.	1999	3	10 370	0,29	0	13 039	0,00	
Messina et al.	1999	11	85440	0,13	4	105 084	0,04	3,38
Agel et al.	2005	514	1 797 730	0,29	168	1 046 669	0,08	3,63
Pfeiffer et al.	2006	2	18 076	0,11				
Mihata et al.	2006	1061	3 733 209	0,28	332	4 334 807	0,08	3,50
Joseph et al.	2013	79	894 391	0,09	24	1 106 060	0,02	4,07
Beynnon et al.	2014	6	98 296	0,06	4	108 622	0,04	1,66
Total		2140	8 202 911	0,26	665	8 497 026	0,08	3,80
Football								
Harmon et al.	1998	194	604 430	0,32	123	1 000 574	0,12	
Arendt et al.	1995	97	308 748	0,31	81	626 223	0,13	2,38
Hewett et al.	1999	2	9 017	0,22	1	8 513	0,12	1,89
Soderman et al.	2000				4	27 846	0,04	
Mendelbaum et al.	2005	67	137 448	0,49				
Fraude et al.	2005				11	12 830	0,65	
Agel et al.	2005	394	1 208 994	0,33	123	1 000 574	0,12	2,75
Mihata et al.	2006	871	2 736 615	0,32	424	3 547 170	0,12	2,67
Pfeiffer et al.	2006	1	9 357	0,11				
Steffen et al.	2008	5	45 471	0,11				
Kiani et al.	2010	5	47 124	0,11				
Walden et al.	2012	14	78 312	0,18				
Joseph et al.	2013	73	786 293	0,09	38	914 551	0,04	2,23
Beynnon et al.	2014	15	114 077	0,13	3	117 140	0,03	5,13
Total		1738	6 085 886	0,29	808	7 255 421	0,11	2,56
Handball								
Wedderkopp et al.	1997	4	42 442	0,09				
Myklebust et al.	1998	23	40 799	0,56	5	43891	0,11	5,09
Seil et al.	1998				2	20 462	0,24	
Total		27	83 241	0,32	7	64353	0,11	2,98

Exposition : un match ou un entraînement où l'athlète est possiblement exposé au risque de blessure ; Incidence : exprimée en lésions du LCA pour 1000 exposition ; RR : risque relatif des femmes par exposition comparativement aux hommes.

Ce tableau et la littérature montrent une surexposition féminine à la lésion du LCA en sport pivot avec des sex-ratios compris entre 1,66 et 5,13 en défaveur des femmes (Beynnon et al., 2014; Gornitzky et al., 2016; Lefevre, Klouche, et al., 2014; Myklebust et al., 2007; Peterson & Krabak, 2014; Prodromos et al., 2007).

L'étude de cohorte de Beynnon et collaborateurs (basketball, *football* et volleyball) analyse qu'elles ont 2,10 fois plus de risque de primo-lésion hors contact du LCA (IC95% 1,34-3,27) au Vermont, d'après les données du *National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System*⁶ (NCAA ISS). Ce risque relatif est de taille similaire quel que soit le sport et le niveau de jeu (Beynnon et al., 2014).

Zuckerman et ses collaborateurs précisent que ce risque au basketball est 2,84 fois plus élevé chez les femmes au sein de la NCAA (34 000 joueuses et joueuses, IC95% 1.64-4.91) (Clifton, Hertel, et al., 2018; Clifton, Onate, et al., 2018; Zuckerman et al., 2018).

Swenson et ses collaborateurs calculent ce ratio à 2,38 en défaveur des femmes à partir du *High-School RIO*TM (*football*, volleyball, basketball, IC95% 1.91–2.95) (Swenson et al., 2013). Une autre étude prospective sur 1263 athlètes (*football*, volleyball, basketball) rapporte que les athlètes féminines y sont 4,8 à 5,8 fois plus exposées aux lésions ligamentaires du genou. Les femmes subissent également plus de chirurgie que les hommes (Hewett, Lindenfeld, Riccobene, & Noyes, 1999).

Une étude prospective menée sur 60 équipes de handball pendant trois saisons montre que les femmes sont 5 fois plus exposées à la lésion du LCA que les hommes quel que soit le niveau de pratique (Myklebust et al., 2003). Son incidence apparaît deux à trois fois supérieure à celle relevée dans les autres sports pivot collectifs, à l'exception du *football*, toujours en défaveur des femmes (0,56 à 0,82 lésions/1000 AE) (Lefevre, Klouche, et al., 2014; Myklebust, Maehlum, Holm, & Bahr, 1998; Myklebust et al., 2007; Prodromos et al., 2007).

⁶ *National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System* : base de données collectant des données sur les blessures et l'exposition d'un échantillon représentatif d'institutions de la NCAA dans divers sports (Dick et al., 2007).

Ce risque n'est pas constant au cours de la carrière des joueuses. Des joueuses Norvégiennes de niveau élite ont entre 11 et 30 fois plus de risque que des filles de 13-16 ans et 6-12 ans, respectivement (Myklebust & Steffen, 2009). Le risque lésionnel apparaît faire un bond autour de 20 ans comme le montre la Figure 5 issue des travaux de Renstrom et ses collaborateurs (Renstrom et al., 2008).

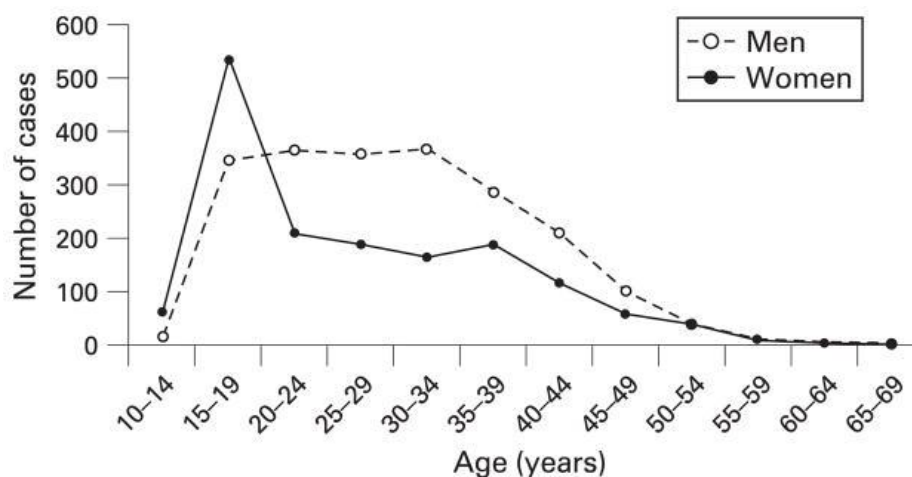


Figure 5 : Distribution des patients dans le *Norwegian National Knee Ligament Registry* par âge et sexe, d'après Resntrom et al., 2008.

Actuellement les hommes sont quantitativement les plus touchés par la lésion du LCA, les disparités des pratiques sportives les rendant proportionnellement plus exposés aux sports à risque. Le sport féminin connaît cependant une explosion : entre 1984 et 2004 le nombre de femmes participant aux disciplines NCAA a augmenté de 92%, contre 15% pour les hommes sur la même période (Hewett, Shultz, Griffin, & American Orthopaedic Society for Sports Medicine., 2007). Cette augmentation de la participation féminine aux activités compétitives et récréatives à risque pour le LCA est susceptible d'entraîner une augmentation du nombre total de lésions. Etablir les causes et élaborer des stratégies de prévention est ainsi un enjeu majeur, actuel, des sciences et de la médecine du sport.

3.2. Circonstances de survenue de la lésion du ligament croisé antérieur

Les circonstances de la lésion du ligament croisé antérieur en sport pivot sont relativement bien connues et documentées par des enregistrements vidéo et témoignages. Les interactions entre athlètes et les événements de jeu à l'origine d'une lésion du LCA sont divers, mais peuvent être regroupés en trois catégories basées sur le type de contact. Celles-ci ont été proposées par

Hewett et ses collaborateurs dans un ouvrage de référence publié en 2007 (traduction personnelle) (Hewett et al., 2007):

- Type 1 : Contact direct : une force externe est directement appliquée au genou blessé et est probablement la cause de la lésion ;
- Type 2 : Contact indirect : une force externe est appliquée à l'athlète mais pas directement au genou blessé. La force est impliquée dans le processus de blessure mais n'en est probablement pas la cause directe. Ce type de lésions est parfois comptabilisé au sein des lésions de type 1 ;
- Type 3 : Hors-contact : les forces appliquées au genou au moment de la blessure résultent du mouvement propre de l'athlète et n'impliquent pas un contact avec un autre athlète ou un objet.

D'après Swenson et ses collaborateurs, entre 2005 et 2011 35% des lésions du membre inférieur surviennent sur un mécanisme hors-contact au basket (type 3, tout type de lésions confondues) (Swenson et al., 2013). Contrairement aux idées reçues la lésion du LCA en sport pivot est cependant un cas à part, qui y survient majoritairement hors-contact, ou lors de contacts indirects (type 2 et 3). Ce mécanisme est défini par Marshall et collaborateurs comme une « *force appliquée sur le genou au moment de l'accident, mouvement propre à l'athlète sans contact avec un autre athlète ou objet* » (Marshall, Maehlum, Holm, & Bahr, 2009).

L'évènement est généralement non anticipé, chez un athlète distrait ou devant répondre à une décision rapide : attraper, passer une balle ou éviter un joueur adverse. Une interaction non physique avec l'adversaire est souvent mentionnée même dans le cas de lésions hors contact, ce qui introduit la capacité de réaction à une perturbation aléatoire (Myklebust, 2014).

Les actions à risque sont les accélérations, les pivots et changements de direction, incluant les débordements et accélérations/décélérations, ainsi que les réceptions de sauts (Hewett et al., 1999; Lefevre, Klouche, et al., 2014; Noyes & Barber-Westin, 2014; Peterson & Krabak, 2014).

Selon les études prospectives de Olsen et Myklebust sur le handball, la lésion y survient lors de l'attaque, balle en main. Les athlètes se blessent après peu de pas (3-4) et à une vitesse parfois faible, 90% des lésions étant enregistrées sur des mécanismes hors-contact (type 3) (Myklebust, Maehlum, Engebretsen, Strand, & Solheim, 1997; Myklebust et al., 1998; Olsen, Myklebust, Engebretsen, & Bahr, 2004). L'épidémiologie nous renseigne sur les postes à risque au handball : une étude prospective menée chez 60 équipes élite pendant 3 ans montre que 60% des joueuses

atteintes sont des arrières, 28% des ailiers, 8% des goals et 4% des piliers, ce qui souligne l'importance des changements d'appuis (Myklebust et al., 2003). En dehors du niveau élite la proportion d'arrières atteintes est encore plus importante (Myklebust et al., 2003). Cette même étude donne 84% des lésions en phase d'attaque, 16% en défense et 74% balle en main. À la suite des championnats du monde 2014 (Qatar) Bere, Bahr et Popovic analysent dans une revue narrative les mécanismes de blessures prépondérants au handball. L'atterrissage y est une phase de risque, divisible en deux catégories : en tant que partie de la technique de shoot (avec rotation, généralement par un ailier ou lors d'un tir aux six-mètres, ou sans rotation) et après une perte d'équilibre due à une obstruction (mouvement rapide vers un attaquant, avec l'intention de stopper son action). Cette dernière est par définition moins prévisible et donc plus à risque. Le changement de direction controlatéral au pied d'appui (*side-step-cutting*), une technique d'évitement utilisée en attaque, est une autre action à risque (Bere et al., 2015; Bere, Bahr, & Popovic, 2014; Marques, Paul, Graham-Smith, & Read, 2019)

D'après des entretiens et des analyses vidéo menés en 2000 par Boden et ses collaborateurs chez 89 sportifs blessés (tous sports pivot), 35% étaient en train de décélérer lors de la blessure, 31% atterrissaient, 13% accéléraient et 4% tombaient en arrière (Boden, Dean, Feagin, & Garrett, 2000).

La littérature recense nettement plus de lésions lors des matchs, le risque augmentant avec l'intensité mais aussi le niveau de jeu (Lefevre, Klouche, et al., 2014). Lors du championnat du monde de handball 2015 (Qatar) la plupart des blessures ont eu lieu dans la première partie du match, surtout la deuxième partie de la première mi-temps (Bere et al., 2015). L'étude de cohorte de Beynnon et ses collaborateurs menée aux Etats-Unis montre que le risque de lésion du LCA est plus élevé au niveau *college* (ratio de risque 2,38, IC95% 1,55-3,64) (Beynnon et al., 2014). Tous sports pivot confondus 74,9% des lésions surviennent en pratique compétitive en sport universitaire (Peterson & Krabak, 2014). Le type de sport et le niveau de compétition y sont indépendamment associés avec le risque d'avoir une primo-lésion du LCA hors contact : chacun participe au risque de façon indépendante chez l'athlète universitaire (Beynnon et al., 2014).

3.3. Modalités et effets des programmes de prévention de la lésion du ligament croisé antérieur

Wilk en 2015 déplore dans un éditorial du *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* qu'il faille en passer par la blessure pour connaître le geste qui protège (Wilk, 2015). Il reprend les propos plus anciens d'Hewett et collaborateurs avançant que les facteurs de risque sont multifactoriels mais accessibles à la prévention (Hewett et al., 1999). Il apparaît difficile de prévenir la lésion sur contact, cependant le caractère hors contact de la majorité des lésions du LCA les rend susceptibles d'être ciblées par ces actions de prévention.

Plusieurs programmes de prévention de la lésion du LCA existent et ont été validés dans des populations sportives différentes. Ils sont implantables au sein de la préparation physique des équipes, en période pré-compétitive ou tout au long de la saison. Leur objectif est de modifier la dynamique de mise en charge de l'articulation fémoro-tibiale par un meilleur contrôle neuromusculaire (notamment du valgus dynamique et de l'alignement hanche/genou/pied) et un travail proprioceptif (Lefevre, Bohu, Cascua, & Herman, 2011).

Myklebust expose en 2014 les points clés de la prévention de la lésion du LCA, socles des programmes actuels (Myklebust, 2014) :

- Proposer un programme d'échauffement, incluant une combinaison d'exercices d'équilibre/coordination, renforcement des membres inférieurs et muscles du *core* (gainage), pliométrie et exercices d'agilité ;
- Utiliser une attention marquée sur la technique : atterrissage sur les orteils (moins « verrouillant » que si le talon est au sol), atterrissage sur les deux jambes, alignement hanche/genou/cheville ;
- Proposer une grande variété d'exercices avec une progression pour imposer un challenge à l'athlète (aspect motivationnel) ;
- Favoriser le travail en binômes pour optimiser la qualité de mouvement ;
- Inclure des exercices balle en main ou au pied.

Les exercices doivent se dérouler sur le terrain pour être le plus proche possible de la pratique et combiner des flexions de hanche/genou (Myklebust et al., 2003).

Ces objectifs sont des pistes de travail et d'enseignement pour la définition d'un programme de prévention. Ils sont couramment et historiquement retrouvés dans les programmes de

prévention des lésions du LCA mais ils ne sont pas toujours justifiés par la littérature. Il existe beaucoup de petites variations entre les composantes de chaque programme en durée, intensité, moment de la saison et suivi de compliance comme le montrent plusieurs revues de littérature (Lefevre et al., 2011; Michaelidis & Koumantakis, 2014; Noyes & Barber-Westin, 2014; Peterson & Krabak, 2014).

Nous avons choisi de proposer une synthèse sous forme de tableaux des différents programmes de prévention des lésions du LCA, de leur contenu et effets, en agrégeant les données de plusieurs revues de littérature (Alentorn-Geli et al., 2009b; Donnell-Fink et al., 2015; Michaelidis & Koumantakis, 2014; Pairo de Fontenay, Argaud, & Monteil, 2009). Les programmes présentés ici sont l'ensemble de ceux ayant été testés sur des équipes de handball et basketball et ceux faisant référence dans la littérature.

Tableau II, Partie A : Synthèse des différents programmes de prévention des lésions du LCA

Auteur, date	Sport	Design	Groupes	Période	Programmation	Exercices	Durée	Supervision	Résultat
(Waldén, Atroshi, Magnusson, Wagner, & Hägglund, 2012)	football	RCT	I=2479 C=2085	Saison	2/semaines pendant 7 mois	P, E, R, T, S	15'	Oui	S
(Gilchrist et al., 2008)	football	RCT	I=583 C=852	Saison	3/semaines pendant 5 mois	P, R, T, S	20'	Oui	NS
(Mandelbaum et al., 2005)	football	P	I=1885 C=3818	Saison	2-3/semaines	P, R, T, S	20'	Oui	S
(Heidt, Sweeterman, Carlonas, Traub, & Tekulve, 2000)	football	RCT	I=42 C=258	Pré-saison	3/semaines pendant 7 semaines	P, R, T	75'	Non	NS
(Söderman, Werner, Pietilä, Engström, & Alfredson, 2000)	football	RCT	I=62 C=78	Saison	3/semaines pendant 6 mois	E (domicile)	15'	Non	NS
(T E Hewett et al., 1999)	football, volley, basketball	P	I=185 C=81	Pré-saison	3/semaines pendant 6 semaines	P, R, T, S	90'	Oui	S

I = groupe intervention, C = groupe contrôle

RCT= étude randomisée contrôlée, P=étude prospective de suivi de cohorte

S=diminution significative de l'incidence des lésions du LCA, NS=diminution non significative de l'incidence des lésions du LCA.

P=pliométrie (sauts), E=équilibre, R=renforcement musculaire, T=exercices de courses, de technique, S=étirements

Tableau II, Partie B : Synthèse des différents programmes de prévention des lésions du LCA

Auteur, date	Sport	Design	Groupes	Période	Programmation	Exercices	Durée	Supervision	Résultat
(O.-E. Olsen et al., 2005)	handball	RCT	I=808 C=778	Pré-saison Saison	15 séances pré-saison, 1/semaine en saison	P, B E, R, T	20'	Oui	S
(Petersen et al., 2005)	handball	P	I=134 C=142	Saison	3/semaines 1/semaine si comp.	P, E, T	10'	Oui	NS
(Grethe Myklebust et al., 2003)	handball	P	I=855 C=942	Pré-saison Saison	3/semaines sur 5-7 semaines 1/semaine en saison	P, E, T	20'	Oui	S

I = groupe intervention, C = groupe contrôle

RCT= étude randomisée contrôlée, P=étude prospective de suivi de cohorte

S=diminution significative de l'incidence des lésions du LCA, NS=diminution non significative de l'incidence des lésions du LCA.

P=pliométrie (sauts), E=équilibre, R=renforcement musculaire, T=exercices de courses, de technique, S=étirements

Ces outils de prévention primaire ciblée permettent pour certains de réduire jusque près de 50% le taux de lésions du LCA, des bons résultats confirmés par une méta-analyse de 2015 (Donnell-Fink et al., 2015; Olsen et al., 2005).

Le mécanisme d'action de ces programmes est cependant encore mal connu. La méta-analyse de Donnell et collaborateurs utilise une méthode de méta-régression recherchant l'effet individuel de chaque composante sur les facteurs de risque de lésion du LCA. Les auteurs ne retrouvent pas d'association significative entre les composantes testées (le contenu des programmes) et les résultats sur l'incidence des lésions du LCA : les programmes de prévention ont un effet sur l'incidence, mais les éléments participant à cet effet sont mal déterminés (Donnell-Fink et al., 2015). Les points clés sont le feedback, la supervision, l'entraînement neuromusculaire et proprioceptif mais ces conclusions sont basées sur des constats essentiellement cliniques (Donnell-Fink et al., 2015; Noyes & Barber-Westin, 2014).

La posologie à laquelle proposer ces programmes est délicate à déterminer, au moins 2 à 4 exercices, 3 fois par semaine, pendant 5 à 10 minutes ce qui représente une contrainte importante pour les clubs. L'ensemble d'un programme préventif pourrait être débuté vers 12-14 ans (Myklebust & Steffen, 2009).

Le coach est un partenaire clé de la prévention et doit être la cible d'actions éducatives. En matière de prévention de lésion en sport seule une stratégie pouvant être acceptée par les participants, leurs corps, leurs encadrements peut aboutir (Finch, 2006). La sensibilisation des encadrants peut jouer tout son rôle dans le développement des jeunes athlètes, en permettant d'apprendre directement les bonnes habitudes techniques dès l'initiation.

La mise en œuvre et la diffusion des programmes de prévention rencontre toutefois des freins. En Norvège une étude de suivi des effets du programme de prévention développé par Myklebust et collaborateurs sur 10 ans a montré que les coaches n'ont pas continué à utiliser le programme proposé après la période de recueil de données, avec plus de lésions constatées l'année après l'arrêt (Myklebust, Skjøberg, & Bahr, 2013). A l'inverse, l'étude randomisée contrôlée de Olsen et collaborateurs menée sur la même population après une importante campagne de sensibilisation par la fédération Norvégienne de Handball en 2004 a montré une bonne observance des clubs (87%) et son maintien montrant la réceptivité des acteurs de terrain à ce type de démarche, dès lors que ceux-ci ont été sensibilisés à la problématique (Olsen et al., 2005). La Figure 6 issue d'une revue ultérieure présente les incidences relevées au cours de ces

deux protocoles (Myklebust et collaborateurs sur 3 saisons à partir de 1999, Olsen et collaborateurs dès 2005) (Myklebust, 2014).

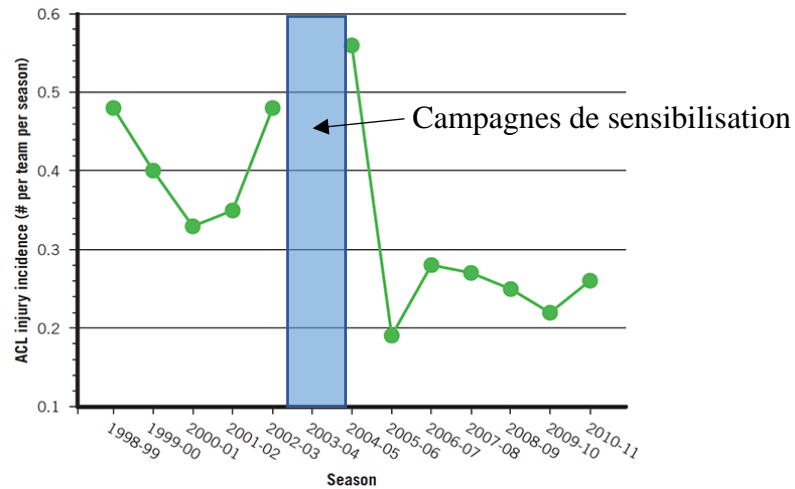


Figure 6 : Incidence des lésions du LCA au cours du temps chez 123 clubs élités Norvégiens, d’après Myklebust, 2014

Outre le développement de l’efficacité intrinsèque des programmes, la réussite des démarches de prévention semble donc conditionnée par une bonne diffusion des informations auprès des clubs et des encadrants et la transposition des conclusions des recherches en des recommandations pratiques. Proposer des programmes de prévention courts et ciblés favorise également l’observance et la mise en place au quotidien.

4. Facteurs de risque de l'athlète féminine, mécanisme de blessure et implications d'une charge de travail dans la lésion hors-contact du LCA en sports pivot

Cette partie s'appuie sur le modèle proposé par Meeuwisse et al. et repris par Bahr et Krosshaug pour le développement d'une approche plus compréhensive de la cause des blessures et la description des facteurs de risque de lésion sans contact du LCA (Bahr & Krosshaug, 2005; Meeuwisse et al., 2007).

4.1. Facteurs de risque intrinsèques

Les facteurs de risque intrinsèques de lésion du LCA sont nombreux et encore mal identifiés, peu de preuves liant ces facteurs à de réels risques de lésion. La littérature n'est pas consensuelle quant à l'influence respective de ces facteurs et leurs interactions (Myklebust, 2014). La plupart des études réalisées sont effectuées sur de petits échantillons et une courte durée, des études sur plus de 1 000 personnes et avec plus de 5 ans de suivi étant nécessaires à la compréhension de ces phénomènes (Kaux et al., 2013).

La littérature présente quelques facteurs de risques associés à la composition du corps (poids, taille, IMC, caractéristiques tissulaires et anthropométrie). La taille du LCA apparaît corrélée à la taille du joueur, sans qu'un lien avec sa résistance ait été démontré (Peterson & Krabak, 2014). Ces mêmes auteurs mentionnent une tension limite de rupture plus basse chez les femmes et un module d'élasticité plus faible. Des constats similaires ont amené Kaux et collaborateurs à conclure en un risque de lésion chez les femmes même lors de traumatisme à faible énergie (Kaux et al., 2013).

Le sexe est également un facteur de risque intrinsèque. Nous avons exposé ci-dessus les principaux chiffres épidémiologiques relatifs à ce constat. La littérature cherche à expliquer ces différences notamment par la description de facteurs hormonaux. Il existe des récepteurs aux œstrogènes et à la progestérone, deux hormones sexuelles, dans le LCA humain. Les œstrogènes sont des perturbateurs connus de la synthèse de collagène et la prolifération de fibroblastes, mais peu de liens ont été démontrés entre ces constats anatomiques et de réels facteurs de risque jusqu'à présent (Scuderi & McCann, 2004). Myklebust et collaborateurs dans une étude prospective menée chez 60 équipes de handball en 2003 ont déterminé que la lésion du LCA intervenait de façon inconstante au cours du cycle menstruel, à 50% en phase menstruelle, 26%

en phase folliculaire, 11% lors de la période présumée d'ovulation et 13% après cette période (Myklebust et al., 2003). Cette prédominance de lésion en phase pré-ovulatoire et menstruelle est mentionnée dans une revue de littérature étudiant les facteurs de risques féminins de lésions du LCA, cependant les auteurs déclarent que le mécanisme d'action de l'œstradiol et de la progestérone sur le LCA est inconnu et pourrait concerner d'autres structures et fonctions comme la contraction musculaire et le contrôle neuromusculaire (Lefevre, Klouche, et al., 2014).

La notion de « santé » selon Meeuwisse et ses collaborateurs s'intéresse principalement aux antécédents des athlètes (Meeuwisse et al., 2007). Il existe une prédisposition familiale connue à la lésion du LCA, 23,4% des joueurs lésés ayant des parents atteints contre 11,7% dans le groupe contrôle dans une étude de cas chez 171 joueurs atteints (Flynn et al., 2005). Plusieurs revues de littérature mentionnent par ailleurs un lien entre une hyperlaxité, une asymétrie des tiroirs à l'examen de pré-saison et le risque de lésions du LCA, ce qui montre l'importance clinique de ce type d'examen (Lefevre et al., 2011; Lefevre, Klouche, et al., 2014; Peterson & Krabak, 2014).

Les facteurs de risque psychologiques sont peu décrits toutefois l'intensité, l'enjeu sportif et le niveau ont un impact sur l'incidence des blessures, avec un risque de lésion plus élevé en compétition (Lefevre, Klouche, et al., 2014).

Peu d'études de fort niveau de preuves existent concernant les facteurs de risque anatomiques. L'impact de la pente tibiale est souvent décrit, une pente tibiale postérieure importante favorisant la translation tibiale antérieure selon deux études rétrospectives, comparatives basées sur des valeurs radiologiques (Ben Hamida, Mourali, Ben Lakhdar, & Hadjsalah, 2008; Jaafar et al., 2010). La taille de l'échancrure intercondyalaire et sa hauteur pourraient également être des facteurs de risque de lésion en augmentant les conflits os-ligament lors des mécanismes de cisaillement ou d'hyperextension. Par contre les auteurs ne mettent pas en évidence de réel lien de causalité avec le risque lésionnel (Ben Hamida et al., 2008; Lefevre et al., 2011; Peterson & Krabak, 2014). Selon Scuderi et McCann les femmes ont un angle d'antéversion fémoral plus important, plus de valgus de genou (angle Q augmenté), plus de torsion tibiale et de pronation plantaire que les hommes, ce qui est reproduit dans la Figure 7 (Scuderi & McCann, 2004).

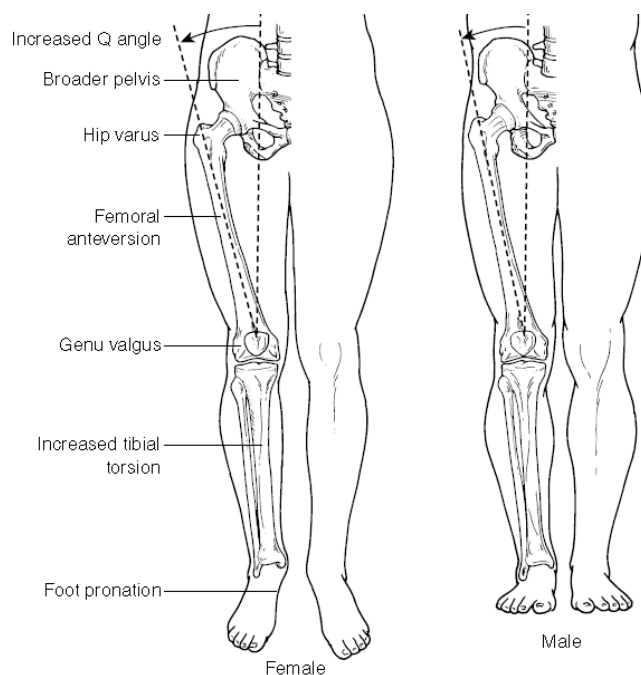


Figure 7 : Variations anatomiques de l'alignement du membre inférieur des femmes comparativement aux hommes, selon Scuderi & McCann, 2004

Le contrôle proprioceptif défini par Kaux et ses collaborateurs comme « *la capacité du corps à maintenir ou récupérer une position après perturbation* » apparaît également différent selon le sexe, les femmes adoptant une posture plus érigée lors des réceptions de saut et changements de direction (Kaux et al., 2013; Peterson & Krabak, 2014).

Il est possible de regrouper les facteurs de risque neuromusculaires au sein de quatre catégories distinctes permettant une lecture plus compréhensive de leurs interactions :

- La prédominance ligamentaire s'appuie sur le constat que les femmes réceptionnent leurs sauts avec plus de valgus de genou que les hommes (Carson & Ford, 2011; Ford, Myer, & Hewett, 2003; Kernozek, Torry, Van Hoof, Cowley, & Tanner, 2005; Pappas, Hagins, Sheikhzadeh, Nordin, & Rose, 2007). Une étude de cohorte menée chez 196 athlètes retrouve plus de valgus et de réactions au sol (vGRF) chez les athlètes blessés marquant la contrainte plus élevée appliquée au genou (Hewett et al., 2005). Un fort moment et angle de valgus de genou est par ailleurs prédictif de lésion du LCA et est souvent relevé sur les vidéos de lésion (Carlson, Sheehan, & Boden, 2016; T. E. Hewett et al., 2005) ;

- La prédominance quadricipitale est la traduction d'observations d'une force de flexion de genou plus faible et d'extension plus forte chez les athlètes ayant rompu leur LCA (Myer et al., 2009). Les femmes présentent un schéma d'activation du couple quadriceps/ischio-jambiers différent et sont plus « quadriceps dominantes », ce qui altère leur capacité à contrôler les forces de cisaillement produites par la translation tibiale antérieure (Lefevre et al., 2011). Une contraction élevée du quadriceps a été montrée suffisante pour léser un LCA dans une étude cadavérique et les déséquilibres entre la force du quadriceps et celle des ischio-jambiers sont à l'origine de contraintes élevées sur le LCA (Croisier & Codine, 2009; Croisier & Crielaard, 1999; Croisier & Crielaard, 1999; DeMorat, Weinhold, Blackburn, Chudik, & Garrett, 2004). La contraction antagoniste des ischio-jambiers a un rôle biomécanique fort car elle s'oppose au tiroir antérieur (translation tibiale antérieure) à risque pour le LCA. La pré-activation des IJ est plus faible chez les handballeuses ayant un antécédent de rupture de LCA, questionnant son rôle prédictif, avec un effet encore plus marqué en situation de fatigue (Behrens, Mau-Moeller, Wassermann, & Bruhn, 2013; Zebis et al., 2011). Cette modification des paramètres de force (moment d'activation, fatigue musculaire) pourrait être à risque pour le LCA ;
- La prédominance du tronc est basée sur le constat que les femmes souffrant de blessure au genou ayant plus de déplacement de tronc dans les tests de relâchement soudain et une proprioception de tronc plus faible (Zazulak, Hewett, Reeves, Goldberg, & Cholewicki, 2007b, 2007a) ;
- La prédominance du membre inférieur statue que les fortes asymétries du moment et de l'angle de valgus du genou sont prédictives de lésion du LCA chez 205 athlètes suivies prospectivement (Hewett et al., 2005).

Une étude de cohorte de Pappas et ses collaborateurs publiée en 2016 étudie la prévalence de ces déficits biomécaniques chez 790 athlètes féminines (basket, volley, *football*) lors d'un

changement de direction et collecte des données cinématiques (amplitudes articulaires) et cinétiques (vGRF) (Pappas, Shiyko, Ford, Myer, & Hewett, 2016). Les auteurs retrouvent que :

- 40% des athlètes ont des variables biomécaniques sous la moyenne, donc sont classifiées à faible risque ;
- 24% des athlètes combinent un haut risque de prédominance quadricipitale et de prédominance du membre inférieur ;
- 22% des athlètes ont une combinaison de la prédominance de membre inférieur et du tronc, et d'une faible tendance à la prédominance ligamentaire ;
- 14% des athlètes sont à très haut risque selon la prédominance ligamentaire.

Ces données montrent que le *continuum* à l'origine de la lésion du LCA peut être différent au sein d'une même population à risque, les facteurs de risque prédisposant l'athlète interagissant à des niveaux différents selon les individus.

4.2. Facteurs de risque extrinsèques

La littérature présente également des facteurs de risque extrinsèques de lésion du LCA, ceux-ci étant tout de fois moins nombreux. L'influence du coefficient de friction du sol est un facteur reconnu de lésion pour les sports en salle. Une étude prospective sur sept saisons de jeu a montré que le risque de lésion du LCA en compétition est 2,35 fois plus élevé sur un terrain artificiel pour les femmes au handball. Cette relation n'est pas retrouvée chez les hommes (Olsen, Myklebust, Engebretsen, Holme, & Bahr, 2003). Un coefficient de friction élevé (permettant moins de glissements) est donc à risque pour les joueuses, le corps pouvant alors tourner au-dessus du pied lors des actions de jeu (Scuderi & McCann, 2004). Myklebust conseille à ce titre d'adapter le type de chaussure portée au terrain pour conserver une friction constante (Myklebust, 2014).

Le port d'équipement de protection de type genouillère, fréquemment constaté sur les terrains ne semble pas protéger de la lésion. Une étude prospective multicentrique randomisée sur 2 ans (95 patients) ne retrouve pas de différence entre deux groupes opérés sur le nombre de ruptures itératives (McDevitt et al., 2004). Seul Kocher et ses collaborateurs ont retrouvé un risque lésionnel plus élevé chez le skieur instable sans attelle, au sein d'une cohorte de 180 patients, mais les contraintes en jeu sont différentes de celles constatées dans les sports pivot collectifs (Kocher, Sterett, Briggs, Zurakowski, & Steadman, 2003).

Une charge de travail, simulée sur le membre inférieur par des protocoles de fatigue, pourrait avoir un effet sur les facteurs de risque neuromusculaires de lésion du LCA et la susceptibilité de blessure. La cinématique articulaire lors des réceptions semble être modifiée avec une diminution de la flexion au contact initial et une augmentation de la rotation médiale de hanche et des forces de cisaillement antérieurs du tibia, ayant un impact sur le valgus dynamique de genou (Alentorn-Geli et al., 2009a; Barber-Westin & Noyes, 2017). Moins l'atterrissage est anticipé, plus la différence est marquée (Peterson & Krabak, 2014). Un effet plus hétérogène est également décrit sur les paramètres de la force de réaction au sol (Barber-Westin & Noyes, 2017; Santamaria & Webster, 2010; Zadpoor & Nikooyan, 2012b). Plusieurs études prospectives décrivent une modification des ratios de force entre les agonistes et antagonistes du genou et une diminution de l'activité musculaire des ischio-jambiers dans la phase de pré-contact et au contact du pied au sol (Behrens et al., 2013; Kaux et al., 2013; Sangnier & Tourny, 2007; Zebis et al., 2011). Les méthodologies employées et les populations incluses dans ces analyses sont cependant hétérogènes et ne permettent pas de caractériser l'effet de la charge de travail sur les facteurs de risque de lésion du LCA de la sportive pivot.

4.3. Mécanisme lésionnel

L'ensemble des facteurs de risque décrits ci-dessus participent à amener l'athlète dans une situation de prédisposition puis à une susceptibilité de se blesser. Nous avons exposé dans la partie consacrée aux perspectives épidémiologiques les circonstances habituelles dans lesquelles se produisent les lésions en sport pivot. Cette partie s'attache à décrire la biomécanique associée à l'évènement incitatif.

Il est difficile d'obtenir des données biomécaniques directes concernant le mécanisme lésionnel. Deux approches prédominent dans la littérature. L'analyse d'enregistrements vidéo permet une observation directe du mouvement mais est limitée par la difficulté à déterminer le moment exact de la lésion et par l'interprétation en trois dimensions de données enregistrées en deux dimensions. L'étude des lésions osseuses et cartilagineuses résultantes des forces

transférées à l'os sous-chondral lors de l'impact fémur/tibia, ou *bone bruises*⁷, renseigne sur la position du genou lors de la lésion, mais il est là aussi difficile d'estimer le moment exact de la rupture du LCA. Ces impactions osseuses sont généralement associées aux lésions ligamentaires sévères et sont retrouvées dans 70% des lésions du LCA (Figure 8) (Zhang, Hacke, Garrett, Liu, & Yu, 2019).

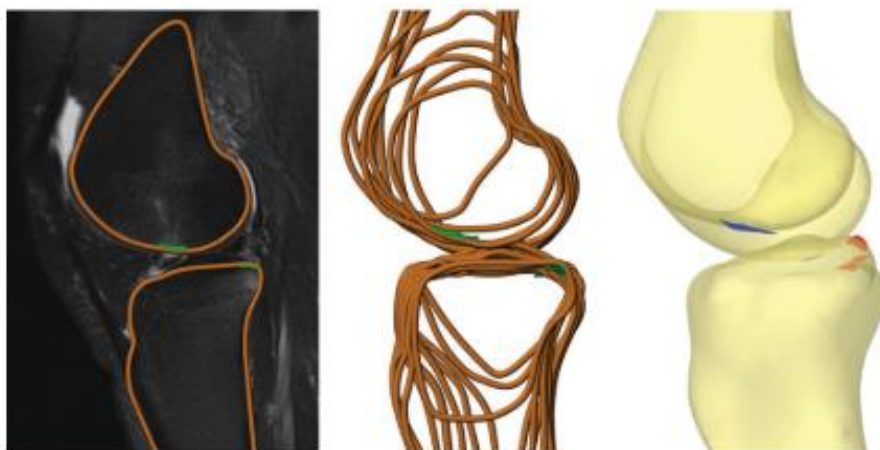


Figure 8 : Surfaces osseuses (orange) et contusions osseuses (vert) modélisées à partir d'images IRM et compilées en un modèle 3D faisant apparaître des *bruises* fémorales (bleu) et tibiales (rouge). D'après Owusu-Akyaw et al., 2018

D'après les travaux de Boden et ses collaborateurs la plupart des lésions surviennent lors de l'impact du pied au sol, genou en extension complète (Boden et al., 2000).

Une revue systématique regroupant 12 études et 589 patients recense que 87% des lésions tibiales se trouvent à la partie postérieure du plateau tibial. 90% des lésions fémorales sont à la partie antérieure des condyles fémoraux. Ces données indiquent un mécanisme avec une forte translation tibiale antérieure et peu de flexion de genou. La plus forte proportion de lésions dans le compartiment latéral suggère également un mécanisme en valgus (Zhang et al., 2019).

⁷ *Bone bruise* : zone traumatique, géographique, non-linéaire de perte de signal [IRM, en séquence T1] impliquant l'os sous-cortical, et une augmentation de signal en T2, caractéristique d'une micro fracture trabéculaire avec augmentation de la concentration en eau (Mink & Deutsch, 1989)

L'analyse des impactions osseuses de Kim et ses collaborateurs montre que lors de la lésion chez les femmes le genou atteint en moyenne 17° de flexion avec une translation antérieure de 22 mm (Kim et al., 2015). Cette étude a été prolongée en 2018 par Owusu-Akyaw et ses collaborateurs qui comparent la position du genou de 15 hommes et 15 femmes au moment de la lésion (Figure 9).

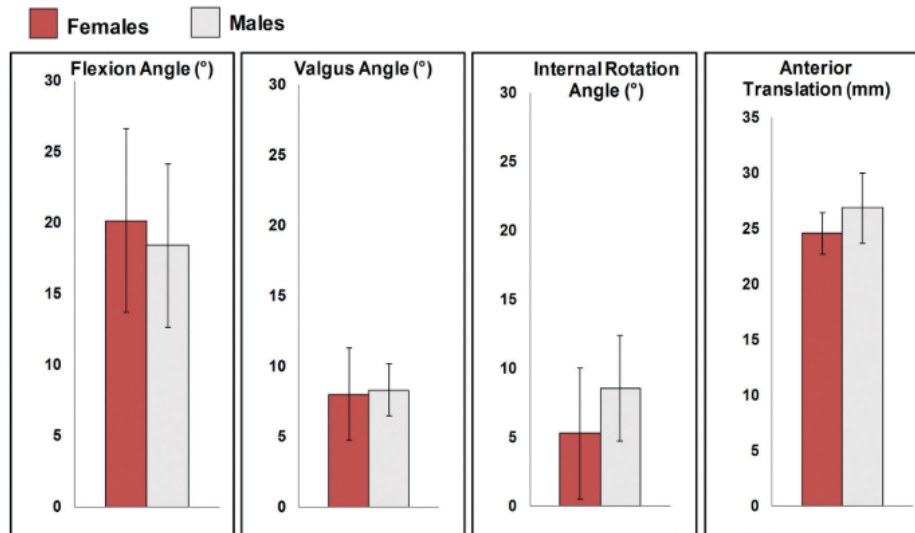


Figure 9 : Moyenne et IC95% pour la flexion de genou ($p=0,66$), le valgus ($p=0,87$) et la rotation interne tibiale ($p=0,26$) et la translation tibiale antérieure ($p=0,18$) au moment de la lésion, en fonction du sexe, d'après Owusu-Akyaw et al., 2018

Rouge : femmes ; Gris : hommes

Les auteurs relèvent une amplitude de 24,6 mm et 26,9 mm de translation tibiale antérieure, $5,3^\circ$ et $8,6^\circ$ de rotation médiale du tibia, 8° et $8,3^\circ$ de valgus et $20,2^\circ$ et $18,4^\circ$ de flexion chez les femmes et les hommes, respectivement. Il n'y a aucune différence significative entre les deux sexes, suggérant un mécanisme lésionnel similaire (Owusu-Akyaw et al., 2018). Une position de genou proche de l'extension est à risque, entraînant plus de cisaillements antérieurs et donc plus de contraintes sur le LCA (Kim et al., 2015; Owusu-Akyaw et al., 2018).

Lors de l'étude cadavérique menée en 2004 par DeMorat et ses collaborateurs (13 genoux) simulant une contraction du quadriceps de 4 500 Newtons, le déplacement tibial antérieur mesuré est de 20,6 mm dans le cas d'une lésion totale et 19,95 mm dans le cas d'une lésion partielle (18,30 mm dans le cas non blessé, la normale chez l'individu sain étant de 8 ± 2 mm).

La rotation interne tibiale est également significative ($7,4^\circ$ et $5,3^\circ$ dans le cas des lésions totales/partielles contre $3,9^\circ$ dans les cas où le chargement ne provoque pas de lésion) (DeMorat et al., 2004). La principale limite de cette étude provient des qualités tissulaires des échantillons utilisés (âge 49-93 ans), éloignés de la population ciblée et potentiellement non habitué à ce niveau de charge.

Koga et ses collaborateurs publient en 2010 une série de dix cas analysés en vidéo et reconstruits en 3D (*model based image matching*, MBIM), au basketball (3) et au handball (7). 6 cas résultent d'un contact indirect, aucun d'un contact direct. Sept cas sont en pivot et trois lors d'atterrissages à une jambe. Au moment estimé de la lésion le genou est en légère flexion (23° de flexion, IC95% 11° à 30°) qui augmente de 24° 40ms après (IC95% 19° à 29°). L'abduction passe de 0° à 12° (10 à 13°) à 40 ms. Le genou au contact initial est en rotation externe de 5° (IC95% -5 à 12°) puis subit une rotation interne brutale, jusque 8° (IC95% 2 à 14°) (Koga et al., 2010). Cet effondrement en flexion et abduction pourrait être secondaire à la lésion, celle-ci survenant plus près du contact initial au vu de la position reconstruite par Owusu-Akyaw, Kim et leurs collaborateurs (Kim et al., 2015; Owusu-Akyaw et al., 2018).

Koga et ses collaborateurs dégagent dans leurs travaux une hypothèse de mécanisme lésionnel, dont les étapes successives sont illustrées dans la Figure 10 :

- Mise en charge en valgus, provoquant une mise en tension du ligament collatéral médial (image B) ;
- Mise en charge en compression et application d'une traction antérieure du quadriceps, provoquant un déplacement antérieur du condyle fémoral médial (rotation tibiale interne, image C) ;
- Rupture du LCA, perte du frein à la translation tibiale antérieure : le condyle fémoral médial avance provoquant une rotation externe tibiale (image D).

Le valgus seul ne semble pas suffisant à la lésion, c'est sa combinaison avec d'autres mobilités qui apparaît à risque pour le LCA (rotation, translation tibiale ...).

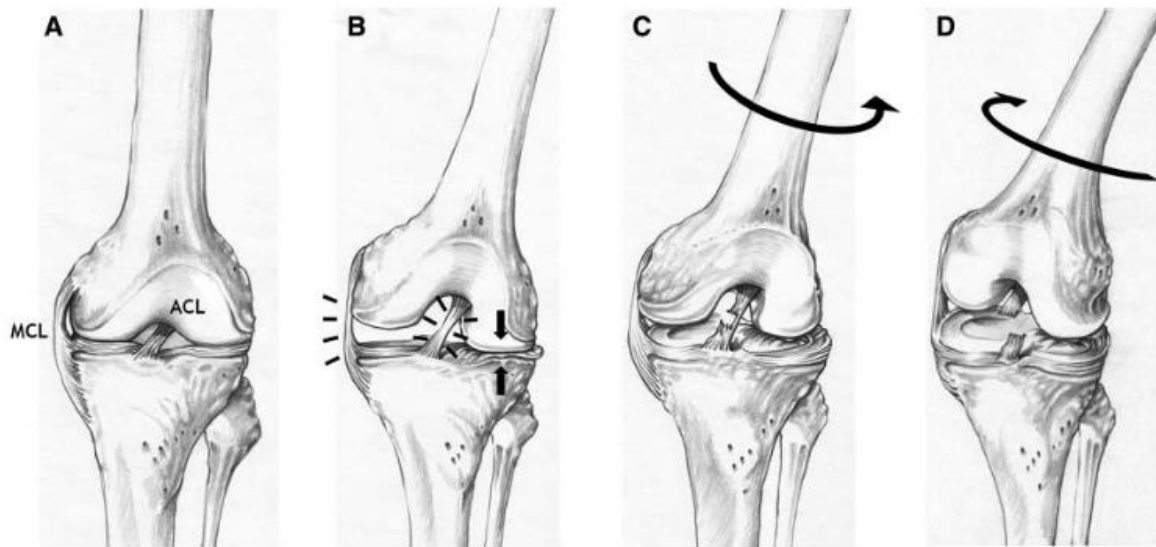


Figure 10 : Hypothèse de mécanisme lésionnel hors-contact du LCA, d'après Koga et al., 2010

Une mise en charge cyclique répétée, sous-maximale (sauts ...) pourrait également être un mécanisme lésionnel notamment en cas de rotation tibiale médiale limitée. Elle provoquerait des microlésions du LCA avec un mécanisme de fatigue mécanique. Il s'agit cependant d'études cadavériques demandant à être répliquées (Chen et al., 2019).


Objectifs généraux

Les conséquences fonctionnelles, socio-économiques, émotionnelles, dégénératives des ruptures du ligament croisé antérieur interpellent. L'augmentation constante de leur incidence, la surexposition féminine et le développement des sports féminins obligent à continuer les efforts de recherche pour la compréhension de la lésion du LCA. Les facteurs de risque et le mécanisme lésionnel varient selon les disciplines sportives et il faut adapter la prévention à ces spécificités (Bahr & Krosshaug, 2005). L'exposition à une charge de travail est susceptible de modifier le risque de blessure. Or, les données de la littérature sont hétérogènes et peu applicables au cas de la joueuse de handball et basketball.

Pour répondre à cette problématique, l'objectif principal de cette thèse est **d'étudier le risque de lésion du ligament croisé antérieur de la joueuse de sport pivot et son évolution lors de l'exposition à une charge de travail**. Cette charge est induite par l'emploi de protocoles de fatigue neuromusculaire.

Le programme expérimental de cette thèse se décline en trois études analysant plusieurs aspects du risque lésionnel, dont les objectifs principaux et hypothèses sont de :

- **Déterminer comment un protocole de fatigue musculaire sur dynamomètre isocinétique impacte la stabilité active et passive du genou de la joueuse de handball ;**

 *Hypothèse : un protocole de fatigue musculaire sur dynamomètre isocinétique modifie la laxité et l'équilibre des forces des fléchisseurs et extenseurs du genou chez les handballeuses, créant une situation à risque de lésion du LCA. Ces modifications engendrent une altération des paramètres de force musculaire (pic du moment de force, ratio conventionnel et fonctionnel) et une augmentation de la pente et du tiroir antéro-postérieur lors du test de laxité.*

- **Documenter les modifications induites par les protocoles de fatigue neuromusculaire périphériques ou généraux sur la composante verticale de la**

force de réaction au sol (vGRF), en fonction des tâches athlétiques et des protocoles, dans les sports pivot ;

✚ *Hypothèse : Une charge de travail induit une modification des paramètres de la composante verticale de la force de réaction au sol, participant au risque de lésion du LCA des sportifs pivot. Cet effet est variable en fonction du protocole de fatigue neuromusculaire utilisé et de la tâche considérée.*

- **Déterminer le moment de survenue du pic de la composante verticale de la force de réaction au sol (vGRF) lors d'un changement de direction, en fonction de l'état de fatigue neuromusculaire (avant/après protocole de fatigue) et du sexe (homme/femme) chez des sportifs pivot.**

✚ *Hypothèse : un protocole de fatigue neuromusculaire diminue chez les femmes le temps au pic de vGRF lors d'un changement de direction jusque moins de 50 ms suivant le contact initial du pied au sol, générant un risque lésionnel majeur pour le LCA.*

Pour répondre à ces objectifs nous utilisons des outils validés d'évaluation de la force musculaire, d'analyse systématique de la littérature et de mesures biomécaniques (cinétique, cinématique et laximétrie) dans deux études prospectives et une revue systématique de la littérature.

Etude 1 : Effet de la fatigue musculaire sur la stabilité du genou : particularités de la joueuse de handball

1. Contexte

L'activité musculaire et la qualité des tissus ligamentaires sont des éléments majeurs de la stabilité articulaire, notamment lors de tâches dynamiques complexes comme les réceptions de saut, changement de directions et pivots. Une modification des paramètres de force (moment d'activation, fatigue musculaire), ou des qualités mécaniques de l'appareil ligamentaire pourrait être à risque pour le LCA.

Une étude comparative de Behrens et ses collaborateurs en 2013 a étudié la différence de genre dans la réponse réflexe des ischio-jambiers et la translation tibiale antérieure avant et après un protocole de fatigue, sur un échantillon de 25 hommes et 25 femmes sans antécédents pathologiques (Behrens et al., 2013). Le protocole de fatigue, à forte charge métabolique, consistait en la réalisation de sauts bipodaux jusqu'à l'impossibilité de réaliser trois répétitions à plus de 50% de la hauteur maximale réalisée par l'individu au cours de la mesure. Les performances musculaires étaient évaluées avant et après fatigue sur un dynamomètre isocinétique par l'enregistrement de la « force explosive volontaire maximale » lors d'une contraction isométrique sur 3 secondes, sur les intervalles 0-50, 0-100, 0-200ms relativement au début de contraction (quadriceps et ischio-jambiers). Le protocole évaluait également la translation tibiale antérieure en charge genou fléchi à 30° par un appareil de mesure développé pour l'étude.

Les résultats sont intéressants et démontrent chez la femme un effet de la fatigue sur les performances musculaires, notamment sur la latence de la réponse réflexe des ischio-jambiers en situation d'épuisement, protectrice de la lésion du LCA. La latence de contraction des IJ chez les femmes est très retardée en post-test, générant un risque pour le LCA. Le biceps fémoral et le semi-tendineux ont une activité significativement diminuée par la fatigue dans l'intervalle 20-40 ms ($p=0,035$ et $p=0,029$ respectivement) et 40-60 ms pour le biceps uniquement ($p=0,013$).

Il s'agit également de la première étude à notre connaissance montrant une modification des tiroirs lors d'un test en charge à la suite d'un protocole de fatigue. La translation tibiale en charge apparaît significativement augmentée chez les femmes ($p=0,002$). Il n'y a pas de

différence en tout temps de la mesure chez les hommes, pour la latence de contraction et la translation tibiale. La mesure en charge modifie le chargement axial et réduit les rotations et translation (Behrens et al., 2013). La méthode utilisée rend cependant difficile la comparaison avec les études existantes sur la laximétrie, notamment issues de notre équipe de recherche, et appellent à la réalisation de nouvelles études pour en valider les conclusions (Senioris et al., 2017).

L'activité musculaire du genou dans le plan sagittal peut être caractérisée par l'étude des équilibres musculaires entre les agonistes et antagonistes du mouvement de flexion/extension de l'articulation fémoro-tibiale (Croisier & Codine, 2009; Croisier & Crielaard, 1999b, 1999a). Nous avons exposé le rôle biomécanique des ischio-jambiers et du quadriceps et leur impact sur les contraintes appliquées aux structures passives du genou. Plus que des mesures isolées Croisier et ses collaborateurs dans leurs travaux sur l'isocinétisme rapportent que ce sont les déséquilibres entre la force du quadriceps et celle des ischio-jambiers qui sont à l'origine de ces contraintes sur le LCA (Croisier & Codine, 2009; Croisier & Crielaard, 1999; Croisier & Crielaard, 1999).

Notre équipe d'accueil a mené en 2007 une étude prospective étudiant l'évolution du ratio ischio-jambiers/quadriceps lors d'un test d'endurance isocinétique chez 34 joueurs semi-professionnels de football, pour comprendre les changements induits par la fatigue sur la stabilité active du genou. La procédure consistait en la réalisation d'un test de force maximale à 180°/s sur dynamomètre isocinétique, suivi d'un test d'endurance de 50 répétitions concentriques et excentriques à cette même vitesse au cours de laquelle le moment de force maximal (MFM) était relevé toutes les 5 répétitions. Les résultats indiquent une diminution du ratio conventionnel (IJ concentrique/Q concentrique) et une augmentation du ratio fonctionnel (IJ excentrique/Q concentrique) montrant un effet marqué de la fatigue sur le quadriceps en concentrique, et donc une évolution de la stabilité du genou à la fatigue. Ces résultats sont en faveur d'une spécificité du développement de la force chez le footballeur avec une plus grande capacité de résistance à la fatigue en excentrique, mais montrent également le rôle que peut jouer une charge de travail dans la création d'un déséquilibre musculaire néfaste à la stabilité du genou (Sangnier & Tourny, 2007).

La fatigue des stabilisateurs actifs du genou est ainsi une hypothèse prédominante concernant la lésion du LCA au football. Bahr et Krosshaug appellent cependant à une analyse par sport

pour mieux comprendre les risques de lésion, chacun étant différent et exposant de façon variable ses athlètes (Bahr & Krosshaug, 2005). L'aspect neuromusculaire est un axe important pour la compréhension des facteurs de risque de lésion du LCA. Le genou des footballeurs y est sensible mais il existe peu de données dans la littérature permettant de généraliser à l'ensemble des sports et notamment au handball féminin. C'est cette démarche que nous avons choisi de mettre en place au cours de ce travail.

2. Objectifs de la recherche

2.1. Objectif général

L'objectif général de ce travail est de déterminer comment un protocole de fatigue musculaire sur dynamomètre isocinétique impacte la stabilité active et passive du genou de la joueuse de handball.

2.2. Objectifs opérationnels

Les objectifs opérationnels de cette étude sont :

- Déterminer la complémentarité des mesures d'équilibre des forces musculaires avec les mesures de laxité articulaire ;
- Etudier la pertinence du renforcement musculaire dans la prévention de l'entorse du LCA chez les femmes au handball.

3. Matériel et méthodes

3.1. Lignes directrices SPIRIT

Les lignes directrices SPIRIT, éditées en 2007 et actualisées en 2013 fournissent une norme internationale pour la rédaction et la présentation des protocoles de recherche et essais cliniques. Elles constituent une liste de vérification de 33 éléments basés sur les preuves et visant l'exhaustivité dans la description de la méthodologie, que nous avons adapté à la présentation des études 1 et 3 de ce manuscrit (Chan et al., 2013; Gedda, 2015b).

3.2. Participants, interventions et critères de jugements

3.2.1. Contexte institutionnel

L'étude est mise en place au cours des deux premiers trimestres de l'année universitaire 2016-2017, en collaboration avec l'UFR STAPS de Rouen, le laboratoire CETAPS (Centre d'étude des transformations des activités physiques et sportives, EA 3832) et le Centre Régional de Médecine Physique et de Réadaptation des Herbiers permettant l'accès au matériel de mesure.

3.2.2. Critères d'éligibilité

Le recrutement de la population se fait selon les critères suivants :

Critères d'inclusion

- Sexe féminin ;
- Age supérieur à 18 ans ;
- Jambe d'appel pied gauche ;
- Justifier d'au moins 5 ans de pratique du handball en compétition ;
- Volume d'entraînement comparable, soit 7 heures/semaine en moyenne.

Critères de non inclusion

- Age inférieur à 18 ans ;
- Atteinte traumatique récente du membre inférieur droit, blessure ayant nécessité un arrêt de plusieurs jours, ou l'absence de participation à une compétition (Institut national de la santé et de la recherche médicale, 2008) ;
- Antécédent connu de rupture d'un ligament croisé ;
- Lésion méniscale connue ;
- Pathologies évolutives (infection en cours de traitement, néoplasie en cours), neurologiques ou systémiques pouvant influencer les structures actives et passives du genou.

Critères d'exclusion

Les joueuses présentant au cours de la mesure une douleur importante, une instabilité ou des courbes d'aspect pathologique sur le relevé du dynamomètre isocinétique (décrochage du tracé, trous de force...) sont exclues du protocole.

3.2.3. Population

22 joueuses ont été incluses après la diffusion de la lettre d’information. 3 athlètes ont été exclues au cours du protocole, pour une population finale de 19 joueuses (Figure 11).

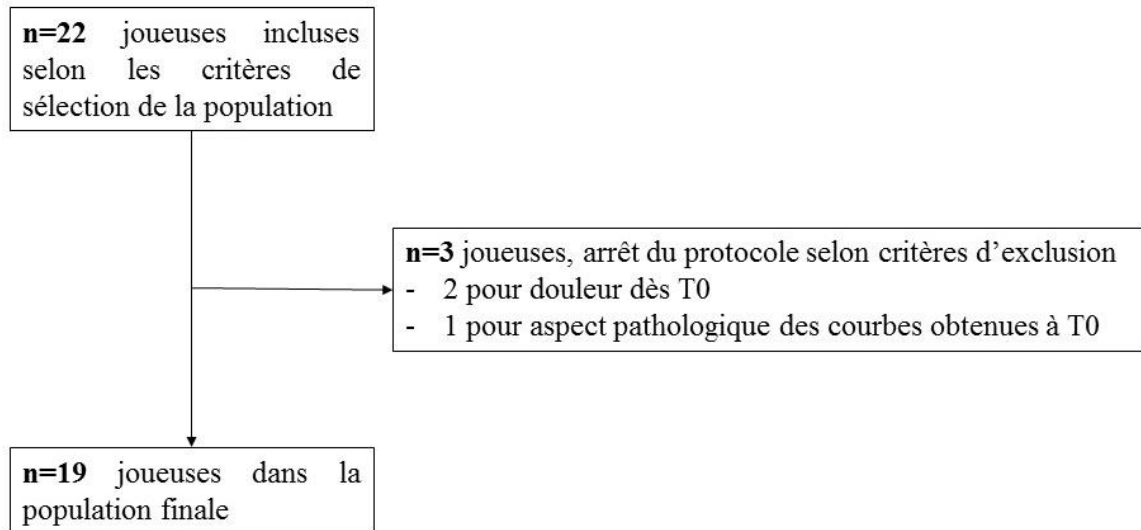


Figure 11 : Diagramme des flux

La population de l’étude correspond aux critères d’inclusion et paraît représentative de la population ciblée par notre étude. Ses caractéristiques principales sont décrites dans le tableau III.

Tableau III : Caractéristiques de la population

n = 19 joueuses	Moyenne ± Ecart Type
Poids (kg)	62,00 ± 4,9
Taille (cm)	166 ± 5
Age (ans)	20,9 ± 2,4
Années de pratique	9,5 ± 3,4
Heures d'entraînement par semaine	7,2 ± 2,9

3.2.4. Procédure expérimentale

Cette étude effectue des tests de force et de laxité avant (T0) et après (T1) un protocole de fatigue du quadriceps et ischio-jambiers sur dynamomètre isocinétique.

Lors d'une première visite (pré-inclusion) nous procédons à l'information de la volontaire sur le contenu et l'objectif de la recherche, et vérifions les critères d'inclusion et de non inclusion.

Lors de la seconde visite (inclusion), nous recueillons le consentement de la volontaire puis les données anthropométriques nécessaires à l'étude. L'athlète débute l'expérimentation par un échauffement normalisé de 10 minutes sur un cycloergomètre à 120W, à une vitesse confortable qui correspond à 62 tr / min en moyenne (Asim Bradic, 2009; González-Ravé et al., 2014). Nous réalisons ensuite une première mesure de laxité sur le GNRB-Rotab® du genou droit. Elle est ensuite installée sur le dynamomètre isocinétique (l'ensemble des procédures est décrit à la partie 3.2.4). Entre chaque série le sujet bénéficie d'une minute de repos (Asim Bradic, 2009).

A l'issue de ces mesures l'athlète subit un protocole de fatigue des agonistes et antagonistes du genou droit sur le dynamomètre isocinétique.

Après 3 minutes de repos au cours desquelles le sujet est invité à s'hydrater, nous procédons aux mêmes mesures de force qu'avant fatigue, puis l'athlète est installé sur le GNRB-Rotab® pour une nouvelle mesure de laxité de la jambe droite selon les mêmes paramètres qu'initialement.

L'ordre des mesures est inversé entre T0 et T1 afin de limiter le temps de préparation et d'installation (Figure 12).

La participation au protocole expérimental demande environ 1h30 par participante, répartie en 30 minutes lors de la visite de pré-inclusion et 1h lors de l'inclusion.

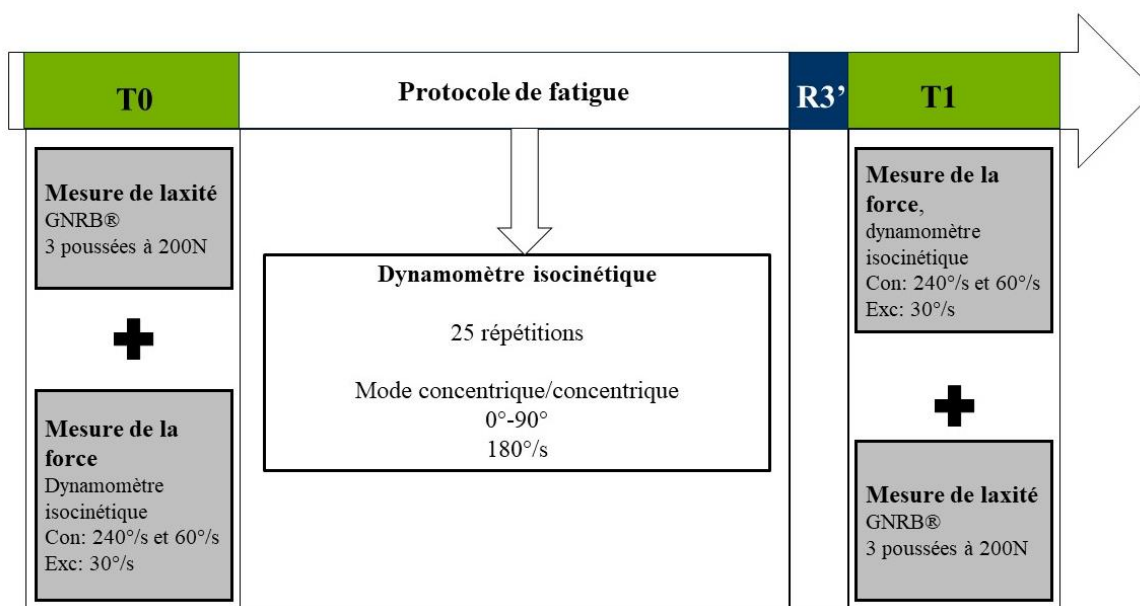


Figure 12 : Schéma de l'expérimentation

Légende : con : mode de contraction concentrique ; exc : mode de contraction excentrique ; R : repos.

3.2.5. Interventions

Mesure de la force musculaire par dynamométrie isocinétique

La force musculaire des fléchisseurs (ischio-jambiers, IJ) et extenseurs du genou droit est mesurée sur un dynamomètre isocinétique de type Kin-Com® (500H: Chattecx Corp., Chattanooga, TN, USA), avec correction du moment induit par la gravité (Asim Bradic, 2009; González-Ravé et al., 2014). Ce type d'appareil propose une évaluation de la force musculaire dynamique, à vitesse constante au cours du mouvement. La résistance est ainsi variable en fonction de la force développée par le sujet, ce qui permet une étude précise des performances musculaires en fonction de l'amplitude articulaire et le relevé de paramètres variés développés par un groupe musculaire à une vitesse donnée : moment de force maximal (MFM, en Newton-mètre), moment de force, travail, puissance.... Le respect de la cinétique du geste sportif devrait demander la sélection de vitesses identiques et élevées mais cette nécessité se confronte aux limites matérielles, les appareils de mesure dépassant rarement 300°/s.

D'excellentes propriétés métrologiques sont décrites par Croisier et Crielaard concernant la mesure du MFM en concentrique (coefficient de variation CV<5% à 60°/s et 240°/s) et en

excentrique (CV=9% à 30°/s) (Croisier & Codine, 2009; Croisier & Crielaard, 1999; Croisier & Crielaard, 1999). Ces données sont confirmées dans des publications ultérieures (Cleland et al., 2012; González-Ravé et al., 2014; Rochcongar, 2004).



Figure 13 : Dynamomètre isocinétique de type Kincom®

Les sujets sont assis sur la chaise et sanglés de façon à limiter la participation du tronc aux mesures (Figure 13), la hanche fléchie à 90°. Lors de l'installation il est vérifié que l'athlète puisse effectuer une flexion de genou supérieure à 90° sans limitations. L'axe de rotation du dynamomètre est positionné en regard du centre articulaire de rotation du genou à l'aide du condyle fémoral latéral. La résistance est placée 2 cm au-dessus de la malléole latérale, la distance axe-résistance est ensuite enregistrée et prise en compte dans les mesures. Une correction du moment induit par la gravité est ensuite effectuée (Asim Bradic, 2009; González-Ravé et al., 2014).

L'amplitude articulaire mesurée va de 90° de flexion de genou à l'extension complète. Une série d'échauffement de 10 contractions concentriques sous-maximales est réalisée à vitesse moyenne (90°/s) pour permettre aux sujets de prendre contact avec l'outil. Trois tests sont ensuite réalisés sur le genou droit : deux tests concentriques à 240°/s et 60°/s et un test excentrique à 30°/s (Croisier & Crielaard, 1999; Croisier & Crielaard, 1999). Pour chaque vitesse trois essais sont réalisés. En mode concentrique, la force du quadriceps est enregistrée pendant l'extension et la force de l'ischio-jambier lors de la flexion, et inversement en mode

excentrique. Trois essais sont réalisés pour chaque vitesse. Nous encourageons verbalement et fortement les athlètes tout au long de la mesure : les participants ont été invités à « pousser » ou « tirer » lors de tests concentriques et à « résister » lors de tests excentriques. Préalablement au test excentrique à 30°/s, trois répétitions sous-maximales en mode excentrique à 90°/s sont réalisées pour familiariser l'athlète avec ce mode de mesure très sollicitant. Entre chaque série le sujet bénéficie d'une minute de repos (Asim Bradic, 2009).

Laximétrie antéro-postérieure par GNRB-Rotab®

La laxité antéro-postérieure et rotatoire du genou droit est mesurée à l'aide du GNRB-Rotab® (Figure 14). Cet appareil mesure le déplacement sagittal du tibia et sa rotation, genou à 20° de flexion, selon une procédure proche du test de Lachman (Cleland et al., 2012; Décary, Ouellet, Vendittoli, & Desmeules, 2016). Un vérin exerce une poussée d'intensité réglable sur la partie haute du mollet de manière à produire un tiroir antérieur du tibia sur le fémur. L'appareil produit une courbe charge/déplacement dont la pente (translation tibiale antérieure en millimètre / force développée en newtons) reflète l'élasticité du ligament et donne un aperçu de la laxité (Lefevre, Bohu, Naouri, Klouche, & Herman, 2014).

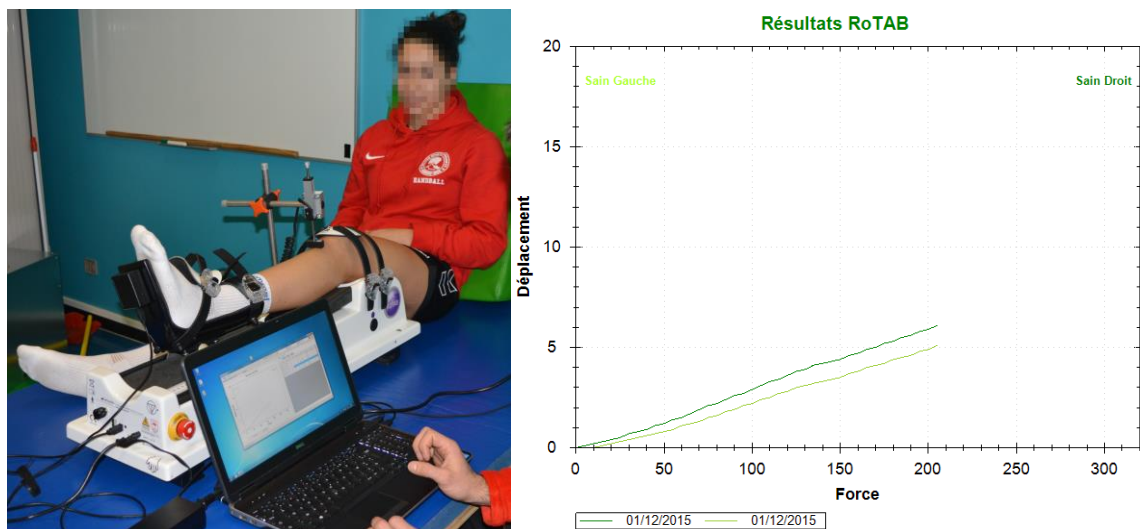


Figure 14 : Appareil de mesure de laxité du genou GNRB-Rotab® et aspect des courbes obtenues

Le GNRB® a montré de bonnes qualités diagnostiques et une excellente fiabilité inter et intra-observateur (Beldame et al., 2012; Collette, Courville, Forton, & Gagnière, 2012; Klouche et al., 2015; Lefevre, Bohu, et al., 2014; Robert, Nouveau, Gageot, & Gagnière, 2009; Senioris et al., 2017).

L'athlète est installé sur une table d'examen, en position semi-assise (Figure 14). Le membre inférieur testé repose sur l'appareil, en rotation neutre, la pointe de la patella venant en regard d'un repère placé sur la sangle patellaire du GNRB-Rotab®. Cette sangle assure une pression symétrique sur la patella au cours du test, contrôlée par un capteur de pression. L'interligne articulaire est repéré de même que la tubérosité tibiale antérieure sur laquelle on place le capteur de déplacement antéro-postérieur. Le pied est sanglé dans une botte articulée sur laquelle est fixé le capteur de rotation tibiale.

Lors de la mesure l'appareil produit trois poussées (tiroirs) à 200 N, durant lesquelles il est demandé à l'athlète de bien se relâcher pour éviter une participation trop importante des muscles ischio-jambiers. Cette procédure et valeur de poussée ont montré de meilleurs taux de sensibilité et spécificité que des valeurs plus importantes (Klouche et al., 2015; Mouton et al., 2015).

Protocole de fatigue neuromusculaire sur dynamomètre isocinétique

Le protocole de fatigue des agonistes et antagonistes du genou droit est réalisé sur le dynamomètre isocinétique Kin-Com®. Il consiste à réaliser 25 répétitions de flexion/extension concentriques du genou à la vitesse de 180°/s, maximales. Cette procédure a été validée sur une population de footballeurs (Sangnier & Tourny, 2007, 2008). A notre connaissance aucune donnée n'existe dans la littérature concernant un protocole de fatigue chez les handballeuses ce qui ne permet pas d'envisager d'adaptation spécifique de notre intervention.

3.2.6. Données de la recherche

Données acquises lors de la mesure

Au cours du protocole la variable indépendante manipulée est la fatigue musculaire, à deux modalités (avant, T0, et après, T1). Il est procédé à l'enregistrement de variables quantitatives dépendantes :

- Pic de force musculaire des extenseurs et des fléchisseurs du genou droit pour chaque vitesse (Newtons) ;
- Angle d'apparition du pic de moment de force des extenseurs et des fléchisseurs du genou droit pour chaque vitesse (degrés) ;
- Valeurs des forces musculaires des ischio-jambiers et du quadriceps tous les 10° de flexion et à 15°, 30° et 45° de flexion du genou droit pour chaque test (Newton) ;

- Pic de force musculaire des extenseurs et des fléchisseurs du genou droit pendant les trois premières et les trois dernières répétitions du protocole de fatigue (Newton) ;
- Charge moyenne de travail lors du protocole de fatigue (Joules) ;
- Puissance développée lors du protocole de fatigue (Watts) ;
- Coefficient de variation au cours du protocole de fatigue (pourcentage) ;
- Translation tibiale antérieure du genou droit (millimètres) ;
- Pente de la courbe charge-déplacement du GNRB-Rotab® (mm.N⁻¹).

Les valeurs issues du GNRB-Rotab® sont enregistrées lors de la seconde poussée de chaque test, pour éviter tout biais lié à une trop grande appréhension lors de la première mesure (Klouche et al., 2015; Mouton et al., 2015).

Nous enregistrons également des données anthropométriques nécessaires au traitement des données :

- Masse corporelle (kg) ;
- Longueur du bras de levier mesurée sur le dynamomètre isocinétique (mètre).

Données calculées

Après recueil des données mesurées, nous procédons à un traitement mathématique des données pour calculer les ratios musculaires. Le ratio musculaire conventionnel (pic de force IJ concentrique / pic de force Q concentrique) précise l'influence respective du mode de contraction sur la performance et l'équilibre des forces produites par les deux groupes musculaires principaux du genou. Il peut être calculé à différentes vitesses, les valeurs de 240°/s et 60°/s étant les plus courantes dans la littérature (Croisier & Codine, 2009; Croisier & Crielaard, 1999).

Cliniquement ce ratio est éloigné de la réalité fonctionnelle et des circonstances de survenue des lésions. Les deux groupes musculaires ne peuvent fonctionner de façon simultanée sur le mode concentrique. Lors d'un même mouvement les pics de force ne s'exercent pas aux mêmes amplitudes entre les agonistes et antagonistes. Ils sont de plus généralement enregistrés à des amplitudes de flexion plus élevées (40 à 80°) que celles retrouvées dans les analyses post-lésions du LCA (0° à 30°) (Kim et al., 2015).

Il est ainsi possible d'utiliser des rapports mixtes originaux, plus discriminants :

- Croisier et Crielaard proposent le calcul d'un ratio fonctionnel (pic de force IJ excentrique / pic de force Q concentrique) pour s'approcher des conditions fonctionnelles (Croisier & Crielaard, 1999).
- L'approche « angle-spécifique », plus récente, fait calculer les ratios musculaires à plusieurs moments de l'amplitude de flexion (15°, 30° et 45°), dont aux amplitudes de blessure, en s'affranchissant des valeurs pic (De Ste Croix, ElNagar, Iga, Ayala, & James, 2017; El-Ashker, Carson, Ayala, & De Ste Croix, 2017).

Nous calculons l'ensemble de ces différents ratios pour l'analyse. Les pics de force des quadriceps et des ischio-jambiers et les forces mesurées aux angles spécifiques des articulations sont préalablement normalisées. Elles sont multipliées par la longueur (m) du bras de levier puis divisées par la masse corporelle (kg) de l'athlète afin d'obtenir les couples normalisés (*normalized peak torque, NPT*) :

$$NPT = \frac{\text{Force (N)} * \text{Bras de levier(m)}}{\text{Masse (kg)}}$$

Nous procédons ensuite au calcul des ratios conventionnels à 60°/s et 240°/s, fonctionnels, conventionnels « angle-spécifiques » et fonctionnel « angle-spécifique » à 15°, 30° et 45° de flexion de genou pour chaque vitesse.

$$\text{Ratio Conventionnel} = \frac{NPT \text{ IJ en concentrique}}{NPT \text{ Q en concentrique}}$$

$$\text{Ratio Fonctionnel} = \frac{NPT \text{ IJ en excentrique à } 30^\circ/s}{NPT \text{ Q en concentrique à } 240^\circ/s}$$

$$\text{Ratio conventionnel "angle spécifique"} = \frac{NPT \text{ IJ en concentrique à } 15^\circ, 30^\circ \text{ ou } 45^\circ}{NPT \text{ Q en concentrique à } 15^\circ, 30^\circ \text{ ou } 45^\circ}$$

$$\text{Ratio fonctionnel "angle spécifique"} = \frac{NPT \text{ IJ en excentrique à } 15^\circ, 30^\circ \text{ ou } 45^\circ}{NPT \text{ Q en concentrique à } 15^\circ, 30^\circ \text{ ou } 45^\circ}$$

3.2.7. Chronologie de participation des sujets

Tableau IV : Diagramme synoptique

	Pré-Inclusion	Visite d'inclusion
Information de l'athlète	✓	
Vérification des critères d'inclusion et de non-inclusion	✓	
Recueil du consentement éclairé		✓
Recueil de données anthropométriques		✓
Protocole expérimental		
Mesure de la force musculaire par dynamométrie isocinétique		✓
Laximétrie antéro-postérieure par GNRB-Rotab®		✓
Protocole de fatigue		✓

3.2.8. Taille de l'échantillon

Cette étude est menée de façon pilote, car la revue de littérature n'a pas identifié de publication permettant d'appliquer un calcul d'effectif. Nous estimons qu'une participation de 15 à 20 sujets permettrait d'obtenir des résultats interprétables, sur la base de précédents travaux de recherche de notre équipe d'accueil (Sangnier & Tourny, 2007).

3.2.9. Stratégie de recrutement

L'étude est proposée à des étudiantes évoluant au sein de l'équipe féminine de handball Universitaire de l'UFR STAPS de Rouen, par ailleurs joueuses de clubs de Nationale 2 et Pré-Nationale. Celles-ci effectuent en moyenne 7 heures d'entraînement hebdomadaire et évoluent en parallèle sur le championnat fédéral et universitaire.

L'étude se déroule sur une période de 3 mois, au cours d'une période compétitive et dans le cadre du suivi médico-sportif des joueuses.

Une lettre d'information est distribuée aux joueuses en début d'année universitaire, décrivant l'objet de l'étude, schéma de l'étude, les objectifs et bénéfices attendus. La participation à l'étude se fait ensuite sur la base du volontariat et n'engage pas d'indemnisation.

3.3. Collecte, gestion et analyse des données

3.3.1. Méthode de collecte et de gestion des données

Les données isocinétiques sont reportées à l'issue des tests sur un ordinateur distant, au sein d'une fiche clinique élaborée sur le logiciel Excel et propre à chaque sportive. Les valeurs issues du GNRB-Rotab® sont enregistrées au sein du logiciel de l'appareil et relevées ultérieurement. L'ensemble des données est centralisé sur un fichier Excel® qui sert ensuite de base pour les calculs de ratios. Ces différentes données sont stockées sur un disque dur externe spécifique à l'étude et conservé par l'investigateur principal.

3.3.2. Analyse statistique

L'ensemble des calculs statistiques nécessaire à l'analyse des résultats sont effectués sur le logiciel SPSS 20® (SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

La distribution des variables obtenues est testée à l'aide du test de Levene pour l'homogénéité et de Shapiro-Wilk pour la normalité de la distribution. La comparaison des mesures obtenues à T0 et à T1 est ensuite effectuée pour chaque variable par le test T de Student. Le calcul des corrélations utilise le test de corrélation de Pearson entre les deltas (T1-T0) de chaque variable. Les valeurs de r obtenues ont été interprétées suivant l'échelle de Pearson. Une corrélation presque parfaite correspond (en valeur absolue, le signe indiquant le sens de la corrélation) à une valeur de $r > 0,90$, une corrélation très élevée à une valeur de r supérieure à 0,70 ; élevée pour r compris entre 0,5 et 0,69 ; modérée pour r entre 0,3 et 0,49 et faible pour r inférieur à 0,29 (Hopkins, Marshall, Batterham, & Hanin, 2009). Dans chaque cas le niveau de significativité est fixé à $p \leq 0,05$. La taille de l'effet (ES) est calculée avec le logiciel G*Power (version 3.1.9.2) (Faul, Erdfelder, Lang, & Buchner, 2007). Elle caractérise l'efficacité d'une intervention. Une taille d'effet = 0,10 indique un petit effet, 0,25 un effet moyen, 0,40 un large effet (Faul, Erdfelder, Buchner, & Lang, 2009).

3.4. Ethique et diffusion de la recherche

3.4.1. Approbation de l'éthique de la recherche

Cette étude, antérieure au décret d'application de la loi Jardé promulgué en novembre 2016, est approuvée par un comité d'éthique universitaire. Elle est conduite en conformité avec la déclaration d'Helsinki dans sa version d'octobre 2008 (World Medical Association, 2008).

3.4.2. Consentement et assentiment

Lors de la visite d'inclusion nous recherchons le consentement oral et informé des athlètes pour leur participation à l'étude.

3.4.3. Confidentialité

Lors de leur recueil, les informations concernant les athlètes participant à cette étude sont anonymisées selon les recommandations établies par la CNIL.

Les données source sont définies comme tout document original permettant de prouver l'existence ou l'exactitude d'une donnée enregistrée au cours de l'essai.

Conformément aux dispositions législatives en vigueur (articles L.1121-3 et R.5121-13 du code de la santé publique), les personnes ayant un accès direct aux données sources prendront toutes les précautions nécessaires en vue d'assurer la confidentialité des informations relatives à la recherche et aux personnes qui s'y prêtent. Ces personnes, au même titre que les investigateurs eux-mêmes, sont soumises au secret professionnel.

3.4.4. Déclaration d'intérêt

L'ensemble des investigateurs de cette étude n'a pas de conflit d'intérêts financiers, professionnels ou personnels en lien avec le thème de l'expérimentation.

3.4.5. Financements

Cette étude n'a pas reçu de financement pour sa réalisation.

Les frais de traduction et de publications ont été financés par le laboratoire CETAPS, EA3832.

4. Résultats

4.1. Evolution des paramètres chiffrés entre T0 et T1

Les variables quantitatives dépendantes mesurées à T0 et T1 et lors du test de fatigue sont homogènes et normalement distribuées, autorisant la réalisation de tests paramétriques.

Tableau V. Données isocinétiques

Pics de force (PF) pic de force normalisés (NPT) à T0 et T1									
n = 19	Qcon60	IJcon60	Qcon240	IJcon240	Qexc30	IJexc30			
PF, T0	638±117	317±60	394±65	231±45	822±179	417±80			
PF, T1	624±78	320±62	379±60	325±44	877±187	438±77			
NPT, T0	2.72±0.48	1.36±0.29	1.67±0.24	0.99±0.22	3.51±0.77	1.78±0.36			
NPT, T1	2.67±0.33	1.36±0.25	1.61±0.22	1.00±0.18	3.76±0.84	1.87±0.36			
Moyenne des pics de force (PF) et moyenne des pics de force normalisés (NPT) lors des trois premières et trois dernières répétitions du protocole de fatigue									
n = 19	Q, Premières		IJ, Premières		Q, Dernières		IJ, Dernières		
PF	371±57		224±38		269±45		174±44		
NPT	1.58±0.05		0,96±0.04		1.15±0.04		0.74±0.03		
Ratios spécifiques aux angles à T0 et T1									
n = 19	T0				T1				
	Angle de flexion du genou	45°	30°	15°	PT	45°	30°	15°	PT
Conv 60/60		0.67	0.98	1.65	0.51	0.86	0.92	1.48	0.51
		±0.17	±0.29	±0.61	±0.10	±0.58	±0.24	±0.75	±0.09
Conv 240/240		0.61	0.79	1.16	0.60	0.63	0.96	1.71	0.63
		±0.14	±0.16	±0.24	±0.11	±0.18	±0.31	±0.66	±0.12
Fonc 30/240		1.15	1.57	2.43	1.07	1.36	1.75	3.28	1.18
		±0.30	±0.47	±0.78	±0.21	±0.40	±0.51	±1.45	±0.25

Les données sont en moyennes ± écart-types

PF en Newton, NPT en Nm.kg⁻¹

Q: quadriceps ; IJ : ischio-jambiers ; 60, 240, 30 se réfère aux vitesses ; con : concentric ; exc : excentrique ; SD : écart-type ; Conv : ratio conventionnel IJ/Q ; Fonc : ratio fonctionnel IJ/Q

Les données isocinétiques enregistrées à T0 et T1 (pic de force, pic de force normalisés) et calculées (ratios) sont présentées dans le tableau V.

L'évolution des pics de force normalisés entre T0 et T1, en fonction de l'amplitude, est représentée dans la Figure 15. La Figure 15 indique l'évolution des différents ratios calculés au moment du pic et suivant l'approche « angle-spécifique », ainsi que l'évolution des paramètres de laxité (pente, tiroir) entre les deux moments de la mesure.

Le pic de couple de force concentrique du quadriceps (NPT) n'est pas modifié entre T0 et T1 à $60^{\circ}\cdot s^{-1}$ ($p=0,521$), $240^{\circ}\cdot s^{-1}$ ($p=0,278$), ainsi qu'en excentrique ($p=0,121$) (Figure 15).

Le pic de couple de force concentrique des ischio-jambiers (NPT) n'est pas modifié entre les deux temps de mesure à $60^{\circ}\cdot s^{-1}$ ($p=0,952$) et $240^{\circ}\cdot s^{-1}$ ($p=0,751$). Il augmente significativement en excentrique $30^{\circ}\cdot s^{-1}$ entre T0 et T1 ($p=0,05$, $ES=-4,810$) (Figure 15).

Le couple de force concentrique du quadriceps à $240^{\circ}\cdot s^{-1}$ diminue significativement entre T0 et T1 à 45° de flexion de genou ($p=0,021$, $ES=0,582$) et à 15° ($p=0,05$, $ES=0,481$) (Figure 15).

Il n'y a pas de changement du ratio fonctionnel ($p=0,087$) et des ratios conventionnels à $60^{\circ}\cdot s^{-1}$ ($p=0,915$) et $240^{\circ}\cdot s^{-1}$ ($p=0,205$).

Le ratio fonctionnel "angle spécifique" augmente significativement entre les deux temps de mesure à 45° ($p=0,049$, $ES=0,484$) et 15° ($p=0,010$, $ES=0,664$) de flexion de genou.

Le ratio conventionnel "angle-spécifiques" à $240^{\circ}\cdot s^{-1}$ augmente significativement à 30° ($p=0,008$, $ES=0,690$) et 15° de flexion ($p=0,001$, $ES=0,948$) (figure 15).

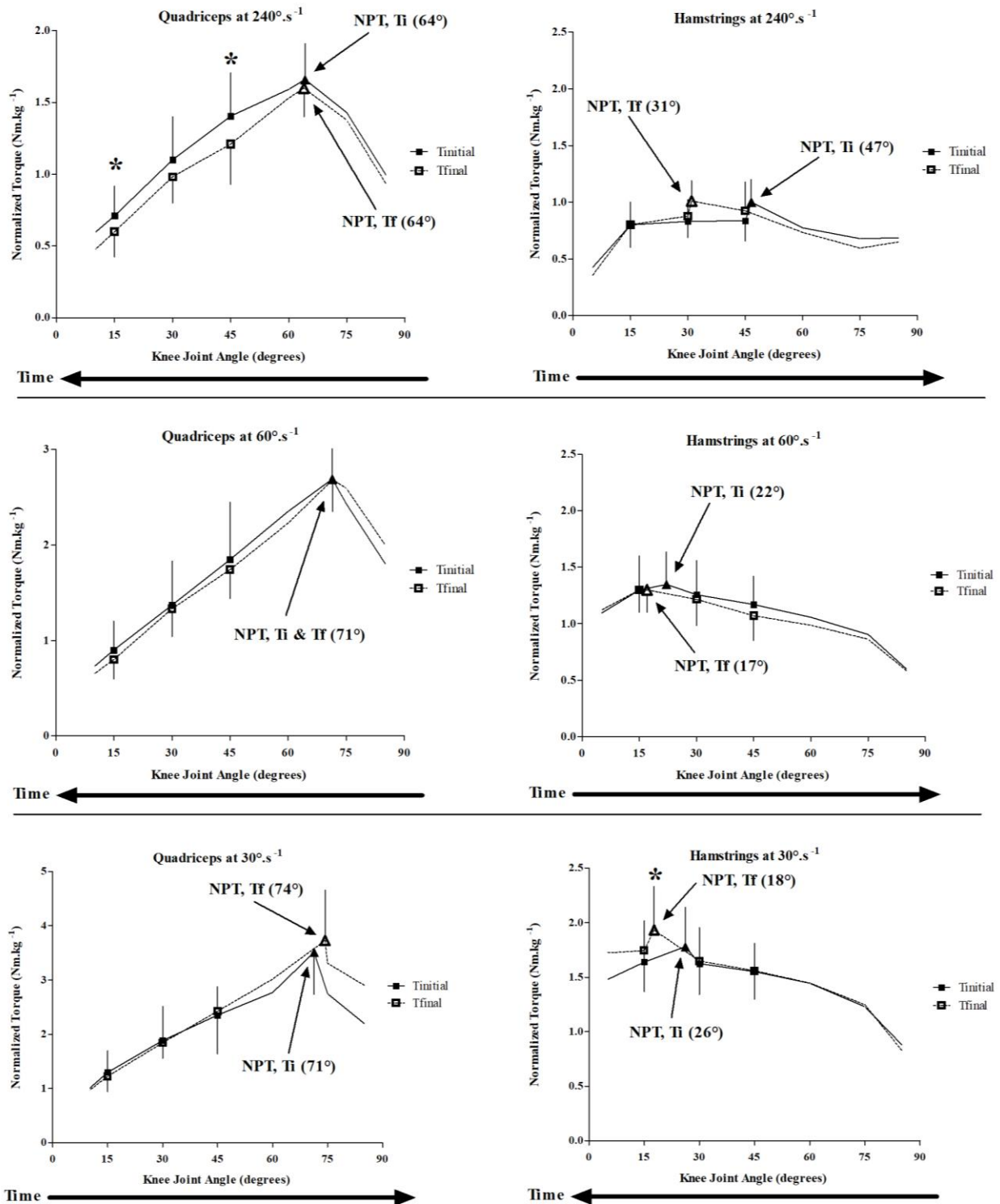


Figure 15 : Couples de force normalisés du quadriceps et des ischio-jambiers aux angles spécifiques (carrés) et aux pics (triangles) à 30, 60 and 240°.s⁻¹. Les données sont exprimées en moyennes ± écarts types. Les valeurs sont exposées à T0 (symboles creux) et T1 (symboles pleins). NPT : moment de force normalisé, Ti : T0, Tf : T1. La flèche indique la direction de la séquence angulaire pendant la mesure. * montre une différence significative entre T0 et T1, *p<0.05

La pente de la courbe charge déplacement du GNRB-Rotab® et la translation tibiale ne varient pas entre T0 et T1 ($p=0,246$ et $p=0,473$ respectivement).

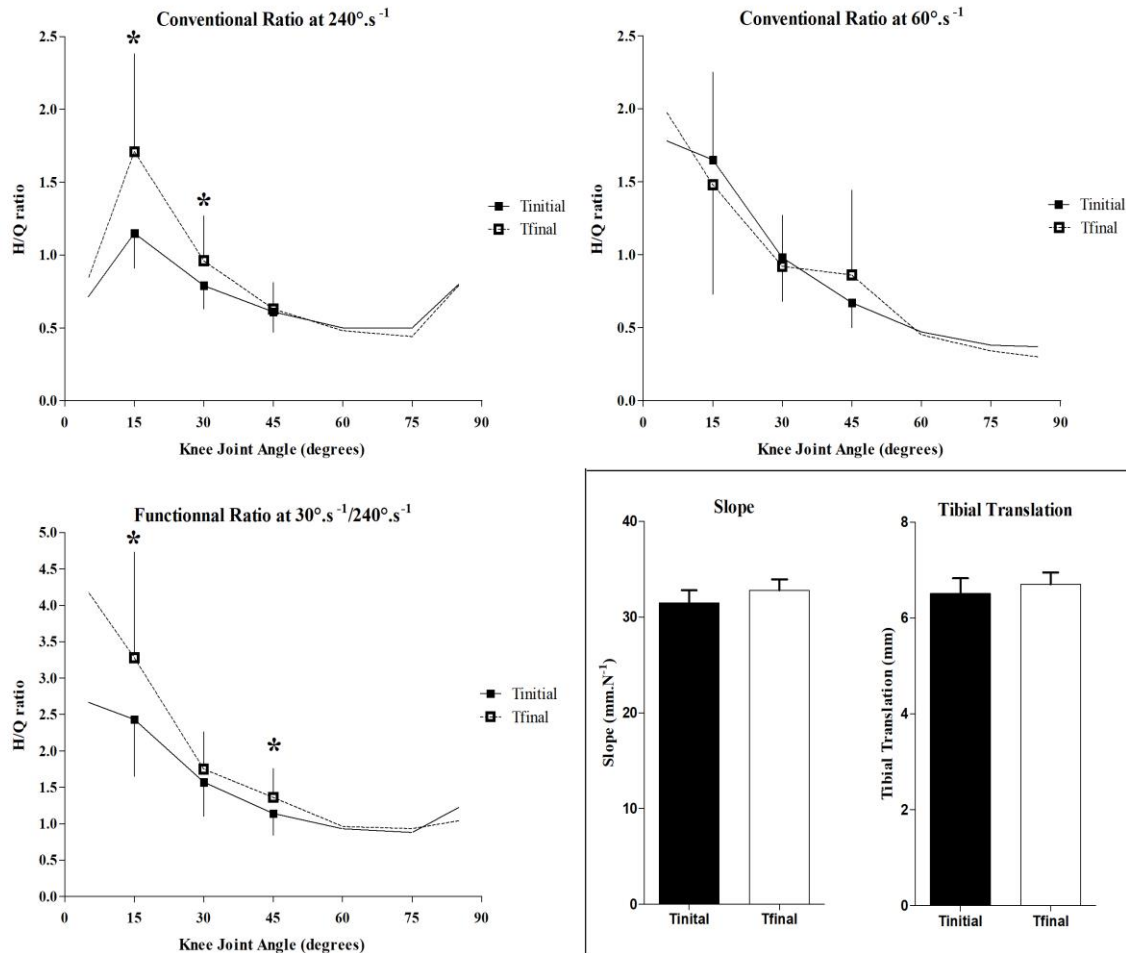


Figure 16 : Effets de la fatigue sur les paramètres de laxités et les ratios isocinétiques calculés aux angles spécifiques. Les données sont exprimées en moyennes \pm écarts types.

Les ratio Q/IJ conventionnels et fonctionnels sont calculés avec les couples de forces normalisés. 60, 240, 30 sont les vitesses. * montre une différence significative entre T0 et T1, $*p<0,05$.

4.2. Evolution des pics de force au cours du protocole de fatigue

La moyenne sur trois répétitions du pic de force musculaire normalisé diminue significativement pour le quadriceps ($p < 0,0001$, $ES = 2,496$) et les ischio-jambiers ($p < 0,0001$, $ES = 1,000$) (Figure 17).

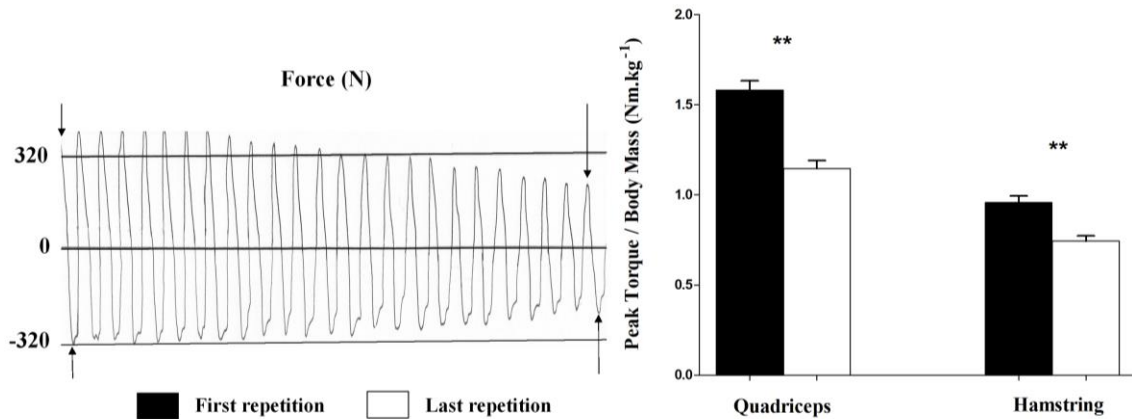


Figure 17 : A gauche : Courbe d'enregistrement de la force pour un sujet représentatif durant le protocole de fatigue. Les flèches indiquent le temps de mesure pour chaque valeur. Les données sont affichées en Newtons (N). A droite : moyenne sur trois répétitions du pic de force musculaire normalisé. Les données sont indiquées en moyennes \pm écart type, * montre une différence significative entre T0 et T1. * $p < 0.05$, ** $p \leq 0.001$

4.3. Etude des corrélations

Seules les valeurs de pente et de tiroir apparaissent significativement corrélées ($r = 0,932$, $p < 0,0001$) au seuil $p = 0,05$. Il n'y a pas de corrélation entre les valeurs obtenues sur dynamomètre isocinétique et celles obtenues sur le GNRB-Rotab®.

5. Discussion

5.1. Synthèse des résultats

Cette étude visait à déterminer l'effet d'une charge de fatigue musculaire périphérique sur la stabilité active et passive du genou de la joueuse de handball. Notre protocole de fatigue de 25 répétitions concentriques à $180^{\circ}\cdot s^{-1}$ sur dynamomètre isocinétique apparaît pertinent et suffisant pour induire une fatigue neuromusculaire chez ces athlètes. Nous enregistrons une large diminution du couple de force musculaire (NPT) produit par le quadriceps ($p < 0,0001$, $ES=2,496$) et les ischio-jambiers ($p < 0,0001$, $ES=1,000$). La comparaison des tests de force réalisés avant et trois minutes après le protocole de fatigue montre toutefois une importante et rapide récupération des capacités de production des couples de forces concentriques et excentriques. La stabilité intrinsèque du genou, qu'elle soit musculaire ou ligamentaire n'est ainsi pas diminuée à T1.

La réponse à un protocole de fatigue des handballeuses apparaît spécifique et différente d'autres populations sportives, notamment masculines. Cette spécificité appelle à la réalisation de nouvelles recherches, en conditions écologiques et sur d'autres facteurs de risque de lésion du LCA, pour mieux comprendre les modifications induites par la charge de travail sur la biomécanique des sportives pivot. Elle questionne également le contenu des programmes de prévention de lésion du LCA proposés aux handballeuses.

5.2. Analyse des paramètres descriptifs

Tableau VI : Comparaison des moyennes obtenues à T0 et T1 aux données de la littérature

Ratio	Données de Croisier et al.	Données de Lund-Hanssen et al.	Moyenne \pm ET à T0	Moyenne \pm ET à T1
Fonctionnel	0,80	NR	1,074 \pm 0,211	1,179 \pm 0,248
Conv 60°/s	0,47	0,56	0,506 \pm 0,098	0,508 \pm 0,093
Conv. 240°/s	0,46	0,72	0,595 \pm 0,112	0,629 \pm 0,120

ET= écart type, NR= non renseigné par les auteurs

Les handballeuses incluses dans notre étude présentaient à T0 et T1 des ratios moyens au-dessus des normes d'équilibre musculaire agoniste/antagoniste fixées par Croisier et Crielaard (Croisier & Crielaard, 1999). Ces données sont du même ordre de grandeur que les mesures effectuées par Lund-Hanssen et ses collaborateurs chez 114 handballeuses élite scandinaves, dont le niveau physique était supérieur à celui de notre population, à $60\text{ }^{\circ}\cdot\text{s}^{-1}$ ($0,506 \pm 0,098$ dans ce travail contre $0,56$) mais pas à $240\text{ }^{\circ}\cdot\text{s}^{-1}$ ($0,595 \pm 0,112$ contre $0,72$) (Lund-Hanssen, Gannon, Engebretsen, Holen, & Hammer, 1996). Les valeurs exprimées à ces vitesses par ces auteurs paraissent toutefois assez élevées et sont peut-être liées à la méthode de mesure, insuffisamment décrite. Le ratio élevé mesuré chez les joueuses élite indique certainement une performance élevée des ischio-jambiers, supérieure à la population standard, car il est difficile de mettre en doute les capacités musculaires du quadriceps chez des joueuses entraînées quotidiennement. Les données épidémiologiques d'une population comparable montrent toutefois qu'elle reste à risque d'une lésion du LCA (Myklebust et al., 1998; Myklebust et al., 2003). A notre connaissance il n'existe pas d'étude longitudinale permettant de déterminer si l'insuffisance (ou l'excès) du ratio conventionnel à $240\text{ }^{\circ}\cdot\text{s}^{-1}$ modifie l'incidence de lésion.

Les études utilisant le GNRB-Rotab® pour évaluer la stabilité du genou emploient des valeurs de poussée hétérogènes ce qui limite les possibilités de comparaison de nos données. Nos mesures de tiroir postéro-antérieur sont toutefois comparables à celles d'une autre étude prospective effectuée sur 118 patients utilisant une valeur de poussée à 200 Newtons ($0,7\text{ mm} \pm 0,5$ contre $0,65 \pm 0,146$ dans notre étude) (Klouche et al., 2015).

5.3. Effet du protocole de fatigue neuromusculaire sur la stabilité active du genou

Nous ne calculons pas de différences statistiquement significatives entre les valeurs pics de couple de force musculaires, translations tibiales antérieures et pente de la courbe charge-déplacement entre T₀ et T₁. Les ratios conventionnels et fonctionnels (pics) restent stables entre les deux temps de mesure. Cette stabilité peut suggérer une diminution homogène de la production de force du quadriceps et des ischio-jambiers indiquant un maintien qui se détériore, et ce malgré des charges qui restent élevées. Les couples de force musculaires sont cependant stables entre T0 et T1. Seul le pic de couple de force excentrique des ischio-jambiers à $30^{\circ}\cdot\text{s}^{-1}$ augmente significativement ($p=0,05$, $ES=-4,81$).

L'approche « angle-spécifique » proposée par De Ste Croix, El-Ashker et leurs collaborateurs apporte un complément pour l'analyse des modifications induites par le

protocole de fatigue neuromusculaire (De Ste Croix et al., 2017; El-Ashker et al., 2017). Dans notre étude le ratio fonctionnel augmente significativement à 45° et 15° de flexion de genou après fatigue. Cette évolution s'explique par une diminution de la force du quadriceps à ces angles, tandis que la force des muscles ischio-jambiers reste stable. L'augmentation significative du ratio conventionnel à 240°·s⁻¹ à 30° et 15° de flexion du genou est principalement due à la diminution significative du couple de force du quadriceps à 15° de flexion de genou et à la stabilité de celui ischio-jambiers à 30 ° (Figures 15 et 16).

La stabilité active du genou semble ainsi augmenter dans les amplitudes de flexion à risque pour le LCA après un protocole de fatigue isocinétique. Ceci suggère une adaptabilité du contrôle musculaire dynamique tout le long du secteur articulaire, permettant de maintenir une stabilisation active après une charge de travail. Les données publiées par Behrens *et al.* suggèrent toutefois qu'un protocole de fatigue retarde les activations musculaires : la fatigue provoque une latence de contraction du biceps fémoral et du semi-tendineux dans l'intervalle 20-40 ms chez 25 femmes (Behrens et al., 2013). Ce contrôle dynamique semble également inconstant à travers l'amplitude : El-Ashker *et al.* constatent une réduction significative du ratio fonctionnel lorsque le genou est proche de l'extension complète (El-Ashker et al., 2017). Nous ne vérifions toutefois pas cette observation dans notre population, les ratios fonctionnels augmentant lorsque le genou se rapproche de l'extension (Figure 16). Cette différence pourrait provenir de la position de mesure (position assise contre couchée dans l'étude El-Ashker *et al.*) ou aux différences de recrutement (adultes récréatifs contre joueuses de handball compétitives). Nos résultats indiquent que le genou d'une handballeuse après un protocole de fatigue réagit différemment de celui des footballeurs. Une étude similaire de 2007 mesure une diminution du ratio conventionnel (IJ concentrique/Q concentrique) avec un effet marqué de la fatigue sur le quadriceps en concentrique et donc une diminution de la stabilité du genou à la fatigue (Sangnier & Tourny, 2007). À notre connaissance, peu d'études analysent les ratios spécifiques aux angles chez les femmes. Cette méthodologie devrait être considérée pour de futures recherches car elle fournit des données pertinentes.

5.4. Effet du protocole de fatigue neuromusculaire sur la stabilité passive du genou

La stabilité passive ne semble pas être modifiée par le protocole de fatigue neuromusculaire (Tiroir T₀/T₁ p=0,473, Pente T₀/T₁ p=0,246). Nos données diffèrent de celles obtenues par Behrens et al, ces auteurs ayant montré une modification significative de la translation tibiale chez les

femmes après un protocole de fatigue maximale, apportant un risque au cours de l'exercice en modifiant le chargement axial et diminuant les rotations et translations tibiales (Behrens et al., 2013). Behrens et ses collaborateurs utilisent une mesure en charge que ne permet pas le GNRB-Rotab®, plus proche des conditions écologiques, qui devra être considérée pour la réalisation de nouvelles études.

5.5. Analyse des corrélations

Notre étude visait également à déterminer la complémentarité des mesures d'équilibre des forces musculaires avec les mesures de laxité articulaire. Les valeurs de pente et de tiroir sur le GNRB-Rotab® sont fortement corrélées. Ce résultat est logique et attendu car ce sont deux paramètres de laxité liés à la qualité intrinsèque du ligament.

L'absence de corrélations entre les données du GNRB-Rotab® et celles du dynamomètre isocinétique est en faveur d'une complémentarité des mesures d'équilibres des forces musculaires avec les mesures de laxité articulaire. Ces résultats sont en accord avec ceux de Behrens *et al.* évaluant la pertinence d'une mesure en charge (Behrens et al., 2013).

Les deux mesures sont pertinentes et complémentaires et pourraient être employées lors du bilan clinique d'une athlète. Elles permettent un bilan précis des qualités de stabilisation intrinsèques (ligamentaires) et extrinsèques (musculaires) d'un genou.

5.6. Efficacité du protocole de fatigue sur dynamomètre isocinétique chez la joueuse de handball entraînée

La comparaison des couples de forces du quadriceps et des ischio-jambiers en début et fin du protocole de fatigue montre que les performances musculaires de la joueuse de handball sont significativement diminuées par 25 flexions/extensions concentriques à $180^{\circ}\cdot s^{-1}$ sur dynamomètre isocinétique ($p < 0,0001$, $ES=2,496$ et $ES=1,000$). Ce protocole validé dans une population de footballeurs est donc efficace et transposable aux handballeuses (Sangnier & Tourny, 2007, 2008).

Nos résultats lors des tests concentriques à T1 suggèrent toutefois que 3 minutes de repos entre la fin du protocole de fatigue et le début du test à T1 sont suffisantes pour assurer une récupération des performances musculaires chez des handballeuses entraînées. Le handball est un sport intermittent, alternant des phases de jeu intense et des phases de récupération. Machado et al. ont identifié une capacité d'endurance de base très développée chez les joueuses

de handball (Manchado, Tortosa-Martínez, Vila, Ferragut, & Platen, 2013). Des mesures de fréquence cardiaque continues lors de matchs montrent une absorption d'oxygène maximale élevée chez des joueuses entraînées, corrélée au niveau et à la quantité d'entraînement (Granados, Izquierdo, Ibanez, Bonnabau, & Gorostiaga, 2007). Le niveau des joueuses incluses dans notre étude et leur nombre d'années de pratique ($9,53 \pm 3,44$ ans) sont en faveur de très bonnes qualités de récupération intrinsèques pouvant expliquer nos résultats enregistrés à T1.

5.7. Implications pratiques

Nos résultats suggèrent que le risque de lésion du LCA des joueuses de handball pourrait ne pas être modifié lors de l'exécution d'un protocole de fatigue isocinétique. Ainsi, l'entraînement en endurance peut ne pas être approprié pour prévenir la blessure du LCA chez les joueuses de handball. Actuellement, les programmes de prévention des blessures du LCA spécifiques à ce sport n'intègrent pas tous de l'entraînement en endurance (Myklebust et al., 2003; Olsen et al., 2005; Petersen et al., 2005). Myklebust et ses collaborateurs ont développé un programme de prévention pour le handball basé uniquement sur le travail de la technique et l'équilibre, avec un effet significatif sur l'incidence des lésions (Myklebust et al., 2003). Olsen et ses collaborateurs obtiennent des résultats similaires en proposant en plus du travail spécifique des exercices de renforcement musculaire du quadriceps en concentrique et excentrique et des ischio-jambiers en excentrique (2 minutes, 3 séries de 10 répétitions de chaque exercice) (Olsen et al., 2005). Les programmes de prévention doivent être simples, adaptés et produire des solutions rapides pour être utilisés par les entraîneurs et les athlètes (Finch, 2006). La multiplicité des exercices et des modalités ne favorise pas la lisibilité des actions de prévention ni l'observance (Finch, 2006). Diminuer la part attribuée au travail d'endurance pourrait alléger les programmes et augmenter l'observance des entraîneurs et athlètes. Ces modifications devront toutefois faire l'objet de nouvelles études longitudinales pour en évaluer l'incidence sur le risque lésionnel.

5.8. Limites

L'augmentation des performances excentriques du quadriceps à $30^\circ \cdot s^{-1}$ et des ischio-jambiers à $30^\circ \cdot s^{-1}$ entre T0 et T1 peut expliquer l'évolution du ratio fonctionnel mais soulève également la question d'une habitude des joueuses au test excentrique. Celui-ci est très sollicitant, inhabituel pour quelqu'un qui n'y est pas familiarisé. Les trois essais préalables effectués à $90^\circ \cdot s^{-1}$ pourraient ne pas être suffisants pour préparer les athlètes à ces contraintes.

L'absence de différence de performance entre T0 et T1 peut indiquer que notre protocole ne recrée pas une fatigue neuromusculaire durable et ne correspond peut-être pas aux exigences d'un match de 45 minutes. Les protocoles de fatigue neuromusculaire pourraient avoir des effets différenciés selon les populations étudiées. De futurs travaux de recherche devront considérer la pertinence des protocoles de fatigue généraux (longue durée, implications de nombreux groupes musculaires), personnalisés et adaptés à chaque athlète, avec une mesure directe de la performance pour reproduire les conditions de fatigue rencontrées lors des matchs (Barber-Westin & Noyes, 2017; Benjaminse, Webster, Kimp, Meijer, & Gokeler, 2019b).

Etude 2 : Effet des protocoles de fatigue neuromusculaire sur les forces de réaction au sol lors de tâches de sauts, de pivots et d'atterrissages, chez des athlètes : une revue systématique.

1. Contexte

L'enregistrement de la composante verticale de la force de réaction au sol (vGRF) permet l'évaluation des forces externes imposées aux membres inférieurs lors de mouvements dynamiques, notamment lors des changements de direction, réceptions de sauts et pivots (Watanabe et al., 2016a). Une vGRF élevée est caractéristique de contraintes élevées sur le LCA et d'une posture érigée, genou proche de l'extension, à risque de lésion du LCA chez les athlètes féminines (Leppänen et al., 2017). Ces contraintes sont générées par un important moment de flexion de genou, un recrutement plus important du quadriceps et des efforts en cisaillement antérieur par traction antérieure du tibia, qui sont des facteurs de risques biomécaniques de lésion du LCA (Thomas, McLean, & Palmieri-Smith, 2010; Watanabe et al., 2016a). Nous avons synthétisé ces interactions au sein de la Figure 18, d'après une interprétation de Hewett et ses collaborateurs (Hewett et al., 2007)

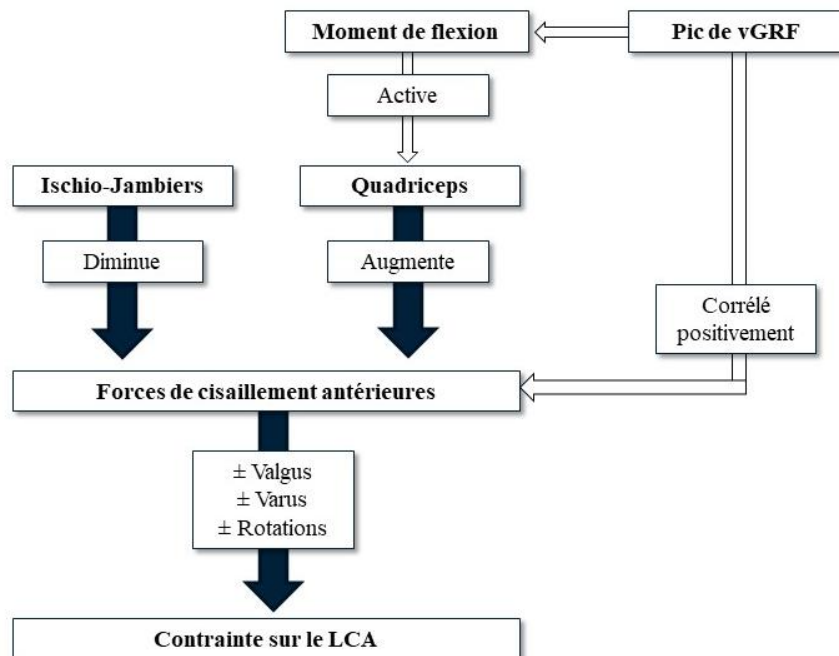


Figure 18 : Modélisation de la relation entre la vGRF et les contraintes exercées sur le LCA

Plusieurs paramètres peuvent être mesurés sur la courbe représentant l'intensité (en Newton) en fonction du temps (millisecondes) de la vGRF. Deux pics dits passifs s'enchaînent, F1 produit par l'impact de l'avant-pied puis F2 correspondant à l'impact de l'arrière pied, retenu comme valeur pic de vGRF dans la littérature (Abián, Alegre, Lara, Rubio, & Aguado, 2008). Un troisième pic dit actif correspond à la phase de propulsion, souvent plus retardée (F3). Ces éléments ainsi que les principaux paramètres mesurables de la composante verticale de la vGRF sont représentés dans la Figure 19.

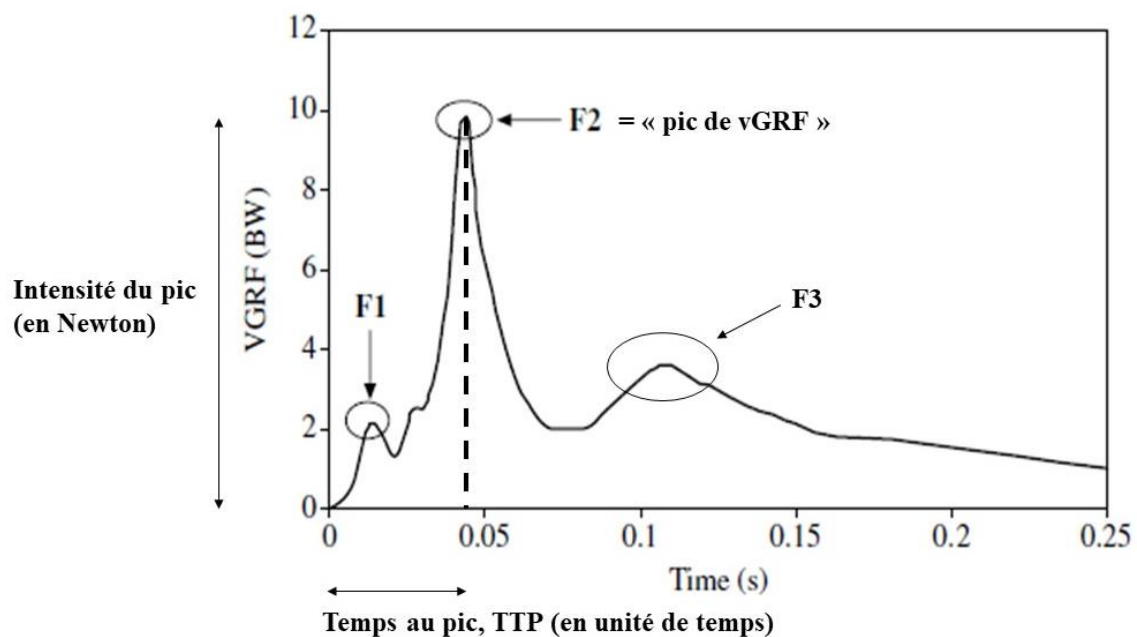


Figure 19 : Représentation graphique de la vGRF en fonction du temps sur une réception, et principaux paramètres descriptifs, adaptation personnelle d'une illustration d'Abián et al., 2008.

F1 : premier pic passif ; F2 : second pic passif ; vGRF (BW) : composante verticale de GRF rapportée au poids de l'athlète ; Times (s) : temps en seconde.

L'intensité et le temps au pic de vGRF sont des paramètres cinétiques influencés par les stratégies neuromusculaires et seraient susceptibles d'être modifiés par l'exposition de l'athlète à une charge de travail. De nombreux travaux prospectifs ont évalué l'effet d'un protocole de fatigue sur les paramètres cinématiques (angles et amplitudes) et cinétiques (vGRF) du mouvement chez des athlètes lors de tâches athlétiques. Ces études observationnelles sont réalisées par la méthode des « mesures répétées pré-test, post-test » (*pre-test, post-test repeated measures*). Les données cinématiques et/ou cinétiques y sont mesurées lors de tâches plus ou

moins contraintes à l'aide de systèmes de capture du mouvement et de plateformes de force, avant et après exposition à un protocole de fatigue. Les paramètres cinétiques exprimés sont à minima la valeur pic de vGRF, le temps au pic (TTP), le taux de charge (LR, rapport entre la valeur pic et le temps au pic) et l'impulse (iGRF, aire sous la courbe de vGRF) étant moins fréquemment retrouvés.

Les protocoles de fatigues utilisés sont hétérogènes, Barber-Westin et Noyes les séparant en deux catégories (Barber-Westin & Noyes, 2017). Un protocole de fatigue périphérique est court et cible un muscle ou un groupe de muscles localisés. La fatigue est alors provoquée par des facteurs métaboliques ou des dommages musculaires notamment à la suite d'un travail excentrique. Elle provoque une diminution de la capacité à générer de la force au niveau ou à distance de la jonction neuromusculaire. Un protocole de fatigue général est plus long et utilise des séquences d'activités submaximales dans le but de réduire le niveau d'activation musculaire volontaire et de mettre en jeu le système cardiovasculaire. Son effet s'exerce au niveau spinal et supraspinal, proximement à la jonction neuromusculaire. Il peut se composer par exemple de répétitions de tâches comme des squats ou des sauts verticaux jusqu'à épuisement, ou encore d'épreuve d'endurance de course, *etc.* (Barber-Westin & Noyes, 2017)

Les tâches étudiées sont des réceptions de saut (*jump landing*), de chutes d'une certaine hauteur (*drop landing*) et des changements de direction (*cutting*). Ces tâches sont unipodales (*single-leg*) ou bipodales (*double-leg* ou *bilateral*), là encore les protocoles utilisés sont hétérogènes.

Quatre revues systématiques de littérature ont proposé une synthèse de ces travaux pour définir les effets des protocoles de fatigue sur les paramètres biomécaniques lors de la réalisation de tâches athlétiques à risque dans les sports pivot (Barber-Westin & Noyes, 2017; Santamaria & Webster, 2010; Zadpoor & Nikooyan, 2012b). Trois proposent l'analyse de la vGRF au sein de leurs résultats.

Santamaria et Webster en 2010 ont cherché à identifier les effets des protocoles de fatigue sur la biomécanique des atterrissages unipodaux et à rapporter les résultats biomécaniques de la littérature. Au sein du corpus étudié (n=8), intégrant 141 sujets (80 hommes, 61 femmes) les protocoles entraînent une diminution de la vGRF et des moments de flexion de hanche et de genou lors de tâches de réception unipodale (*single-leg landing*) (Santamaria & Webster, 2010).

Zadpoor et Nikooyan ont réalisé en 2012 une méta-analyse (24 études, 405 athlètes) étudiant l'effet des protocoles de fatigue sur le pic et le taux de charge (LR) de vGRF lors de la course,

la réception de chute unipodale et bipodale. Le pic de vGRF semble être diminué pour la réception bipodale, aucune autre différence biomécanique significative n'étant dégagée (Zadpoor & Nikooyan, 2012b).

Barber-Westin et Noyes ont publié en 2017 une vaste revue systématique dont l'objectif était de déterminer l'effet de ces protocoles sur les paramètres biomécaniques lors de tâches associées à la blessure hors contact du LCA. Les auteurs ont inclus 37 publications, regroupant 806 athlètes et étudiant les effets de la fatigue sur 21 tâches différentes, permettant l'étude de l'ensemble des tâches athlétiques et des protocoles de fatigue (périphériques et généraux). Ils n'identifient aucun effet significatif des protocoles sur les paramètres étudiés (Barber-Westin & Noyes, 2017).

Ces travaux sont complétés en 2019 par une méta-analyse de Benjaminse et al. recherchant les effets des protocoles de fatigue sur les paramètres cinématiques et cinétiques lors de tâches incluant une réception unipodale. Elle ne met pas en évidence d'effet significatif. Les auteurs ne proposent pas d'analyse de la vGRF dans leurs résultats (Benjaminse et al., 2019b).

La principale limite à ces travaux, relevée par l'ensemble des auteurs est l'hétérogénéité des publications incluses. La diversité des protocoles de fatigue et des tâches athlétiques étudiées produit des résultats contradictoires sur les paramètres cinématiques et cinétiques, ne permettant pas d'aboutir à une interprétation. Ces auteurs proposent toutefois une analyse globale de la littérature, tous protocoles de fatigues et toutes tâches athlétiques confondus, ne tenant pas compte *a priori* de cette hétérogénéité. Les effets neuromusculaires et biomécaniques de la charge appliquée sont très variés et dépendent à la fois du type de fatigue généré par le protocole utilisé et de la tâche athlétique réalisée. Cependant, à notre connaissance aucune revue systématique n'a cherché à séparer les diverses tâches et les divers types de protocoles dans l'analyse de ses résultats concernant les paramètres cinétiques, notamment la vGRF.

2. Objectifs de la recherche

2.1. Objectif général

L'objectif de ce travail est de documenter les modifications induites par les protocoles de fatigue neuromusculaire périphériques ou généraux sur la composante verticale de la force de réaction au sol (vGRF), en fonction des tâches athlétiques et des protocoles, dans les sports pivot.

2.2. Objectifs opérationnels

Les objectifs opérationnels de cette étude sont :

- Déterminer les effets de la charge de travail sur les paramètres de la vGRF, en fonction des protocoles utilisés et des tâches athlétiques évaluées ;
- Elaborer une classification adaptée des différents types de protocole de fatigue et de tâches athlétiques rencontrés ;
- Dissocier les résultats extraits en fonction de notre classification afin d'établir l'effet de chaque type de protocole précis sur chaque tâche athlétique étudiée.

2.3. Conception de l'essai

Il s'agit d'une revue systématique de la littérature.

3. Matériel et méthode

3.1. Méthodologie PRISMA

La revue systématique de littérature utilise des méthodes explicites pour identifier, sélectionner, expertiser et synthétiser les résultats d'études similaires mais séparées (Cook, Mulrow, & Haynes, 1997; Cook, Sackett, & Spitzer, 1994; Higgins, Green, & Cochrane Collaboration., 2008; Pai et al., 2004). Elle diffère de la revue narrative par sa méthodologie, qui cherche à limiter les biais de sélection, d'information et d'analyse (voir ci-dessous). Son contenu dépend en grande partie des essais disponibles, de leur qualité et de leurs résultats.

Les revues systématiques résument la recherche existant sur un sujet en identifiant les études les plus soigneusement conçues. Elles sont généralement de haut-niveau de preuves et fournissent des données clés sur l'efficacité des interventions, notamment en soins de santé (Cochrane Library, s. d.). Elles constituent des écrits de références pour l'élaboration de démarches de soin basées sur les preuves (*Evidence Based Medicine*), définies par Sackett comme «l'utilisation consciente, explicite et judicieuse des meilleures données actuelles de la recherche clinique dans la prise en charge personnalisée de chaque patient» (Sackett & Rosenberg, 1995).

La méthodologie de référence pour la construction d'une revue systématique et/ou d'une méta-analyse est la méthodologie PRISMA, publié en 2009 et modifiée en 2015 (Gedda, 2015a; Liberati et al., 2009a; Moher et al., 2009; Shamseer et al., 2015). Les protocoles doivent être enregistrés sur la base de données PROSPERO⁸, administrée par le *National Institute for Health Research* (NIHR) et qui « vise à fournir une liste complète des revues systématiques enregistrées à leur début afin d'éviter les doublons et de réduire les risques de biais de rapport en permettant la comparaison de la revue achevée avec ce qui était [initialement] prévu dans le protocole » (National Institute for Health Research).

La première étape d'une revue systématique consiste à déclarer explicitement les questions traitées en se référant aux participants, interventions, comparaisons, résultats, et à la conception

⁸ <https://www.crd.york.ac.uk/PROSPERO/>

de l'étude (question PICO ± TS). Cette démarche permet de bien identifier les concepts clés de l'étude envisagée, étape nécessaire à la construction de l'équation de recherche.

Dans ce modèle :

- Le « P » correspond à « population, patient ou problème médical » ;
- Le « I » correspond à « intervention » évaluée ;
- Le « C » correspond au « comparateur » ;
- Le « O » correspond au « critère de jugement » (*outcomes*).

Cette revue systématique de littérature est rédigée selon les critères de la méthodologie de référence PRISMA-P (*Preferred Reporting Items For Systematic Reviews and Meta-Analyses*), dont les éléments constituent le plan de l'étude 2 de ce manuscrit (Liberati et al., 2009b). Elle se concentre sur la détermination d'un facteur de risque et correspond ainsi à une revue « d'étiologie et/ou de risque » selon Munn et al. (Munn, Stern, Aromataris, Lockwood, & Jordan, 2018). Pour ce type de revue, le Joanna Briggs Institute propose une adaptation du format PICO en PEO pour *Population*, *Exposure* (exposition au facteur de risque) et *Outcome* (critère de jugement). Cette adaptation est rendue nécessaire par les méthodologies de références de ce domaine, dans lesquelles il peut être difficile de séparer *Intervention* et *Critère* (Moola et al., 2015).

Cette étude a été enregistrée sur la base de données PROSPERO avec l'identifiant CRD42019127927, sous le titre « *Effect of fatigue protocols on ground reaction forces parameters of healthy sport players, during cutting, jumping, and landing tasks : a systematic review* ».

Les éléments de la question PEO sont :

- **Population** : sportifs pratiquant un sport pivot ;
- **Exposition au facteur** : protocole de fatigue neuromusculaire périphérique ou général ;
- **Critère de jugement** : paramètres de la réaction au sol (vGRF, déclinée en valeur pic, temps au pic, taux de charge, impulsion) lors de tâches athlétiques de réception ou de changement de direction.

3.2. Critères d'éligibilité

Les articles retenus doivent répondre aux critères suivants, issus de la question PEO :

- **Période** : publiées entre janvier 2000 et décembre 2018, période de référence également utilisée par Barber-Westin et Noyes (Barber-Westin & Noyes, 2017) ;
- **Schéma méthodologique** : études prospectives et observationnelles ; mesures de données répétées avant et après un protocole de fatigue, les rapports de cas et séries de cas ne seront considérés que pour l'analyse des risques et du contexte clinique ;
- **Population** : hommes et femmes, de plus de 18 ans, pratiquant une activité sportive avec un score minimum de 5/10 sur l'échelle du niveau d'activité de Tegner (décrit ou évalué à la lecture de la publication), exempt de la pathologie étudiée c'est-à-dire sans atteinte traumatique d'un membre inférieur il y a moins d'un an, blessure ayant nécessité un arrêt de plusieurs jours, ou l'absence de participation à une compétition (Institut national de la santé et de la recherche médicale, 2008), antécédent de chirurgie d'un membre inférieur, de rupture d'un ligament croisé, de lésion méniscale ou tout autre atteinte sévère d'un membre inférieur (traumatique, dégénérative ...), pathologies évolutives (infection en cours de traitement, néoplasie en cours), neurologiques ou systémiques pouvant influencer les structures actives et passives du genou ;
- **Exposition au facteur** : réalisation d'un protocole de fatigue périphérique ou général détaillé ;
- **Critère de jugement** : réalisation d'une tâche athlétique détaillée de réception ou de changement de direction sur une plateforme de force ; mesure et présentation comme critère principal ou secondaire de l'effet de la fatigue sur au moins un paramètre de vGRF (pic, temps au pic, taux de charge ou *impulse*).

Tout article qui ne respecte pas l'ensemble de ces critères n'est pas inclus.

3.3. Sources d'informations

L'étude est menée sur les bases de données MEDLINE via Pubmed, Cochrane Library et PEDro.

3.4. Stratégie de recherche

Notre stratégie de recherche se décline en deux temps. Une première équation de recherche a été employée sur les trois bases de données en novembre 2018 et janvier 2019. Celle-ci s'appuie sur les principaux mots clés de la question PEO, identifiés lors des lectures préparatoires. Une seconde équation, plus exhaustive, a été développée et utilisée en février 2019 sur la base de données MEDLINE via Pubmed en exploitant le thésaurus *Medical Subject Headings* (MeSH)⁹, liste structurée de mots-clés permettant l'indexation des références de la base.

Equation de recherche n°1 (novembre 2018 et janvier 2019)

("GRF" OR "ground reaction force")

AND

("fatigue" OR "neuromuscular fatigue" OR "exertion")

AND

("jump" OR "landing" OR "cutting")

⁹ Le thésaurus MeSH est une liste organisée de termes sélectionnés et normalisés spécialisée dans le domaine de la médecine et des sciences biomédicales. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/mesh>

Equation de recherche n°2 (février 2019)

("athlete"[MeSH] OR "sports"[MeSH] OR "knee joint" OR "knee" OR "lower extremity"[MeSH] OR "leg" OR "hip" OR "ankle")

AND

("fatigue"[MeSH] OR "muscular fatigue"[MeSH] OR "muscle weakness"[MeSH] OR "neuromuscular fatigue" OR "physical exertion"[MeSH] OR "exercise"[MeSH])

AND

("GRF" OR "ground reaction force" OR "kinetics" OR "kinesis"[MeSH] OR "kinematics"[MeSH] OR "biomechanical phenomena"[MeSH] OR "neuromuscular function" OR "neuromuscular control")

AND

("land" OR "landing" OR "jump" OR "jumping" OR "drop" OR "pivot" OR "cut" OR "cutting" OR "hop" OR "task" OR "task performance")

De façon à augmenter le panel d'articles obtenu les bibliographies sont également étudiées pour l'identification de nouvelles références n'ayant pas été retenues par les équations de recherche.

3.5. Enregistrement des études

3.5.1. Gestion des données

Les données obtenues sont enregistrées dans un carnet de bord électronique (document .txt partagé sur un serveur en ligne) détaillant :

- Moment de la recherche ;
- Base de données de la recherche ;
- Stratégie de recherche employée ;
- Eléments identifiés.

Les références identifiées sont enregistrées dans le gestionnaire de références Zotero®. Les copies des articles sont téléchargées et stockées sur le même serveur en ligne, accessible à l'ensemble des participants à l'étude.

3.5.2. Processus de sélection des études

Les équations de recherches sont employées sur les bases de données MEDLINE via Pubmed, Cochrane Library et PEDro, en ajustant si nécessaire la stratégie de recherche aux spécificités de leurs interfaces. Les résultats bruts sont exportés sur des documents .txt et stockés dans le serveur partagé.

Les titres et / ou les résumés des études identifiées et extraites à l'aide de la stratégie de recherche, ainsi que ceux provenant de sources supplémentaires, sont ensuite examinés indépendamment par deux auteurs de la revue afin d'identifier les études susceptibles de répondre aux critères d'inclusion décrits ci-dessus.

Les textes intégraux des études potentiellement éligibles sont ensuite récupérés et évalués de manière indépendante par les deux mêmes membres de l'équipe d'évaluation. Tout désaccord entre eux sur l'éligibilité d'études particulières est résolu par une discussion avec un troisième relecteur.

3.5.3. Processus de collection des données

Les données sont extraites des textes intégraux de façon concomitante et indépendante par deux auteurs. Toute anomalie est identifiée et résolue par le biais d'une discussion. Il peut être fait appel à un troisième auteur si nécessaire. Un formulaire Excel® normalisé, préconstruit est utilisé pour extraire les données des études incluses afin d'évaluer la qualité de l'étude et d'en synthétiser les résultats.

En cas de données manquantes les auteurs sont contactés par email via leur adresse institutionnelle et/ou via leurs comptes LinkedIn® et Research Gate® s'ils existent.

3.6. Données

Les données extraites à la lecture des articles complets sont :

- **Métadonnées** : auteurs, date et revue de publication, impact factor à l'année de publication ;
- **Population** : nombre de sujets, âge, sexe, sport pratiqué et score Tegner (score permettant d'évaluer et de comparer le niveau sportif) ;
- **Tâche athlétique réalisée** : saut, réception de saut, changement de direction. Nous avons décliné les tâches identifiées dans la littérature en sept catégories, issues de leur

terminologie anglophone nous permettant de coder les résultats et d'en simplifier l'analyse.

- Réception de saut (*jump-landing*) : JL ;
- Réception de chute (*drop-landing*) : DL ;
- Changement de direction controlatéral au pied d'appui (*side-step-cutting*) : SSC ;
- Changement de direction homolatéral au pied d'appui (*cross-over cutting*) : COC ;
- Réception de chute suivie d'un changement de direction (*drop cutting*) : DC ;
- Réception de chute suivie d'un saut vertical (*drop-jump*) : DJ ;
- Course suivie d'un saut vertical (*stop jump*) : SJ.

Les tâches unipodales sont enregistrées en SL (*single-leg*), bipodales en DL (*double-leg*) ;

- **Protocoles de fatigue** : nous relevons le type de protocole selon la classification de Barber-Westin et Noyes (général ou périphérique), les détails du protocole, la méthode de quantification de la fatigue (Barber-Westin & Noyes, 2017). Compte tenu de la description des protocoles de fatigue et de nos lectures, nous proposons en plus une classification en 6 catégories nous apparaissant plus discriminante :
 - 4 types de protocoles généraux :
 - Parcours fonctionnel** : succession d'exercices de course, de sauts, de mouvements sportifs ;
 - Effort aérobie** : exercice de course ou de pédalage de longue durée ou en intervalles, à intensité submaximale (résistance de 50% à 70% de la capacité maximale) ;
 - Sauts verticaux** : répétitions de sauts verticaux jusqu'à l'incapacité de maintenir une certaine performance ;
 - Squats** : séries de squats dynamiques ou isométriques avec résistance submaximale jusqu'à l'incapacité de maintenir une certaine performance.
 - 2 types de protocoles périphériques :
 - Effort anaérobie** : exercice de pédalage intermittent de courte durée (<30 s), à intensité maximale ;

Isocinétisme : exercices d'isocinétisme du membre inférieur à intensité maximale.

- **Résultats** pour les critères de jugement principaux (paramètres de la GRF : pic, temps au pic, taux de charge, impulsion) et secondaires (paramètres cinématiques, musculaires, etc.) ;
- **Sources de financements des études** ;
- **Conflits d'intérêts** ;
- **Autres particularités de l'étude.**

3.7. Critères de jugement et priorisation

Le **critère de jugement principal** est la force de réaction au sol verticale (vGRF). Elle peut être exprimée par 4 paramètres, qui sont étudiés prioritairement pour la synthèse quantitative et qualitative des données :

- Valeur pic, en Newton ou Newton par kilogramme ;
- Temps au pic (ou *time to peak (TTP)*), en millisecondes, temps entre le contact initial au sol (généralement décrit comment le moment où la valeur de vGRF dépasse 10 Newtons) et l'apparition du pic de vGRF (Abián et al., 2008).
- Taux de charge (ou *loading rate (LR)*), rapport de la valeur pic sur le temps au pic ;
- Impulsion (iGRF), aire sous la courbe de vGRF sur un intervalle de temps défini.

L'ensemble de ces données est généralement normalisé par le poids du corps BW (*body weight*).

Les **critères de jugement secondaires** sont tous les autres paramètres permettant l'interprétation de l'effet biomécanique des protocoles de fatigue neuromusculaire. Ils seront utilisés secondairement dans la synthèse qualitative des données pour permettre une meilleure compréhension de la gestuelle globale des athlètes :

- Paramètres cinématiques bi ou tridimensionnels, tels que les moments de force et amplitudes articulaires du tronc, de la hanche, du genou, de la cheville aux différents moments de la mesure, notamment lors du pic de vGRF et leur évolution ;
- Données myoélectriques issues de dispositifs d'électromyographie collés ou piqués (paramètres temporels et fréquentiels) ;

- Moments de force pics, moments de force maximaux et ratios musculaires déterminés par dynamométrie isocinétique ;
- *Etc.*

3.8. Risque de biais dans les études individuelles

Le biais est « un facteur, une situation, un processus qui va conduire à un résultat non conforme à la réalité » (Cucherat, 2013). Une revue systématique présente un double risque de biais : le biais dans la méthode de la revue et le biais dans les études utilisés pour la revue.

Cette revue systématique utilise l'échelle de cotation du risque de biais MINORS (*Methodological index for non-randomized studies*). C'est un outil validé pour évaluer la qualité méthodologique des études non-randomisées, comparatives ou non. Elle présente 12 items (8 pour les études non-comparatives). Chaque item est noté à 0 (non reporté), 1 (reporté mais inadéquat) ou 2 (reporté et adéquat). Le score est sur 16 pour les études non-comparatives et sur 24 pour les études comparatives, un score élevé démontrant une méthodologie jugée robuste (Slim et al., 2003). Pour permettre l'interprétation du risque de biais général le résultat de chaque étude est exprimé en pourcentage.

Les items pour les études non comparatives sont (traduction personnelle) :

1. Objectif clairement énoncé ;
2. Inclusion de patients consécutifs ;
3. Collecte prospective des données ;
4. Critères d'arrêt de l'étude appropriés en lien avec l'objectif de l'étude ;
5. Evaluation impartiale du résultat de l'étude ;
6. Période de suivi adaptée au but de l'étude ;
7. Taux de perdus de vue inférieur à 5% ;
8. Calcul prospectif de la taille de l'échantillon.

Les items additionnels pour les études comparatives sont (traduction personnelle) :

9. Groupe contrôle adapté à l'objectif de l'étude ;
10. Groupes recrutés de façon contemporaine ;
11. Equivalence des deux groupes testés à l'état initial ;
12. Analyse statistique adaptée.

Le risque de biais est évalué pour chaque étude de façon indépendante, par deux examinateurs distincts, lors de la lecture du texte entier et de l'extraction des données et critères d'évaluations. En cas de désaccord, un troisième examinateur est sollicité. L'ensemble des examinateurs est formé à l'utilisation de l'échelle MINORS et compétent en méthodologie et lecture critique des revues d'étiologie et/ou de risque.

Dans cette revue, l'item 4 (critères d'arrêt de l'étude appropriés en lien avec l'objectif de l'étude) correspond au moyen d'évaluer la fatigue. Si une mesure physiologique objective (enregistrement des paramètres cardiaques, du taux de lactate sanguin) ou une évaluation par une échelle subjective (type échelle de Borg 6-20) est effectuée, la note de 2 est attribuée. Si la fatigue est estimée par l'incapacité de poursuivre le protocole de fatigue, la note de 1 est attribuée. Si aucun moyen ne permet de mesurer la fatigue du sujet, la note de 0 est attribuée.

L'item 5 (évaluation impartiale du résultat de l'étude) reçoit une note de 2 si le critère d'arrêt du protocole est adapté au sujet, sinon il reçoit 1.

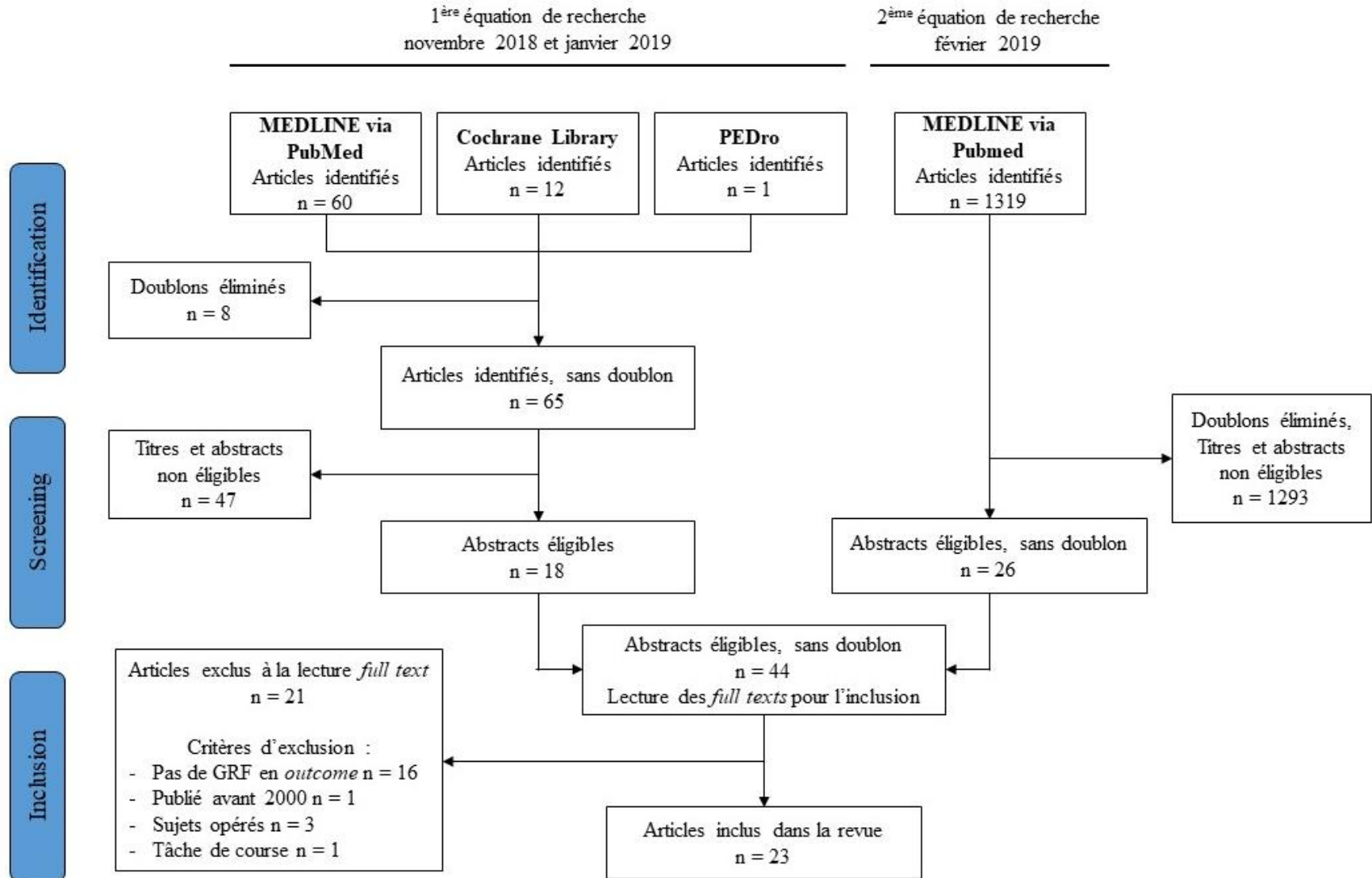
Le risque de biais attribué à chaque étude est considéré pour la synthèse qualitative des données, de façon à pondérer si nécessaire la portée de ses conclusions au regard du reste du corpus.

3.9. Synthèse des données

Nous présenterons une synthèse narrative des résultats, structurée autour des types de protocoles de fatigues, des caractéristiques de la population, des catégories de critères de jugement et des tâches motrices évaluées. Le résumé des données quantitatives sera présenté sous forme de Figures synthétisant pour chaque étude la différence entre les moyennes/médianes du ou des critères de vGRF étudiés (pic, temps au pic, taux de charge et/ou impulse) avant et après le protocole de fatigue.

Au vu des éléments identifiés dans la littérature il n'est pas envisagé *a priori* de réaliser de synthèse quantitative (méta-analyse) des données extraites. Cette décision s'appuie sur l'extrême hétérogénéité constatée dans les précédentes publications concernant les critères de jugement, tâches motrices, protocoles de fatigues et méthodologies employées (Barber-Westin & Noyes, 2017; Benjaminse et al., 2019b; Santamaria & Webster, 2010; Zadpoor & Nikooyan, 2012a). Nous considérerons toutefois la possibilité de réaliser une méta-analyse à l'issue de la sélection des articles et de la collection de leurs données.

Figure 20 : Diagramme de flux détaillant le processus de sélection des articles



4. Résultats

4.1. Sélection des études

A l'issue de l'application de notre stratégie de recherche, 23 articles remplissent les critères d'inclusion dans la revue systématique. Le processus de sélection des publications est détaillé dans la Figure 20. Cette sélection a fait appel à deux relecteurs indépendants sans problème de consensus.

4.2. Caractéristiques des études et des participants

Le processus de sélection a permis d'identifier vingt-trois études prospectives observationnelles correspondant aux critères de sélection préalablement établis (Bell, Pennuto, & Trigsted, 2016; Cortes, Onate, & Morrison, 2014; Cortes, Quammen, Lucci, Greska, & Onate, 2012; Dominguese, Seegmiller, & Krause, 2012; Edwards, Steele, & McGhee, 2010; Edwards, Steele, Purdam, Cook, & McGhee, 2014; Gehring, Melnyk, & Gollhofer, 2009; Iguchi, Tateuchi, Taniguchi, & Ichihashi, 2014; James, Scheuermann, & Smith, 2010; Kellis & Kouvelioti, 2009a; Kernozek, Torry, & Iwasaki, 2008; Kim, Youm, Son, Kim, & Lee, 2017; Lucci, Cortes, Van Lunen, Ringleb, & Onate, 2011; Madigan & Pidcoe, 2003; Pappas, Sheikhzadeh, Hagins, & Nordin, 2007; Prieske, Demps, Lesinski, & Granacher, 2017; Quammen et al., 2012; Smith, Sizer, & James, 2009; Thomas et al., 2010; Watanabe et al., 2016a; Whyte, Kennelly, et al., 2018; Whyte, Richter, O'connor, & Moran, 2018; Wikstrom, Powers, & Tillman, 2004).

L'impact factor médian est de 1,54.

Ces études rassemblent 475 athlètes (âge moyen 22,5 ans), répartis en 264 hommes (âge moyen : 22,9 ans) et 211 femmes (âge moyen : 21,9 ans). Sept études n'incluent que des hommes contre quatre chez les femmes. Douze sont mixtes, neuf comparent les données en fonction du sexe.

Les sports pratiqués sont :

- Le football ;
- Le basketball ;
- Le volleyball ;
- Le beach volley ;
- Autres sports.

Le score Tegner des participants varie entre 5 et 10 (moyenne 6,33). Certaines études ne spécifient pas le niveau d'activité, mais qualifient leurs sujets de « physiquement actifs ».

L'ensemble des études décrit au moins un composant du critère de jugement principal (force de réaction au sol verticale vGRF) :

- Valeur pic, 23 études ;
- Temps au pic (ou *time to peak (TTP)*), 5 études ;
- Taux de charge (ou *loading rate (LR)*), 6 études ;
- Impulse (iGRF), 5 études.

Vingt mesurent des données cinématiques et cinétiques du membre inférieur :

- Onze pour la hanche, le genou et la cheville ;
- Quatre pour la hanche et le genou ;
- Une pour le genou et la cheville ;
- Quatre pour le genou uniquement.

Neuf études renseignent en complément des données myoélectriques issues de dispositifs d'électromyographie collés. Deux études comparent également les effets de la dominance du membre inférieur, une l'effet de l'anticipation, cinq comparent deux protocoles de fatigue et trois deux tâches.

L'ensemble de ces données est synthétisé dans le tableau VII (pages suivantes).

Tableau VII (partie 1) : méthodologies et critères de jugement

Auteurs (date)	Population		Protocole			Mesures biomécaniques				Mesures GRF			MINORS	
	Sexe (âge)	Sport (Tegner)	Tâche	Protocole de fatigue	Indicateur	Hanche	Genou	Cheville	EMG	Peak	TTP	LR	i	%
Bell et al. (2016)	20H (20,9) 19F (21,2)	Divers (6)	(DL) DJ	Parcours fonctionnel	RPE					×		×		92
Cortes et al. (2012)	15F (19,2)	Football (10)	(SL) SSC (DL) SJ	Parcours fonctionnel	FC	×	×	×		×				94
Cortes et al. (2014)	11F (20)		(SL) SSC	Effort aérobie		×	×	×		×				75
Dominguese et al. (2012)	10H (22,5) 10F (24,1)	Basketball Volleyball (5+)	(SL) DL	Effort anaérobie	RPE					×				79
Edwards et al. (2010)	14H (26,5)	Volleyball Beach volley	(SL) JL (SL) DL	Sauts verticaux	Lactate	×	×	×	×	×	×	×		86
Edwards et al. (2014)	16H (22,4)	Basketball Football	(DL) SJ	Sauts verticaux	Lactate	×	×	×	×	×	×	×		86
Gehring et al. (2009)	13H (25) 13F (22,6)	Divers	(DL) DL	Squats			×		×	×			×	79
Iguchi et al. (2014)	11H (21,9) 12F (22,9)	Divers (5)	(SL) SSC	Sauts verticaux		×	×		×	×			×	88
James et al. (2010)	10H (23,5)	Divers (5+)	(DL) DL	Squats Effort aérobie			×		×	×		×	×	94
Kellis et al. (2009)	10H (24,3) 10F (23,5)		(SL) DL	Isocinétisme Isocinétisme		×	×		×	×				75
Kernozek et al. (2008)	16H (23) 14F (23,8)	Divers (5+)	(SL) DL	Squats		×	×	×		×				88
Kim et al. (2017)	11H (21,27) 13F (20,77)	Divers (5+)	(SL) DC	Isocinétisme		×	×	×		×	×			81

Tableau VII (partie 2) : méthodologies et critères de jugement

Auteurs (date)	Population		Protocole			Mesures biomécaniques				Mesures GRF			MINORS	
	Sexe (âge)	Sport (Tegner)	Tâche	Protocole de fatigue	Indicateur	Hanche	Genou	Cheville	EMG	Peak	TTP	LR	i	%
Lucci et al. (2011)	15F (19,2)	Football (10)	(SL) SSC	Parcours fonctionnel Effort aérobie	FC	×	×	×		×				94
Madigan et al. (2003)	12H (27,9)		(SL) DL	Squats	EMG, T°Quad.	×	×	×	×	×		×	×	81
Pappas et al. (2007)	16H (28,2) 16F (28,8)	Divers (5)	(DL) DL	Sauts verticaux		×	×	×	×	×				88
Prieske et al. (2017)	10H (18) 10F (18)	Volleyball (9)	(DL) JL (DL) DJ	Sauts verticaux	RPE Lactate		×			×			×	88
Quammen et al. (2012)	15F (19,2)	Football (10)	(DL) SJ	Parcours fonctionnel Effort aérobie		×	×			×				86
Smith et al. (2009)	12H (24,5) 14F (24,5)	Divers (5)	(DL) DJ	Squats			×		×	×				79
Thomas et al. (2010)	13H (20,31) 12F (20,33)		(SL) JL	Isocinétisme		×	×			×	×			88
Watanabe et al. (2016)	12H (20,8)	Divers (5)	(SL) JL	Effort anaérobie						×	×	×		63
Whyte et al. (2017)	22H (21,9)	Divers (5+)	(DL) DJ	Parcours fonctionnel	RPE FC	×	×	×		×				100
Whyte et al. (2017)	28H (21,7)	Football (5+)	(SL) COC	Parcours fonctionnel	RPE FC	×	×	×		×				100
Wikstrom et al. (2004)	8H (21,8) 12F (22,2)		(SL) JL	Isocinétisme Parcours fonctionnel			×	×		×				81

Tableau VIII : Evaluation du risque de biais : détail du score MINORS par étude

	Bell et al. (2016)	Cortes et al. (2012)	Cortes et al. (2014)	Dominguez et al. (2012)	Edwards et al. (2010)	Edwards et al. (2014)	Gehring et al. (2009)	Iguchi et al. (2014)	James et al. (2010)	Kellis et al. (2009)	Kernozek et al. (2008)	Kim et al. (2017)	Lucci et al. (2011)	Madigan et al. (2003)	Pappas et al. (2007)	Prieske et al. (2017)	Quammen et al. (2012)	Smith et al. (2009)	Thomas et al. (2010)	Watanabe et al. (2016)	Whyte et al. (2017)	Whyte et al. (2017)	Wikstrom et al. (2004)
1. Objectif clairement énoncé	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
2. Inclusion de patients consécutifs	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
3. Collecte prospective des données	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
4. Critères d'arrêt de l'étude appropriés	2	2	1	2	2	2	1	1	1	1	1	1	2	1	0	2	1	1	1	0	2	2	1
5. Evaluation impartiale du résultat de l'étude	2	1	1	1	2	2	2	2	2	2	2	2	1	2	1	2	1	2	2	1	2	2	2
6. Période de suivi adaptée	2	2	2	2	2	2	2	2	2	1	2	2	2	2	2	2	2	2	2	1	2	2	2
7. Taux de perdus de vue inférieur à 5%	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
8. Calcul prospectif de la taille de l'échantillon	2	2	0	0	0	0	0	2	2	0	2	0	2	0	2	1	2	0	2	0	2	2	0
Score total /16		15	12		14	14			15	12		13	15	13			14			10	16	16	13
9. Groupe contrôle adapté	2			2			2	2			2				2	2		2	2				
10. Groupes recrutés de façon contemporaine	2			2			2	2			2				2	2		2	2				
11. Equivalence des deux groupes testée	0			0			0	0			0				2	0		0	0				
12. Analyse statistique adaptée.	2			2			2	2			2				2	2		2	2				
Score total /24	22			19			19	21			21				21	21		19	21				
Score total (%)	92	94	75	79	86	86	79	88	94	75	88	81	94	81	88	88	86	79	88	63	100	100	81

4.3. Evaluation du risque de biais

Le détail du risque de biais pour chaque étude est détaillé dans le tableau VII à la page précédente.

Le score moyen à l'échelle MINORS est de 85%, ce qui démontre un corpus d'une bonne qualité méthodologique globale. Le score minimal correspond à l'étude de Watanabe et al. avec 63% (10/16) (Watanabe et al., 2016b). Les deux études Whyte et al. obtiennent 100% (16/16) (Whyte, Kennelly, et al., 2018; Whyte, Richter, et al., 2018). Le risque de biais à travers l'ensemble des études est représenté dans la Figure 21. Les items présentant le plus de biais sont les items 4, 5, 6, 8 et 11.

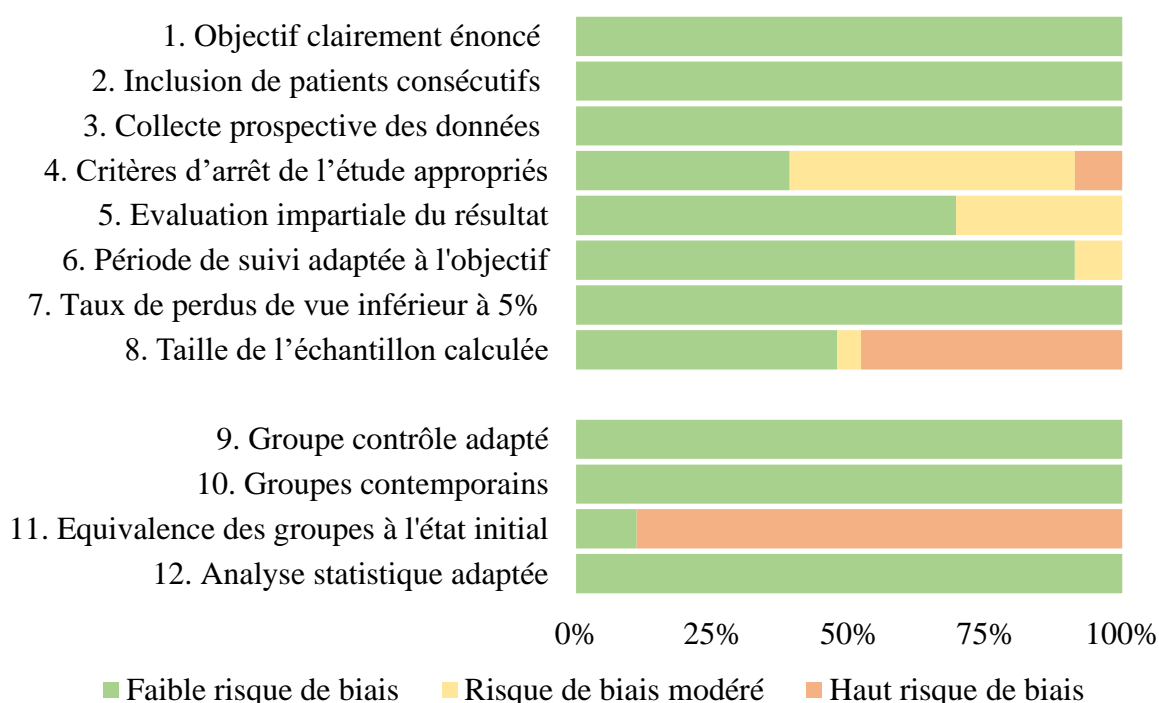


Figure 21 : Synthèse du risque de biais à travers l'ensemble des études (échelle MINORS), en pourcentage par notation des études incluses à la revue

Les études de Kellis et al. et Watanabe et al. ont une note de 1 à l'item 6 (période de suivi adaptée au but de l'étude) car les temps de repos employés sont inadaptés (trop longs) (Kellis & Kouvelioti, 2009a; Watanabe et al., 2016a). Onze études n'ont pas fait de calcul d'effectif avant d'inclure leurs sujets et sont sanctionnés sur l'item 8 (calcul prospectif de la taille de l'échantillon) (Cortes et al., 2014; Dominguese et al., 2012; Edwards et al., 2010; Ewards et al.,

2014; Gehring et al., 2009; Kellis & Kouvelioti, 2009b; Kim et al., 2017; Madigan & Pidcoe, 2003; Smith et al., 2009; Watanabe et al., 2016b; Wikstrom et al., 2004). L'étude de Prieske et al. reçoit une note de 1 car il n'est pas clairement formulé que le calcul d'effectif a été fait *a priori* (Prieske et al., 2017).

Au sein des neuf études comparatives seule celle de Pappas et al. propose une comparaison de l'état initial et reçoit la note de 2 à l'item 11 (équivalence des deux groupes testée à l'état initial) (Pappas, Sheikhzadeh, et al., 2007).

4.4. Tâches athlétiques

Les différentes publications du corpus analysent l'effet des protocoles de fatigue sur quinze tâches unipodales (SL, Tableau IX) et onze tâches bipodales (DL, Tableau X) :

Tableau IX : Description des tâches unipodales (SL)

Étude	Description
Réception de saut (jump-landing) : (SL) JL	
Edwards et al. (2010)	Saut vertical et frapper une balle de volleyball à 2,43m de hauteur Réception jambe dominante
Thomas et al. (2010)	Hop jump (saut unipodal en avant) Distance = longueur du membre inférieur de l'athlète
Watanabe et al. (2016)	Saut depuis plateforme à 20cm de hauteur et 60cm de distance Réception jambe dominante, bras croisés
Wikstrom et al. (2004)	Distance de saut = 70 cm ; Hauteur = 50% hauteur maximale Réception jambe non-dominante, mains sur les hanches
Réception de chute (drop-landing) : (SL) DL	
Dominguese et al. (2012)	Chute verticale de 60cm Réception jambe dominante, pieds nus, bras croisés
Edwards et al. (2010)	Chute verticale de 33cm et frapper une balle de volleyball à 2,43m Réception jambe dominante
Kellis et al. (2009)	Chute verticale de 30cm Réception jambe dominante, pieds nus, mains sur les hanches
Kernozek et al. (2008)	Chute verticale de hauteur = hauteur de saut vertical maximale Réception jambe dominante

Madigan et al. (2003)	Chute verticale de 25cm Réception jambe dominante, mains sur les hanches
Réception de chute suivie d'un changement de direction (drop cutting) : (SL) DC	
Kim et al. (2017)	Chute verticale de 30cm ou 40cm + SSC de 45° à la réception Jambe dominante, pieds nus, bras dans le dos
Changement de direction controlatéral au pied d'appui (side-step-cutting): (SL) SSC	
Cortes et al. (2012)	Course puis changement de direction de 45° Jambe dominante, non-anticipation avec projection sur écran
Cortes et al. (2014)	Course puis changement de direction de 45° Jambe dominante, non-anticipation avec projection sur écran
Iguchi et al. (2014)	Course puis changement de direction de 60° Jambe dominante, pieds nus, non-anticipation avec diodes
Lucci et al. (2011)	Course puis changement de direction de 45° Jambe dominante, non-anticipation avec projection sur écran
Changement de direction homolatéral au pied d'appui (cross-over cutting): (SL) COC	
Whyte et al. (2017)	Saut en avant puis changement de direction de 45° en pas croisé Jambe dominante, anticipation ou non avec diodes

Tableau X : Description des tâches bipodales (DL)

Étude	Description
Réception de saut (jump-landing) : (DL) JL	
Prieske et al. (2017)	Flexion puis saut vertical maximum = <i>countermovement jump (CMJ)</i> Réception bipodale, mains sur les hanches
Réception de chute (drop-landing) : (DL) DL	
Gehring et al. (2009)	Chute verticale de 52cm Réception bipodale
James et al. (2010)	Chute verticale de 61cm, <i>vertical step-off</i> : pied droit en avant au départ Réception bipodale
Pappas et al. (2007)	Chute verticale de 40cm Réception bipodale, bras croisés

Réception de chute suivie d'un saut vertical (drop-jump) : (DL) DJ

Bell et al. (2016)	Chute verticale de 30cm Réception bipodale et saut vertical
Prieske et al. (2017)	Chute verticale de 40cm, <i>step-off</i> : jambe dominante en avant au départ Réception bipodale + saut vertical, mains sur les hanches
Smith et al. (2009)	Chute verticale de 50cm, <i>step off</i> : jambe droite en avant au départ Réception bipodale et saut vertical, pieds nus
Whyte et al. (2017)	Chute verticale de 30cm Réception bipodale et saut vertical, mains sur les hanches

Course suivie d'un saut vertical (stop jump): (DL) SJ

Cortes et al. (2012)	Course à 3,5m/s Appui bipodal et saut vertical, non-anticipation avec projection sur écran
Edwards et al. (2014)	Course sur 4 pas Appui bipodal et saut vertical pour frapper une balle suspendue
Quammen et al. (2012)	Course à 3,5m/s Appui bipodal et saut vertical, non-anticipation avec projection sur écran

4.5. Protocoles de fatigue

Parmi les vingt-trois études du corpus, cinq comparent deux protocoles de fatigue, certaines utilisant le même protocole, pour un total de vingt-deux protocoles différents étudiés.

Suivant notre classification, nous identifions :

- Cinq protocoles de sauts verticaux (généraux) ;
- Cinq protocoles d'isocinétisme (périphériques) ;
- Quatre parcours fonctionnels (généraux) ;
- Quatre protocoles de squats (généraux) ;
- Deux efforts anaérobies (périphériques) ;
- Deux efforts aérobie (généraux).

Le contenu de ces protocoles est détaillé dans les tableaux XI (partie 1) et XI (partie 2).

Tableau XI : Protocoles de fatigue généraux (partie 1)

Étude(s)	Description
Parcours fonctionnel	
Bell et al. (2016)	<p>Circuit d'exercices</p> <ul style="list-style-type: none"> - Parcours de course - 30s en position « chaise » - 10 sauts bipodaux - 30s de gainage de face <p>Répétition jusqu'à RPE = 17</p>
Cortes et al. (2012) Lucci et al. (2011) Quammen et al. (2012)	<p>FAST-FP (<i>Functional agility short term protocol</i>)</p> <ul style="list-style-type: none"> - Série de step-up/down 30cm box, sur 20s, à 220 bpm - Circuit de course - 5 genu-flexions suivies d'un saut maximal (<i>counter-movement-jump, CMJ</i>) à 80% de la hauteur max - Échelle de coordination en avant et de côté à 220bpm <p>Répétition 4x</p>
Wikstrom et al. (2004)	<p>Circuit de 6 exercices</p> <ul style="list-style-type: none"> - <i>South East Missouri (SEMO) agility drill</i> : parcours de course - <i>Plyometric box jumps</i> : sauts sur 3 boxs de 31, 46 et 61cm - <i>Side to side bounds</i> : 30 sauts latéraux alternés de 60cm - <i>Minitramp jumps</i> : 30 petits sauts - <i>Cocontraction arc</i> : 10 arcs de 180° contre élastique - <i>Two-legged hop sequence</i> : sauts bipodaux <p>Répétition jusqu'à augmentation du temps minimum de +50%</p>
Whyte et al. (2017) Whyte et al. (2017)	<p>HIIP (<i>High intensity intermittent protocol</i>)</p> <ul style="list-style-type: none"> - 4x circuit de course avant/arrière 15m en sprint - 10 sauts avant pieds joints de 30cm - 10 sauts latéraux de 30cm - 4x pas chassés 5m <p>Répétition jusqu'à RPE = 18</p>
Effort aérobie	
Cortes et al. (2014) Lucci et al. (2011) Quammen et al. (2012)	<p>SLO-FP (<i>Slow linear oxydative protocol</i>)</p> <ul style="list-style-type: none"> - Test VO_{2 max} (~15min) : <li style="padding-left: 20px;">Course à 9km/h sur 5 min, puis +1km/h/2min jusqu'à épuisement - Repos 5 min - Course 30min intermittente : 6x <ul style="list-style-type: none"> 4min à 70% vitesse VO_{2 max} 1min à 90% vitesse VO_{2 max}
James et al. (2010)	<p>Pédalage sous-maximal</p> <ul style="list-style-type: none"> - pédalage entre 60-80rpm à 60% de puissance pic <p>Jusqu'à incapacité de maintenir au-delà de 40rpm</p>

Tableau XI : Protocoles de fatigue généraux (partie 2)

Étude(s)	Description
Sauts verticaux	
Edwards et al. (2010)	SVJW (<i>Standing vertical jumps with weight</i>) - Séries de 30 sauts verticaux avec poids = 10% poids du corps - 30s de repos entre les séries Jusqu'à hauteur <75% hauteur max - 30 sauts verticaux supplémentaires sans poids
Edwards et al. (2014)	Submaximum SSC (<i>Stretch-shortening cycle</i>) - Séries de 30 sauts à 70% hauteur max sur presse inclinée - 30s de repos entre les séries Jusqu'à hauteur <70% hauteur max sur 3 sauts /5
Iguchi et al. (2014)	CMJ (<i>Countermovement jumps</i>) - Répétitions de sauts précédés d'une flexion (CMJ) Jusqu'à hauteur <70% hauteur max sur 2 sauts consécutifs
Pappas et al. (2007)	Circuit de sauts verticaux - 100 sauts consécutifs d'obstacles de 5 à 7cm - 50 sauts verticaux max
Prieske et al. (2017)	Repeated vertical jump protocol - Séries de sauts bipodaux sur des boxs de 37cm de haut à 70bpm - 60s de repos entre les séries Fin de série : cadence <70 bpm Fin de protocole : nombre de répétitions à une série <60% de la première
Squats	
Gehring et al. (2009)	Presse à jambe submaximale - Répétitions de flexions / extensions à 50% 1RM Jusqu'à échec
James et al. (2010) Smith et al. (2009)	Intermittent maximal effort isometric squat protocol - Répétitions de 15s de squat isométrique maximal - 5s de repos entre chaque répétition Jusqu'à force <50% force max sur moitié de 15s - 1 répétition supplémentaire de 15s
Kernozek et al. (2008)	Squats submaximaux - 4 séries de maximum de squats parallèles à 60% 1RM (TST = 3,2s) - 90s de repos entre chaque série
Madigan et al. (2003)	FAL (<i>Fatiguing landing activity</i>) - Séquences alternées de : - 2 (SL)DL (tâche étudiée) - 3 squats unipodaux Jusqu'à la sensation que le genou va s'effondrer

Tableau XII : Protocoles de fatigue périphériques

Étude(s)	Description
Effort anaérobie	
Dominguese et al. (2012)	<p>WAT (<i>Wingate anaerobic test</i>)</p> <ul style="list-style-type: none"> - 4 séries : - 20s de cycling au maximum, résistance de 7,5% poids du corps - 2 (SL)DL (tâche étudiée) - 5min de repos actif en cycling
Watanabe et al. (2016)	<p>Interval cycling</p> <ul style="list-style-type: none"> - 6 séries : - 30s de cycling au maximum, résistance de 7,5% poids du corps - 5min de repos
Isocinétisme	
Kellis et al. (2009)	<p>Isocinétisme : extenseurs de genou</p> <ul style="list-style-type: none"> - Répétitions de concentrique à 120°/s Jusqu'à moment <30% moment max <p>Isocinétisme : fléchisseurs de genou</p> <ul style="list-style-type: none"> - Répétitions de concentrique à 120°/s Jusqu'à moment <30% moment max
Kim et al. (2017)	<p>Isocinétisme : extenseurs et fléchisseurs de genou</p> <ul style="list-style-type: none"> - 2 x Répétitions de flexion/extension concentriques entre 0° et 90° à 60°/s 1er : Jusqu'à couple <50% couple max sur 3 répétitions consécutives 2ème : Jusqu'à couple <30% couple max sur 3 répétitions consécutives
Thomas et al. (2010)	<p>Isocinétisme : extenseurs et fléchisseurs de genou</p> <ul style="list-style-type: none"> - Séries de flexion/extension concentriques entre 0° et 100° à 180°/s - 20s de repos entre les séries Fin de série : couple <50% couple max sur 3 répétitions Fin de protocole : couple <50% couple max sur 5 premières répétitions
Wikstrom et al. (2004)	<p>Isocinétisme : fléchisseurs plantaires et dorsaux de cheville</p> <ul style="list-style-type: none"> - Répétitions de flexions plantaires et dorsales concentriques Jusqu'à couple <50% couple max sur 3 répétitions

4.6. Résumé des données quantitatives

4.6.1. Effets des protocoles de fatigue sur les composants de la vGRF, par étude

Tableau XIII : Effets des protocoles de fatigue sur les composants de la vGRF, par étude

Auteurs (année)	Protocole de fatigue	Tâche	Sexe	Effet sur le critère de jugement principal		MINORS
Bell et al. (2016)	Parcours fonctionnel	(DL) DJ	H F	↗Vpic =Vpic	↗LR =LR	92%
Cortes et al. (2012)	Parcours fonctionnel	(SL) SSC (DL) SJ	F F	=Vpic =Vpic		94%
Cortes et al. (2014)	Effort aérobic	(SL) SSC	F	↘Vpic		75%
Dominguese et al. (2012)	Effort anaérobic	(SL) DL	H F	↗Vpic ↗Vpic		79%
Edwards et al. (2010)	Sauts verticaux	(SL) JL (SL) DL	H H	=Vpic =Vpic	=LR =LR	86%
Edwards et al. (2014)	Sauts verticaux	(DL) SJ	H	↗Vic	↗LR	86%
Gehring et al. (2009)	Squats	(DL) DL	H F	↘iGRF (0-50ms) ↘iGRF (0-50ms)	↘iGRF (50-100ms) ↘iGRF (50-100ms)	79%
Iguchi et al. (2014)	Sauts verticaux	(SL) SSC	H F	=Vpic =Vpic	=iGRF(0-50ms) =iGRF(0-50ms)	88%
James et al. (2010)	Squats Effort aérobic	(DL) DL (DL) DL	H H	↘Vpic ↘Vpic	↘iGRF (0-100ms) ↘iGRF (0-100ms)	94%
Kellis et al. (2009)	Isocinétisme Isocinétisme	(SL) DL (SL) DL	H+F H+F	↘Vpic =Vpic	↘LR =LR	75%
Kernozek et al. (2008)	Squats	(SL) DL	H F	=Vpic =Vpic		88%
Kim et al. (2017)	Isocinétisme	(SL) DC	H+F	↘LR	↗TTP	81%
Lucci et al. (2011)	Parcours fonctionnel Effort aérobic	(SL) SSC (SL) SSC	F F	=Vpic =Vpic		94%
Madigan et al. (2003)	Squats	(SL) DL	H	↘Vpic	↘iGRF (0-200ms)	81%
Pappas et al. (2007)	Sauts verticaux	(DL) DL	H F	↗Vpic ↗Vpic		88%

Prieske et al. (2017)	Sauts verticaux	(DL) JL	H	\nearrow Vpic		
			F	\nearrow Vpic		
		(DL) DJ	H	\searrow iGRF (0-150ms)		88%
			F	\searrow iGRF (0-150ms)		
Quammen et al. (2012)	Parcours fonctionnel Effort aérobie	(DL) SJ	F	=Vpic		
		(DL) SJ	F	=Vpic		86%
Smith et al. (2009)	Squats	(DL) DJ	H	\searrow Vpic		79%
			F	\searrow Vpic		
Thomas et al. (2010)	Isocinétisme	(SL) JL	H	=Vpic	=TTP	88%
			F	=Vpic	=TTP	
Watanabe et al. (2016)	Effort anaérobie	(SL) JL	H	\searrow TTP		63%
Whyte et al. (2017)	Parcours fonctionnel	(DL) DJ	H	=Vpic		100%
Whyte et al. (2017)	Parcours fonctionnel	(SL) COC	H	=Vpic		100%
Wikstrom et al. (2004)	Isocinétisme Parcours fonctionnel	(SL) JL	H+F	\nearrow Vpic		
		(SL) JL	H+F	\nearrow Vpic		81%

H : homme ; F : femme

SL : unipodal ; DL : bipodal ; JL : jump landing, DL : drop landing, DC : drop cutting, SSC : side step cutting, COC : cross over cutting, DJ : drop jump, SJ : squat jump.

Vpic : valeur pic de vGRF, TTP : temps au pic, iGRF : impulse, LR : taux de chargement, \nearrow augmentation significative ; \searrow diminution significative ; = pas de changement significatif ;

Les études incluses nous permettent d'identifier quarante-six résultats concernant l'effet des protocoles de fatigue neuromusculaire sur les 4 paramètres de la vGRF, présentés dans le tableau XIII.

L'ensemble de ces résultats peut être exprimé sous la forme d'une synthèse graphique, directement inspirée de celle employée par Barber-Westin et Noyes et qui permet une rapide analyse visuelle des effets retrouvés (Figure 22) (Barber-Westin & Noyes, 2017). Chaque point représente le résultat d'une tâche athlétique, pour l'ensemble d'une cohorte ou pour chaque sous-groupe lors de comparaison (sexe, protocole de fatigue ou tâches différentes) au sein d'une étude. Nous avons indiqué en rouge les évolutions significatives d'un paramètre dans le sens de l'augmentation de la contrainte intra-articulaire : augmentation du pic de vGRF (Vpic), du taux de charge (LR), de l'impulse (iGRF) ou une diminution du temps au pic (TTP). Une

diminution significative est indiquée en vert. L'absence de différence significative entre avant et après exposition à la fatigue neuromusculaire est indiquée en bleu.

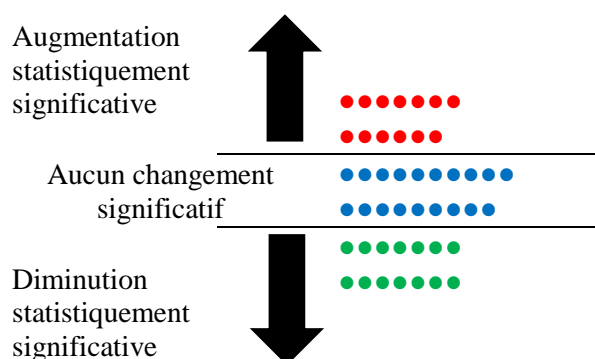


Figure 22 : Effet des protocoles de fatigue sur les composants de la vGRF, par étude
Chaque point représente le résultat d'une tâche athlétique, pour l'ensemble d'une cohorte ou pour chaque sous-groupe lors de comparaison (sexe, protocole de fatigue ou tâches différentes) au sein d'une étude. Rouge augmentation/Vert diminution de contrainte intra-articulaire

Au total treize résultats (28%) sont assimilés à une augmentation de l'un des paramètres de la vGRF, quatorze (31%) sont assimilés à une diminution et dix-neuf (41%) ne témoignent d'aucun changement significatif causé par le protocole de fatigue neuromusculaire. Cette conclusion est similaire à celle des revues systématiques de Santamaria et Webster, Zadpoor et Nikooyan et Barber-Westin et Noyes (Barber-Westin & Noyes, 2017; Santamaria & Webster, 2010; Zadpoor & Nikooyan, 2012b). Ces résultats hétérogènes et contradictoires sont difficiles à interpréter avec une démarche d'analyse globale, tous protocoles de fatigues et toutes tâches athlétiques confondus. Il est toutefois possible de séparer l'analyse en fonction de la catégorie de protocole utilisée et du type de tâche évaluée, de façon à diminuer l'impact de l'hétérogénéité des publications.

4.6.2. Effet des protocoles de fatigue sur le critère de jugement principal, en fonction de la tâche motrice et du type de protocole de fatigue

L'analyse des résultats en fonction du type de tâche athlétique montre que pour chaque tâche l'effet mesuré est identique entre les situations bipodales et unipodales, il est donc possible de les analyser ensemble. De même, plusieurs catégories que nous avons prédéfinies ciblent des tâches proches dans leur exécution et présentent des résultats similaires permettant de les

rassembler (les trois types de changement de direction ou *cutting* : DC, SSC et COC, et les deux tâches incluant un saut après appui : *drop jump* DJ et *stop jump* SJ).

Lors des réceptions de sauts, les auteurs constatent dans 7 études sur 10 une augmentation significative d'un paramètre de la vGRF. Les réceptions de chute augmentent l'un des paramètres de la vGRF dans quatre études, les diminuent sept fois et restent inchangés cinq fois. Lors des changements de direction trois études sur neuf constatent une diminution des paramètres de vGRF. Les sauts après appui présentent un effet plus hétérogène et génèrent une augmentation dans deux études, une diminution dans quatre et aucun changement dans cinq. Ces résultats sont présentés dans la Figure 23.

Il est également possible d'analyser les résultats en fonction du type de protocole de fatigue utilisé. Les sauts verticaux sont les plus utilisés avec onze tâches étudiées dans cinq études. Ils augmentent l'un des indicateurs de la vGRF dans cinq cas, les diminuent dans deux et n'induisent pas de changement dans quatre autres. Les parcours fonctionnels et protocoles sur dynamomètre isocinétique sont employés pour dix tâches dans cinq publications chacun. Les parcours fonctionnels génèrent dans trois de ces dix publications une augmentation d'un paramètre de la vGRF, là où les protocoles isocinétiques les augmentent deux fois, diminuent quatre fois et les laissent inchangés à trois reprises. Les squats sont employés pour huit situations (quatre études) avec six diminutions significatives des paramètres cinétiques. Les sollicitations aérobies et anaérobies sont employées dans respectivement quatre et trois situations (deux études). Les efforts aérobies font diminuer les contraintes intra articulaires dans deux publications sur quatre, alors que les anaérobies les augmentent systématiquement. Ces données sont illustrées dans la Figure 24.

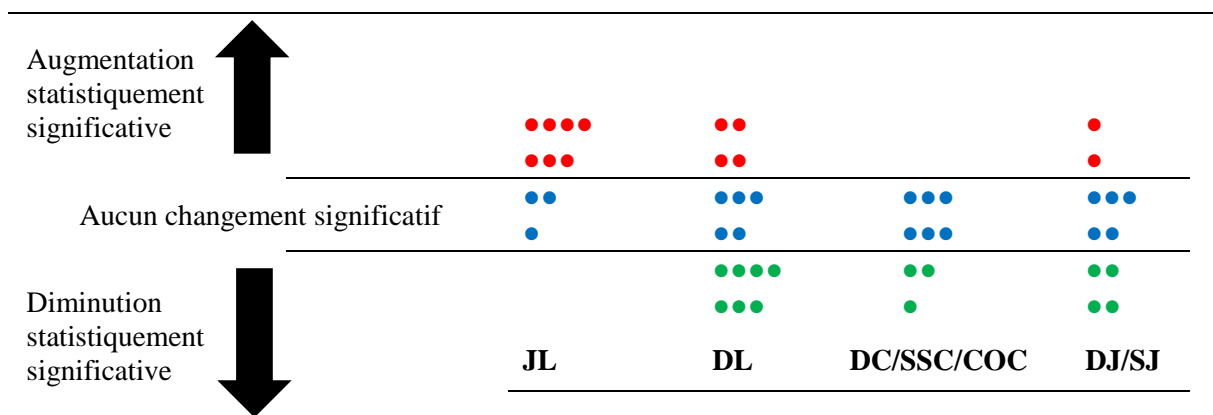


Figure 23 : Effet des protocoles de fatigue en fonction de la tâche motrice
 Chaque point représente le résultat d'une tâche athlétique, pour l'ensemble d'une cohorte ou pour chaque sous-groupe lors de comparaison (sexe, protocole de fatigue ou tâches différentes) au sein d'une étude.
 JL : jump landing, DL : drop landing, DC : drop cutting, SSC : side step cutting, COC : cross over cutting, DJ : drop jump, SJ : squat jump
 Rouge augmentation/Vert diminution de contrainte intra-articulaire

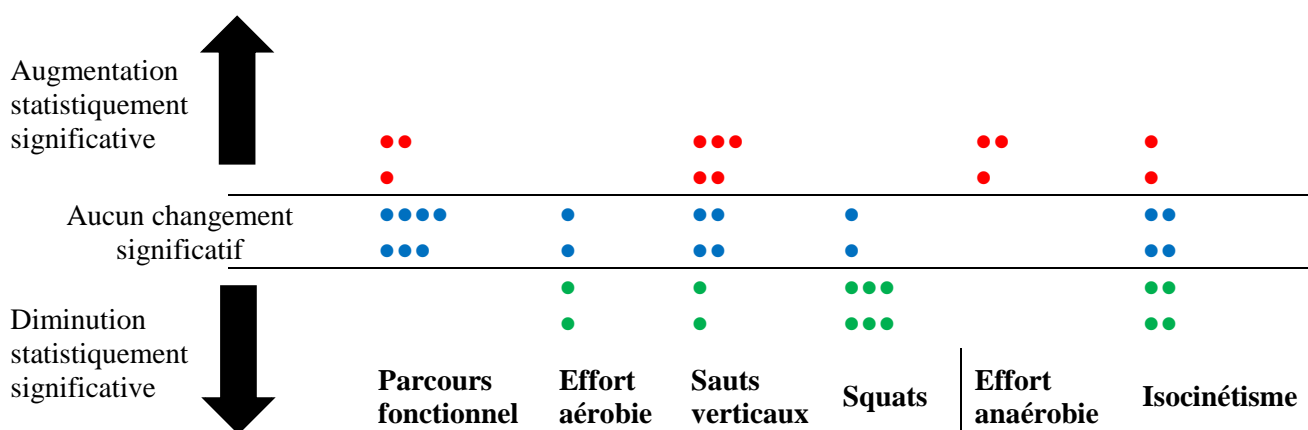


Figure 24 : Effet mesuré en fonction du type de protocole de fatigue
 Chaque point représente le résultat d'une tâche athlétique, pour l'ensemble d'une cohorte ou pour chaque sous-groupe lors de comparaison (sexe, protocole de fatigue ou tâches différentes) au sein d'une étude.
 Rouge augmentation/Vert diminution de contrainte intra-articulaire

4.6.3. Synthèse : Effet des protocoles de fatigue en fonction du type de protocole, du type de tâche et du sexe

A partir de l'ensemble de ces résultats, nous pouvons proposer un tableau récapitulatif des modifications induites par les protocoles de fatigue neuromusculaire périphérique ou généraux

sur les paramètres de la composante verticale de la force de réaction au sol (vGRF), en fonction des tâches athlétiques et des protocoles de fatigue chez des sportifs pivot (tableau XIV).

Ce tableau permet une lecture plus fine de l'effet obtenu, diminuant l'impact de l'hétérogénéité des publications, avec une indication sur le risque de biais de l'étude.

Il trouve son application directe pour :

- La recherche en aidant à la conception d'études prospectives et à la compréhension des effets attendus ou mesurés sur les composantes de vGRF ;
- Le terrain, qu'il soit clinique ou sportif, en fournissant aux praticiens un outil leur permettant d'identifier et quantifier le risque en fonction du sport pratiqué (tâches motrices) et du type d'effort rencontré par les athlètes dans leur pratique (caractéristiques des protocoles de fatigue).

5. Discussion

5.1. Synthèse des résultats de la recherche

La charge de travail induite par des parcours fonctionnels et des efforts anaérobies est susceptible de modifier les paramètres de la vGRF impliqués dans l'augmentation des contraintes sur le LCA, notamment lors des réceptions de saut. De façon générale les effets mesurés sont dépendants des tâches athlétiques et des protocoles de fatigue utilisés, questionnant leur validité de construit. Il est possible de proposer une analyse spécifique de ces effets en fonction de sept tâches athlétiques et six catégories de protocoles de fatigue (tableau XIV), qui constitue un outil d'interprétation de notre revue à destination des chercheurs, cliniciens ou professionnels de terrain. Les comportements biomécaniques amenant à modification des paramètres de la vGRF (augmentation ou diminution) altèrent la stabilité articulaire et exposent le LCA. Trop peu de résultats existent pour permettre de conclure sur les différences de réponse à la charge de travail entre les hommes et les femmes.

5.2. Qualité des données

Les vingt-trois articles sélectionnés produisent quarante-six résultats individuels (résultat d'une tâche athlétique, pour l'ensemble d'une cohorte ou pour chaque sous-groupe lors de comparaison du sexe, protocole de fatigue ou tâches différentes, au sein d'une étude). Leur analyse globale, tous protocoles et toutes tâches confondus sur l'intervalle 2000-2018 est en accord avec les précédentes revues de littérature de Santamaria et Webster, Zadpoor et Nikooyan, Barber-Westin et Noyes (Barber-Westin & Noyes, 2017; Santamaria & Webster, 2010; Zadpoor & Nikooyan, 2012a). Elle inclue toutefois les résultats de 5 publications plus récentes et de bonne qualité méthodologique (MINORS_{moyen}=86,4%) (Kim et al., 2017; Prieske et al., 2017; Watanabe et al., 2016b; Whyte, Kennelly, et al., 2018; Whyte, Richter, et al., 2018). L'hétérogénéité des critères de jugement, tâches motrices, protocoles de fatigue et méthodologies employées ne permet pas la réalisation d'une méta-analyse.

Le risque de biais est un élément déterminant pour ce type d'étude. Le score MINORS moyen est de 85%, montrant une bonne qualité méthodologique globale. Une étude présente plus de risque de biais que le reste du corpus avec 63% notamment en raison de la conception de son protocole de fatigue (Watanabe et al., 2016b). Treize études n'évaluent pas la fatigue provoquée (critères subjectifs ou objectifs) (item n°4) (Gehring et al., 2009; Iguchi et al., 2014; James et

al., 2010; Kellis & Kouvelioti, 2009a; Kernozek et al., 2008; Kim et al., 2017; Pappas, Sheikhzadeh, et al., 2007; Quammen et al., 2012; Smith et al., 2009; Thomas et al., 2010; Watanabe et al., 2016a; Wikstrom et al., 2004). Le calcul d'effectif n'est réalisé *a priori* que pour huit études du corpus ce qui limite l'interprétation des tests d'hypothèse et de leurs tailles d'effets (item n°8) (Bell et al., 2016; Cortes et al., 2012; Iguchi et al., 2014; James et al., 2010; Kernozek et al., 2008; Lucci et al., 2011; Pappas, Sheikhzadeh, et al., 2007; Prieske et al., 2017; Quammen et al., 2012; Thomas et al., 2010; Whyte, Kennelly, et al., 2018; Whyte, Richter, et al., 2018). Parmi les neuf études comparatives seule une évalue les groupes à l'inclusion (*baseline*, item n°11) (Pappas, Sheikhzadeh, et al., 2007).

5.1. Effets mesurés en fonction de la tâche athlétique

La tâche athlétique dont la cinétique est la plus impactée par la fatigue neuromusculaire est la réception de saut unipodale et bipodale (JL) or c'est la plus à risque de rupture du LCA en situation sportive (Barber-Westin & Noyes, 2017; Benjaminse et al., 2019b; Zadpoor & Nikooyan, 2012b). Deux études montrent une augmentation significative du pic de vGRF chez les hommes et les femmes (4 résultats), une enregistre une réduction du temps au pic chez les hommes (1 résultat) (Prieske et al., 2017; Watanabe et al., 2016b; Wikstrom et al., 2004). Deux publications ne montrent pas de changement pour les deux sexes (4 résultats pour la valeur pic, 2 pour le LR) (Edwards et al., 2010; Wikstrom et al., 2004).

Les changements de direction (SSC, COC, DC) sont les tâches dont la vGRF est la moins modifiée par les protocoles de fatigue neuromusculaire. Cortes et al. en 2014 montrent une diminution du pic de vGRF pour le SSC chez les femmes (1 résultat), Kim et al. une diminution du taux de charge (LR) liée à une augmentation du temps au pic (TTP) pour le DC chez les hommes et les femmes (2 résultats) (Cortes et al., 2014; Y. Kim et al., 2017). Cinq études ne retrouvent pas d'effet significatif sur les paramètres de la vGRF (5 résultats chez les hommes, 8 chez les femmes) (Cortes et al., 2012; Iguchi et al., 2014; Lucci et al., 2011; Thomas et al., 2010; Whyte, Richter, et al., 2018).

Il n'est pas possible de conclure à propos des réceptions de chute (DL), de chute suivie d'un saut vertical (DJ) et des courses suivies d'un saut vertical (SJ) car nos résultats sont trop hétérogènes et certainement très déterminés par le type de protocole de fatigue employé.

5.2. Effets mesurés en fonction du type de protocole de fatigue

Les efforts anaérobies semblent provoquer une augmentation de la valeur pic chez les hommes et les femmes (2 résultats) et une diminution du temps au pic (TTP) chez les hommes (1 résultat) (Dominguese et al., 2012; Watanabe et al., 2016b). Les parcours fonctionnels, très représentatifs des efforts rencontrés dans les sports pivot semblent induire des modifications variables au regard du risque de lésion du LCA. Bell, Wikstrom et leurs collaborateurs enregistrent une augmentation du pic et du taux de charge (LR) chez les hommes (4 résultats) (Bell et al., 2016; Wikstrom et al., 2004). Cependant la grande majorité des publications ne retrouve pas de modifications de la vGRF après ce type d'effort (6 résultats chez les femmes, 2 chez les hommes) (Bell et al., 2016; Cortes et al., 2012; Lucci et al., 2011; Quammen et al., 2012; Whyte, Kennelly, et al., 2018; Whyte, Richter, et al., 2018).

Les squats semblent *a contrario* diminuer les valeurs des composants de la vGRF, toutes tâches athlétiques confondues. James, Madigan, Smith, Gehring et leurs collaborateurs relèvent une diminution du pic et de l'impulse (iGRF) (7 résultats chez les hommes, 3 chez les femmes), quand Kernozek et al. ne trouvent pas de changement chez les deux sexes (2 résultats) (Gehring et al., 2009; James et al., 2010; Kernozek et al., 2008; Madigan & Pidcoe, 2003; Smith et al., 2009). Les efforts aérobies ont tendance à produire des effets similaires, Cortes, James et leurs collaborateurs enregistrant une diminution de la valeur pic, cependant l'interprétation est limitée par la faible quantité de données (1 résultat chez les femmes, 2 chez les hommes) (Cortes et al., 2014; James et al., 2010).

Les données concernant l'effet des efforts isocinétiques et des sauts verticaux sont trop hétérogènes pour pouvoir dégager une tendance.

5.3. Effets du sexe sur la réponse à un protocole de fatigue neuromusculaire

Trois études ont recruté des populations mixtes mais ne réalisent pas de comparaisons entre les sexes dans leurs résultats (Kellis & Kouvelioti, 2009a; Kim et al., 2017; Wikstrom et al., 2004). Neuf études proposent une analyse des paramètres de la vGRF en fonction du sexe (Bell et al., 2016; Dominguese et al., 2012; Gehring et al., 2009; Iguchi et al., 2014; Kernozek et al., 2008; Pappas, Sheikhzadeh, et al., 2007; Prieske et al., 2017; Smith et al., 2009; Thomas et al., 2010). Bell, Pappas, Thomas, Kernozek et leurs collaborateurs rapportent une augmentation de la valeur pic de vGRF plus marquée chez les femmes. La taille de cet effet est toutefois discutable, la différence n'étant significative que dans l'étude de Pappas et al. (2 résultats) alors que ces

quatre équipes de recherche avaient procédé à un calcul d'effectif préalable. Selon ces auteurs, les femmes ont moins de flexion de genou, plus de valgus de genou et de flexion de hanche que les hommes au contact initial en condition fatiguée, cependant seuls Pappas et al. réalisent une comparaison à *baseline* ce qui ne nous permet pas d'attribuer ces particularités biomécaniques à la fatigue neuromusculaire (Bell et al., 2016; Kernozek et al., 2008; Pappas, Sheikhzadeh, et al., 2007; Thomas et al., 2010).

5.4. Effets des protocoles de fatigue sur les paramètres cinématiques et myoélectriques

La position du corps lors de l'impact initial ou du pic de réactions au sol est déterminante. Plus l'athlète aura une posture érigée (faible flexion de hanche, de genou, de tronc) plus la vGRF sera élevée, l° de flexion de genou en moins l'augmentant de 10% du poids de corps (Gerritsen, Van den Bogert, & Nigg, 1995; Laughlin et al., 2011; Leppänen et al., 2017). Adopter une posture plus fléchie permet une meilleure absorption des contraintes par le système musculaire (Derrick, 2004; Griffin et al., 2006). Vingt publications rapportent l'effet des programmes de fatigue neuromusculaire sur les paramètres cinématiques ou électromyographiques (Cortes et al., 2014; Cortes et al., 2012; Edwards et al., 2010; Edwards et al., 2014; Gehring et al., 2009; Iguchi et al., 2014; James et al., 2010; Kellis & Kouvelioti, 2009a; Kernozek et al., 2008; Y. Kim et al., 2017; Lucci et al., 2011; Madigan & Pidcoe, 2003; Pappas, Sheikhzadeh, et al., 2007; Prieske et al., 2017; Quammen et al., 2012; Smith et al., 2009; Thomas et al., 2010; Whyte, Kennelly, et al., 2018; Whyte, Richter, et al., 2018; Wikstrom et al., 2004). Les publications montrant une augmentation d'un ou plusieurs paramètres de la vGRF rapportent des angulations sagittales plus faibles au contact initial (genou, hanche) (Bell et al., 2016; Dominguese et al., 2012; Edwards et al., 2014). A l'inverse une diminution du pic de la vGRF s'accompagne d'une augmentation de l'angle de flexion de genou au contact initial (Gehring et al., 2009; Kellis & Kouvelioti, 2009a; Madigan & Pidcoe, 2003). Ces résultats sont en accord avec une récente méta-analyse de Benjaminse et al. mesurant l'effet des protocoles de fatigue neuromusculaire sur la cinétique et cinématique des tâches unipodales (paramètres angulaires tridimensionnels, hors réaction au sol) (Benjaminse, Webster, Kimp, Meijer, & Gokeler, 2019a). La charge de travail induit des changements dans le plan sagittal, avec une diminution des angles de flexion de genou et de hanche au contact initial et une augmentation au pic (Barber-Westin & Noyes, 2017; Benjaminse et al., 2019a).

Pappas et al. décrivent une augmentation de l'activation musculaire du quadriceps après un protocole de fatigue (Pappas, Sheikhzadeh, et al., 2007). Cette activation serait majorée avant le contact initial, pour rigidifier le membre inférieur et réduire les moments de flexion externes (Derrick, 2004). Une posture érigée permettrait selon Dominguese et al. de réduire les moments de flexion externe pour moins solliciter le système musculaire et ainsi éviter « l'effondrement » (Dominguese et al., 2012).

Ces adaptations à la fatigue neuromusculaire protègent le système musculaire et permettent de conserver une efficacité biomécanique mais exposent le LCA en produisant de fortes contraintes intra-articulaires genou proche de l'extension (Kim et al., 2015; Laughlin et al., 2011; Leppänen et al., 2017). Les modifications des coactivations musculaires altèrent la stabilité articulaire, ce qui accroît également le risque de lésion du LCA (Padua et al., 2006).

5.5. Interaction des tâches et des protocoles de fatigue

Dans de nombreux cas les effets des protocoles de fatigue sur la vGRF semblent déterminés par l'interaction entre la tâche et le protocole, appelant à une analyse individuelle, spécifique modélisée dans le tableau XIV. Trente-six combinaisons tâche/protocole ont été explorées et demandent à être confirmées. Quarante-huit n'ont à notre connaissance pas été testées. La réplication d'études, centrée sur une seule interaction pourrait permettre de confirmer ou infirmer les tendances identifiées. La confrontation des études au sein du tableau XIV montre qu'à ce jour aucune combinaison ne génère de résultats contradictoires (augmentation contre diminution d'un même paramètre dans une même population).

Ces interactions illustrent toutefois la nécessité de mener une réflexion plus globale pour l'analyse des facteurs de risque de lésion du LCA. La validité de construit des protocoles de fatigue doit être questionnée (charge physiologique, durée, tâche réalisée, *etc.*) (Barber-Westin & Noyes, 2017; Benjaminse et al., 2019b). La pertinence de tâches athlétiques comme la réception de chute (DL), à hauteur définie, sans phase de poussée initiale, ou la réception de chute suivie d'un saut vertical (DJ) devra être reconsidérée, leur proximité avec le geste sportif (réception de saut) et leur capacité à prédire le risque de lésion du LCA étant discutée (Edwards et al., 2010; Krosshaug et al., 2016). En accord avec les travaux de Barber-Westin et Noyes en 2017 ainsi que Benjaminse et al. en 2019 nous considérons que les protocoles de fatigue généraux (longue durée, implications de nombreux groupes musculaires), les tâches athlétiques ouvertes et non planifiées sont certainement les plus valides car les plus fonctionnelles. Les

protocoles doivent être si possible personnalisés et adaptés à chaque athlète, avec une mesure directe de performance permettant de produire une fatigue homogène au sein de la population étudiée (Barber-Westin & Noyes, 2017; Benjaminse et al., 2019b).

5.6. Limites

Cette revue systématique s'appuie sur la méthodologie de référence PRISMA, valide et reproductible (Gedda, 2015a; Liberati et al., 2009a; Moher et al., 2009; Shamseer et al., 2015). Elle présente une synthèse quantitative et qualitative des données de la force de réaction au sol verticale (vGRF), les paramètres cinématiques et myoélectriques n'étant utilisés que pour la synthèse qualitative. Inclure ces données dans des analyses ultérieures pourrait apporter une vision plus globale des modifications induites par les protocoles de fatigue neuromusculaire sur la posture des athlètes. Nous proposons également pour cette revue une classification des tâches et des protocoles de fatigue basée sur les terminologies existantes dont l'utilisation et la pertinence devra être confrontée et validée.

Les études sélectionnées rassemblent les données de 264 hommes (âge moyen : 22,9 ans) et 211 femmes (âge moyen : 21,9 ans), représentatifs des populations à risque, mais n'expriment pas systématiquement leurs caractéristiques anthropométriques (Kaeding, Léger-St-Jean, & Magnussen, 2017). Huit études ne précisent pas le sport pratiqué et/ou le niveau ou l'ancienneté dans l'activité, ce qui peut constituer un biais de sélection (Cortes et al., 2014; Edwards et al., 2010; Edwards et al., 2014; Gehring et al., 2009; Kellis & Kouvelioti, 2009a; Madigan & Pidcoe, 2003; Thomas et al., 2010; Wikstrom et al., 2004). Le score MINORS moyen (85%) montre une bonne qualité globale cependant seules douze études réalisent un calcul d'effectif sur un paramètre représentatif du risque de lésion du LCA, donnée pourtant nécessaire pour l'obtention d'une puissance statistique suffisante et la validité des conclusions (Bell et al., 2016; Cortes et al., 2012; Iguchi et al., 2014; James et al., 2010; Kernozek et al., 2008; Lucci et al., 2011; Pappas, Sheikhzadeh, et al., 2007; Prieske et al., 2017; Quammen et al., 2012; Thomas et al., 2010; Whyte, Kennelly, et al., 2018; Whyte, Richter, et al., 2018). Trois études recrutent des populations mixtes et ne différencient pas l'examen des résultats, ce qui constitue un biais d'analyse au vu des différences biomécaniques existant entre les deux sexes (Kellis & Kouvelioti, 2009a; Kim et al., 2017; Wikstrom et al., 2004).

La principale limite de cette revue systématique est l'hétérogénéité des protocoles de fatigue utilisés et des tâches athlétiques. Cette variabilité est notamment due aux difficultés inhérentes

à la transposition de gestes sportifs et sollicitations physiologiques de terrain en conditions de laboratoire standardisées. Les modalités de réalisation d'une même tâche athlétique (contraintes, caractère aléatoire, distances d'élan ...) sont toutefois très variables entre les études. Les protocoles de fatigue sont également très hétérogènes. Seules 10 études monitorent les effets physiologiques des protocoles par des paramètres subjectifs et objectifs (Bell et al., 2016; Cortes et al., 2012; Dominguese et al., 2012; Edwards et al., 2010; Ewards et al., 2014; Lucci et al., 2011; Madigan & Pidcoe, 2003; Prieske et al., 2017; Whyte, Kennelly, et al., 2018; Whyte, Richter, et al., 2018). Les protocoles utilisés ne sont pas tous représentatifs des efforts rencontrés dans les sports considérés et devront être redéfinis pour la réalisation de futures études.

Etude 3 : Détermination des facteurs de risque de lésion du ligament croisé antérieur dans les sports pivot : moment de survenue du pic de la composante verticale de la force de réaction au sol (vGRF) lors d'un changement de direction, comparaison entre l'état de fatigue neuromusculaire (avant/après protocole de fatigue) et le sexe (homme/femme).

1. Contexte

La littérature propose 4 grandes hypothèses biomécaniques de mécanisme lésionnel pour la lésion hors contact du LCA, exposées dans le cadre théorique. Elles permettent de caractériser les profils à risque chez les athlètes (Pappas, Shiyko, Ford, Myer, & Hewett, 2015). Nous avons vu que la prédominance ligamentaire s'appuie sur les travaux de Hewett et ses collaborateurs montrant le caractère prédictif du valgus dynamique et des forces de réaction au sol (vGRF) sur la survenue d'une lésion du LCA (Carson & Ford, 2011; Ford et al., 2003; Hewett et al., 2005; Kernozek et al., 2005; Pappas, Hagins, et al., 2007). Les aptitudes techniques et les capacités posturales sont des points clés pour la prévention des lésions du LCA en sport. Le contrôle proprioceptif apparaît différent selon le genre, la posture plus érigée mesurée chez les femmes générant plus de réactions au sol et de forces de cisaillement sur l'articulation fémoro-tibiale (Kaux et al., 2013; Peterson & Krabak, 2014).

La détermination de la variable la plus représentative du risque de lésion du LCA hors contact est un enjeu majeur, de même que la magnitude de changement de cette variable entraînant un réel risque (Barber-Westin & Noyes, 2017).

Lors de mesure in-vivo, le pic de contrainte ligamentaire imprimé au LCA lors d'une réception de saut se trouve entre la phase de pré-contact (100ms avant le contact du pied au sol) et la phase d'appui précoce (premiers 20% de la phase d'appui), au moment du pic de vGRF (Taylor et al., 2011). Cette phase est également celle où le genou est le plus proche de l'extension. Ce pic de contrainte ligamentaire est enregistré soit juste avant (100ms) soit rapidement (50ms) après le contact initial du pied au sol selon les études, ce qui encourage à étudier la phase initiale de l'appui du pied au sol (Lamontagne, Benoit, Ramsey, Caraffa, & Cerulli, 2005). La composante verticale de la réaction du sol (vGRF) est ainsi reliée au risque lésionnel, une vGRF élevée augmentant les moments et les forces intra-articulaires (Hewett et al., 2007, Chapitre 8).

Certaines études ont cherché à caractériser le recrutement musculaire des agonistes et antagonistes de l'articulation fémoro-tibiale lors de ces mêmes tâches athlétiques. Hors situation de fatigue, une réception ou un changement de direction entraîne un recrutement anticipé du quadriceps et des ischio-jambiers, permettant lors du contact initial de garantir une stabilisation active efficace (Landry, McKean, Hubley-Kozey, Stanish, & Deluzio, 2009). Les travaux de Behrens et ses collaborateurs exposés dans le contexte de l'étude n°1 ont montré qu'un protocole de fatigue semble modifier ce recrutement musculaire, en diminuant l'activation des ischio-jambiers (EMG-RMS) chez les femmes dans l'intervalle 20-40 ms et 40-60 ms après contact initial (Behrens et al., 2013). Une autre étude similaire menée chez des handballeur(se)s retrouve une diminution de l'activité électromyographique des ischio-jambiers à 10 ms mais plus à 50 ms (EMG-RMS) lors d'un changement de direction après une charge de travail (Zebis et al., 2011).

Certains auteurs suggèrent de ne pas uniquement se concentrer sur la quantité de réactions au sol produites, mais également sur le moment où se produit ce chargement (Pappas, Hagins, Sheikhzadeh, Nordin, & Rose, 2009). Dans la situation considérée, après un protocole de fatigue, la phase de diminution de l'activation des ischio-jambiers dans les 50 ms suivant le contact initial correspondrait également au pic de contrainte ligamentaire exercé sur le LCA (enregistré via le pic de vGRF).

Le positionnement dans le temps de la valeur pic peut être étudié en regard de l'amplitude articulaire atteinte, comme dans une étude prospective de 2009, mais également en regard du temps entre le pic de charge et le contact initial du pied au sol, défini par le « temps au pic » (Pappas et al., 2009). D'après notre revue systématique (étude 2) peu de protocoles ont introduit ce type d'analyse. Une étude de 2016 montre que le temps au pic de vGRF est diminué de près de 10% après un protocole de fatigue, passant de 44 ms à 39 ms chez les femmes (Watanabe et al., 2016b).

La mise en relation de ces événements mécaniques (apparition du pic de vGRF) et neuromusculaires (variations temporelles d'activations musculaires) décrits lors de tâches athlétiques anticipées ou non est proposée au sein de la Figure 25. Cette modélisation permet de mettre en évidence le risque éventuel d'un décalage du pic de vGRF après un protocole de fatigue qui place le pic de chargement à un moment où les ischio-jambiers ne peuvent remplir

leur rôle de stabilisateurs actifs. Le risque de lésion est alors majoré même si l'intensité du pic de vGRF reste dans des normes similaires à l'état pré-fatigue.

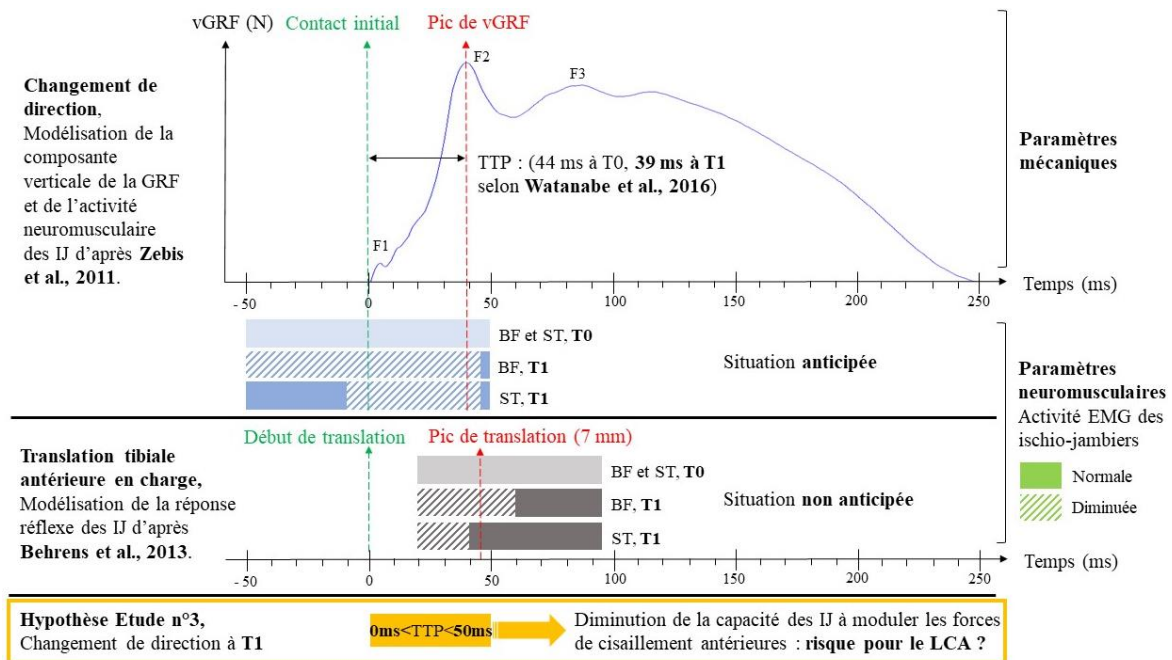


Figure 25 : Modélisation des paramètres mécaniques et neuromusculaires enregistrés lors d'un changement de direction et d'une translation tibiale antérieure en charge, d'après Behrens, Zebis, Watanabe et leurs collaborateurs et positionnement de l'hypothèse de l'étude n°3

BF : muscle biceps fémoral, EMG : électromyographique, IJ : ischio-jambiers, ST : muscle semi-tendineux, TTP : temps au pic de vGRF, T0/T1 : avant/après exposition à un protocole de fatigue

Cette recherche vise ainsi à déterminer l'impact d'une charge de travail sur le moment de survenue du pic de vGRF. Notre hypothèse est qu'un protocole de fatigue neuromusculaire diminue chez les sportives pivot le temps au pic de vGRF lors d'un changement de direction. Une telle modification enregistrée dans les premières 50ms suivant le contact initial du pied au sol, alors que l'activité électromyographique des ischio-jambiers est diminuée, génèrerait un risque lésionnel majeur pour le LCA.

2. Objectifs de la recherche

2.1. Objectif principal

Déterminer le moment de survenue du pic de la composante verticale de la force de réaction au sol (vGRF) lors d'un changement de direction, en fonction de l'état de fatigue neuromusculaire (avant/après protocole de fatigue) et du sexe (homme/femme), chez des sportifs pivot.

2.2. Objectifs secondaires

Décrire le comportement des variables biomécaniques du membre inférieur lors d'un changement de direction, en fonction de l'état de fatigue neuromusculaire et du sexe ;

Déterminer dans une population de sportifs pivot la prévalence des particularités biomécaniques associés au risque de lésion du LCA (Pappas et al., 2016).

3. Procédure et matériel de la recherche

3.1. Participants, interventions et critères de jugements

3.1.1. Contexte institutionnel

Cette recherche expérimentale est menée au sein du laboratoire d'analyse de la marche du CHU de Rouen-Normandie, en collaboration avec l'UFR STAPS de Rouen et le laboratoire CETAPS (EA 3832). L'accès à ce laboratoire du CHU permet de garantir la reproductibilité de la situation de recherche par l'utilisation d'appareils calibrés ayant une excellente précision de mesure et d'excellentes qualités métrologiques (Ford, Myer, & Hewett, 2007; Glatthorn et al., 2011).

3.1.2. Critères d'éligibilité

Critères d'inclusion

- Être un(e) joueu(se) de champ ;
- Justifier d'au moins 5 ans de pratique du sport en compétition ;
- Score de Lysholm supérieur à 95 (annexe II) ;
- Score de Tegner supérieur ou égal à 6 (annexe III) ;
- Pas d'entraînement, compétition ou effort physique intense dans les 72 heures précédant l'expérimentation ;
- Age supérieur à 18 ans ;

- Affiliation à un régime de sécurité sociale ;
- Personne majeure ayant lu et compris la lettre d'information ;
- Pour les femmes en âge de procréer, avoir une contraception efficace (oestroprogestatifs ou dispositif intra-utérin ou ligature de trompes) depuis 6 mois.

Critères de non-inclusion

- Atteinte traumatique d'un membre inférieur il y a moins d'un an, blessure ayant nécessité un arrêt de plusieurs jours, ou l'absence de participation à une compétition (Institut national de la santé et de la recherche médicale, 2008) ;
- Antécédent de chirurgie d'un membre inférieur ;
- Antécédent de rupture d'un ligament croisé, de lésion méniscale ou tout autre atteinte sévère d'un membre inférieur (traumatique, dégénérative ...) ;
- Pathologies évolutives (infection en cours de traitement, néoplasie en cours), neurologiques ou systémiques pouvant influencer les structures actives et passives du genou ;
- Femme enceinte ou parturiente ou allaitante ou sans contraception avérée ;
- Personne privée de liberté par une décision administrative ou judiciaire ou personne placée sous sauvegarde de justice / sous-tutelle ou curatelle.

Critères d'exclusion

- Survenue d'un problème physique empêchant la poursuite des procédures à l'étude ;
- Violation majeure au protocole ;
- Décision de l'athlète : tout athlète souhaitant sortir de l'étude quel qu'en soit le motif peut retirer son consentement à tout moment et en informer l'investigateur.

3.1.3. Population

46 athlètes ont été inclus à l'étude lors de 18 journées d'inclusion (Figure 26). 1 athlète a été exclu(e) lors de l'inclusion pour survenue de douleurs lors du protocole de fatigue.

44 ont été inclus à l'analyse principale (19 femmes et 25 hommes), 39 à l'analyse secondaire (19 femmes et 20 hommes).

1 athlète a été exclu(e) de l'analyse principale en raison d'un nombre trop important de données AMTI non exploitables. 5 athlètes ont été exclu(e)s de l'analyse secondaire en raison d'un nombre trop important de données VICON non exploitables.

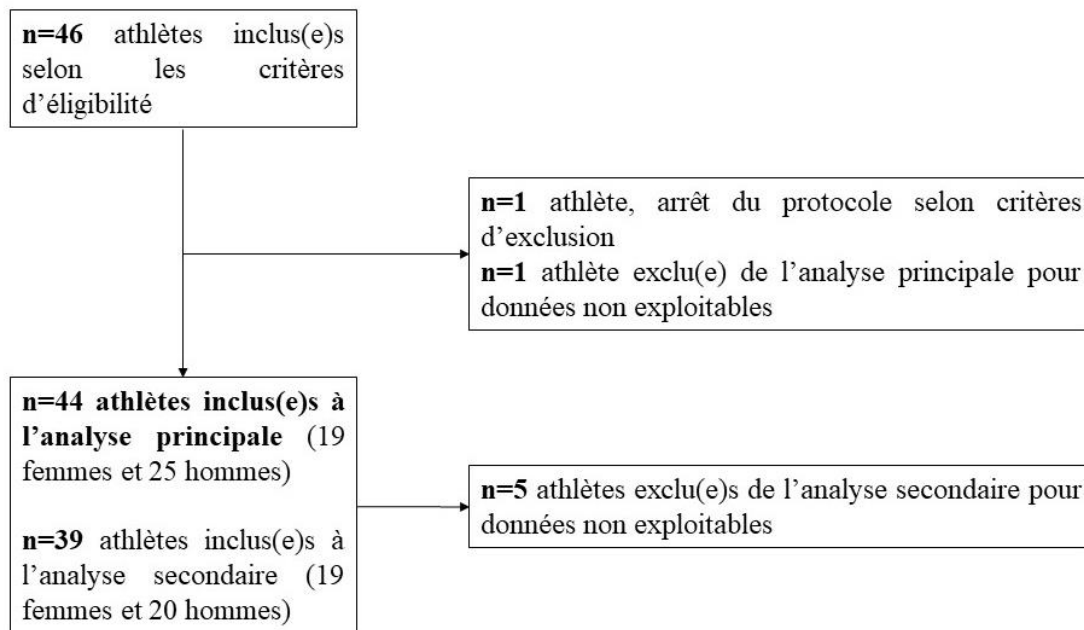


Figure 26 : Diagramme des flux

La population de l'étude correspond aux critères d'inclusion et paraît représentative de la population ciblée par notre étude. Ses caractéristiques sont exposées dans le tableau ci-dessous (Tableau XV). Les mesures de hauteur de saut unipodale (HSU) droites et gauches sont fortement corrélées ($r=0,85$ à T1 et $r=0,83$ à T2) et non significativement différentes entre les deux côtés pour les deux sexes aux deux temps. Nous pouvons ainsi exprimer dans ces résultats la hauteur de saut unipodale (HSU) comme la moyenne de la HSU droite et HSU gauche, cet ajustement permettant de diminuer l'erreur de mesure intra-individuelle.

Tableau XV : Caractéristiques de la population (moyenne ± écart type)

	n=19 femmes	n=25 hommes
Poids (kg)	62,3 ± 2,3	75,6 ± 1,4
Taille (cm)	167,6 ± 1,0	183,1 ± 1,3
IMC (kg.m ²)	22,1 ± 0,7	22,6 ± 0,4
Age (ans)	19,9 ± 0,5	19,5 ± 0,5
Sport principal	Handball : 15 Basketball : 4	Handball : 17 Basketball : 8
Heures d'entraînement par semaine	6,6 ± 0,7	10,1 ± 0,8
Années de pratique	10,5 ± 0,9	10,2 ± 0,8
Score de Lysholm	97,9 ± 0,6	97,6 ± 0,5
Score de Tegner (médiane)	7	7
Hauteur de saut unipodale moyenne (mm)	232,8 ± 6,5	305,9 ± 9,0

En complément de leur sport principal les participantes déclarent pratiquer également l'athlétisme (2), l'équitation (2), la natation (1), le rugby (1) et la course à pied (1). Les participants mentionnent pratiquer le football (5), la course à pied (2), le cyclisme sur route (1), le golf (1), le tennis (1) et le volley (1).

Huit femmes et quatorze hommes présentent un score de Lysholm compris entre 95 et 100, pour cause parmi les items de la grille « d'accrochage sans blocage d'un genou » (3 femmes), de « douleur modérée en exercice » (1 femme, 7 hommes), d'un « léger handicap à l'accroupissement » (2 hommes), d'un « léger handicap dans les escaliers » (2 hommes) et d'une « instabilité rare en exercice » (4 femmes, 3 hommes).

Nous ne mettons pas en évidence de différence à T1 entre les hommes et les femmes pour les critères d'âge, d'indice de masse corporelle, les scores de Lysholm et Tegner ainsi que l'ancienneté de la pratique. Les hommes s'entraînent significativement plus que les femmes (moyenne de la différence 2,5 h, IC95% 1,3 à 5,8, p=0,003) et ont une hauteur de saut maximale unipodale plus élevée (moyenne de la différence 73,1 mm, IC95% 49,3 à 97,0, p=0,013).

3.1.4. Procédure expérimentale

Cette étude effectue des enregistrements de données cinématiques (angles et amplitudes) et cinétiques (vGRF) lors de changements de direction aléatoires avant (T1) et après (T2) un protocole de fatigue fonctionnel.

Lors de la visite ou du contact téléphonique de pré-inclusion nous informons l'athlète et répondons à toutes ses questions concernant l'objectif, la nature des contraintes, les risques prévisibles, les bénéfices attendus de la recherche. Nous précisons également ses droits dans le cadre de la recherche et remettons un exemplaire de la note d'information (annexe IV). Après cette information, l'athlète dispose d'un délai de réflexion.

La visite d'inclusion est confondue avec le jour de réalisation du protocole expérimental. À son arrivée au laboratoire, chaque athlète nous donne son consentement éclairé. Il complète le score de Lysholm-Tegner et renseigne les différentes données anthropométriques nécessaires à l'étude expérimentale.

Il est ensuite invité à revêtir une tenue adaptée à l'expérimentation : maillot de bain, short serré et brassière pour les femmes. L'enregistrement se déroule avec les chaussures habituellement portées par l'athlète.

Chaque athlète est ensuite équipé des marqueurs réfléchissants nécessaires à l'enregistrement des variables cinétiques et cinématiques lors du changement de direction.

Le protocole expérimental débute par échauffement standardisé de 10 minutes d'ergocycle à 120 W, à vitesse confortable correspondant à une cadence moyenne de 62 tours/minutes (Asim Bradic, 2009; González-Ravé et al., 2014). L'athlète réalise ensuite 3 sauts maximaux unipodaux pour déterminer sa hauteur maximale de saut unipodal (HSU) à l'aide du VICON®, par suivi direct de la variation de hauteur du marqueur LPSI/RPSI au cours du saut.

La procédure de changement de direction est ensuite effectuée avant et après réalisation d'un protocole de fatigue, suivant les mêmes modalités. L'ensemble des procédures est décrit à la partie 3.1.5.

La participation au protocole expérimental demande environ 2h par participant, réparties en 30 minutes lors de la visite de pré-inclusion et 1h30 lors de l'inclusion.

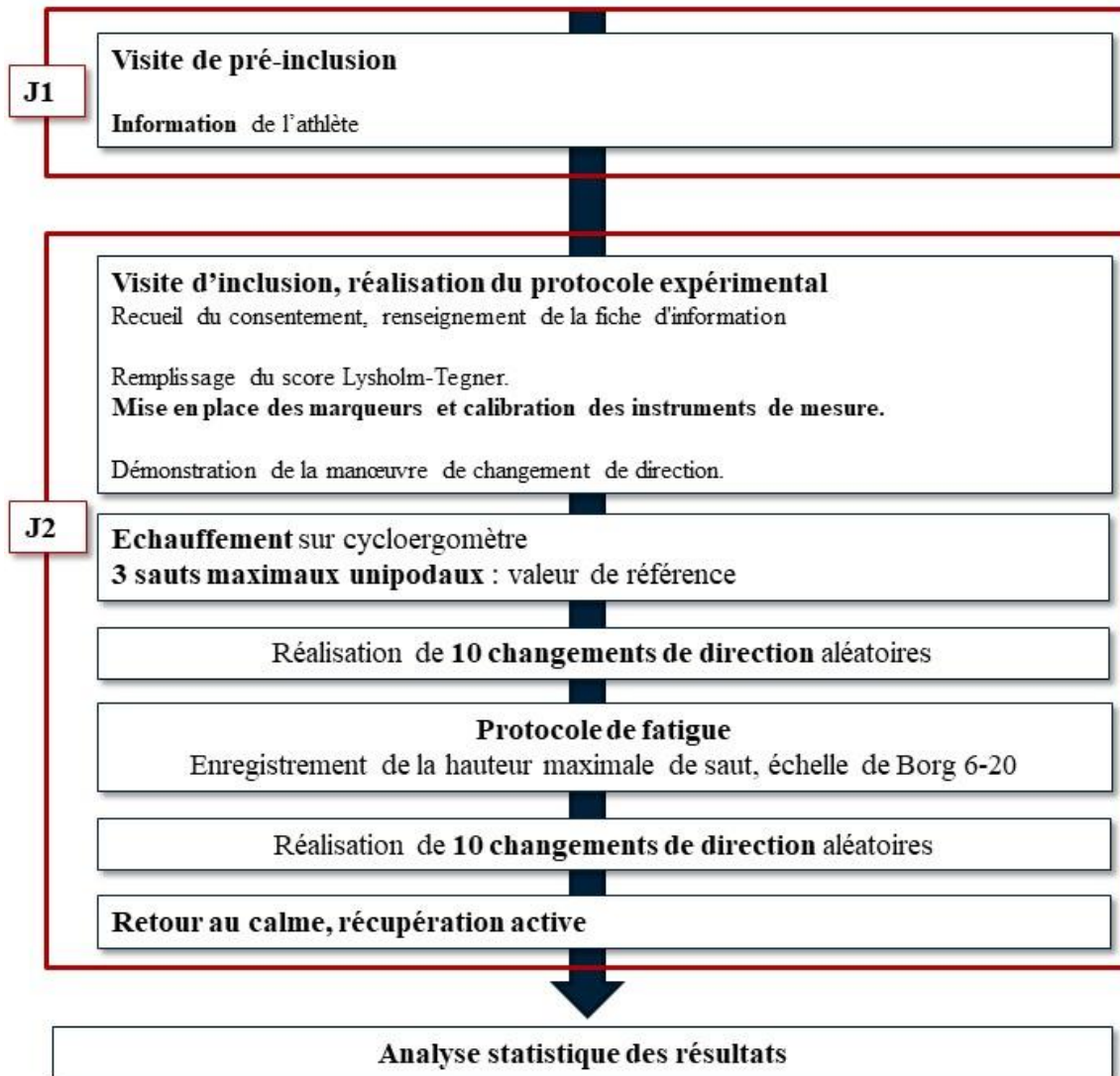


Figure 27 : Plan de l'étude

3.1.5. Interventions

Manœuvre de changement de direction

La manœuvre test est un geste technique travaillé en entraînement et régulièrement utilisé lors des tests physiques de pré-saison et de suivi sportif des athlètes.

La position de départ de la manœuvre de changement de direction se fait pieds écartés de 36 cm, en arrière d'une ligne tracée au sol. Une calibration des marqueurs en position statique est alors réalisée. Le top départ est indiqué sur un écran positionné face à l'athlète avec un décompte.

L'athlète doit ensuite effectuer un appui unipodal sur une zone marquée au sol, à 150 cm de la ligne de départ avec la jambe opposée à la direction du changement de direction, de façon à rejoindre une porte disposée à 2 m et 45° de l'axe de la course d'élan (Figure 28).

Ce protocole de mesure a été utilisé avec succès lors d'un protocole explorant les profils biomécaniques à risque de lésion du LCA chez 721 athlètes (Pappas et al., 2016). Des analyses préparatoires ont mis en évidence la fiabilité et la cohérence d'un dispositif similaire (plateforme AMTI et système VICON) en regard du geste sportif étudié (Ford et al., 2007).

Une démonstration de l'action est effectuée par un investigateur au début de l'expérimentation. Les enregistrements sont répétés de façon à obtenir 10 enregistrements de qualité. L'athlète ne reçoit pas d'encouragements ni d'indications lors de la réalisation de ses essais. L'enregistrement débute 1 seconde avant le top départ indiqué à l'athlète, de façon à mesurer la position de repos et enregistrer le temps de réaction.

Les critères de qualité d'un enregistrement sont :

- Course d'élan dynamique ;
- Appui unipodal réalisé sur la zone du capteur de réaction au sol ;
- Absence de double appui au moment du changement de direction ;
- Bonne direction choisie lors du changement de direction.

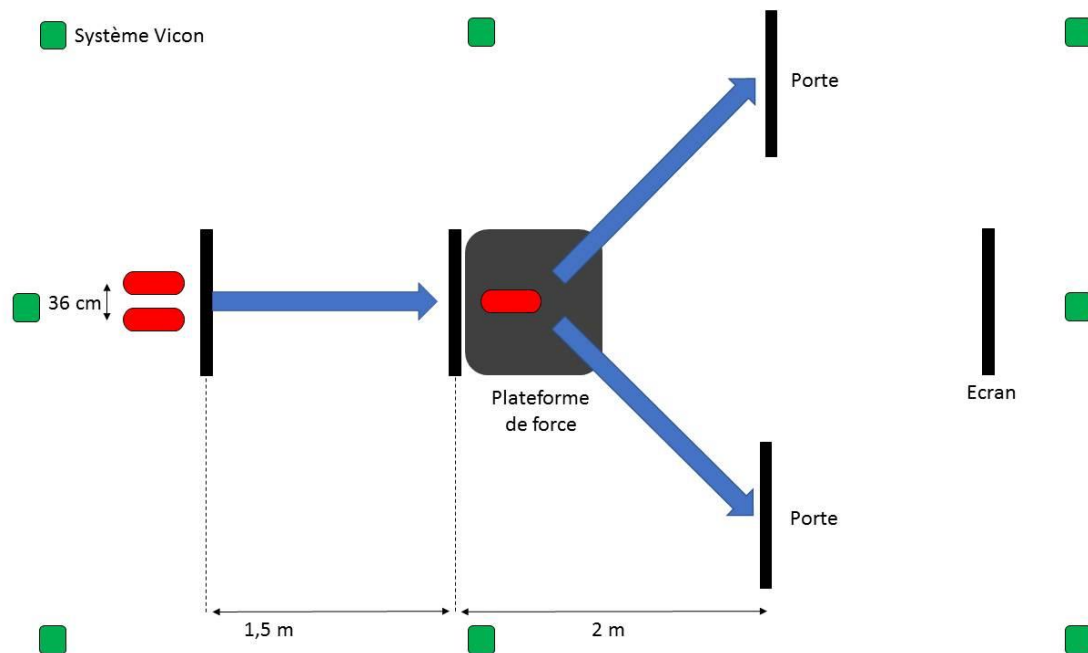


Figure 28 : Schéma du dispositif expérimental

La direction du changement de direction est définie de façon aléatoire pour l'athlète sur 10 essais (cinq dans chaque direction) et lui est indiquée lors du top départ de sa course d'élan. La direction demandée est matérialisée par une flèche apparaissant sur le même écran que le décompte de départ. Ce système force l'athlète à une décision tardive, simulant une vraie interaction de jeu (Besier, Lloyd, Ackland, & Cochrane, 2001; F Besier, Lloyd, & Ackland, 2003; Ford, Myer, Toms, & Hewett, 2005).

L'aléatoire est déterminé par une grille préenregistrée, suivant la jambe dominante de l'athlète. La jambe dominante est définie par la jambe créant le moment d'impulsion lors d'un saut au handball, ou la jambe utilisée pour shooter le plus loin possible dans une balle au football (Ford et al., 2003; Ford, Schmitt, Hewett, & Paterno, 2016; Harrison, Duenkel, Dunlop, & Russell, 1994; Lephart, Ferris, Riemann, Myers, & Fu, 2002). Chaque athlète débute la mesure avec son pied fort, mais ne connaissant pas la direction qui va lui être indiquée il ne peut pas l'anticiper.

Tableau XVI : Direction du changement de direction

Essai	T1	T2
N°1	Côté non dominant	Côté non dominant
N°2	Côté non dominant	Côté dominant
N°3	Côté dominant	Côté dominant
N°4	Côté non dominant	Côté non dominant
N°5	Côté dominant	Côté non dominant
N°6	Côté dominant	Côté dominant
N°7	Côté non dominant	Côté dominant
N°8	Côté dominant	Côté non dominant
N°9	Côté non dominant	Côté non dominant
N°10	Côté dominant	Côté dominant

Enregistrement des composantes de la réaction au sol :

L'enregistrement des paramètres de la force de réaction du sol est effectué par une plateforme de force (0,9m x 1,8m, Advanced Mechanical Technology Inc BP 900 1800, USA). La plateforme permet l'acquisition de 6 tensions de sortie continues proportionnelles aux forces de réaction du sol (R_x , R_y , R_z en Newtons) et moments (M_x , M_y et M_z en Newtons mètres), en respectant les plans médio-latéraux, antéro-postérieur et vertical (x , y , z) mesurés avec comme référence l'origine d'un repère située au centre de la plateforme. Le signal est conditionné et digitalisé par un boîtier AMTI GEN5 à 1000 Hz.

Les forces de réaction au sol sont enregistrées lors de l'appui unipodal nécessaire au changement de direction. Le périphérique d'enregistrement de la réaction au sol est positionné dans le sol juste après la ligne de changement de direction.

Son emplacement est montré à l'athlète pour s'assurer qu'il pose son pied dessus lors de la manœuvre. Le contact initial est défini comme le moment où les forces de réaction au sol dépassent 10 N. Les données obtenues sont enregistrées au sein d'un ordinateur distant. Elles sont ensuite normalisées en fonction du poids de l'athlète de façon à autoriser les comparaisons interindividuelles.

Enregistrement des paramètres cinématiques

L'acquisition des données est effectuée par un système VICON (Oxford Metrics Ltd, Oxford UK), utilisant 9 caméras Bonita B10 (1 million de pixels, 250 fps) et une caméra Bonita 720c camera (1280 x 720, 120 Hz) pour enregistrer le déplacement de chaque segment corporel au cours du temps. Le signal VICON est digitalisé à 100 Hz. Tous les signaux sont enregistrés et calculés avec une unité centrale GIGANETLAB, VICON Nexus 2 et PECS 1.1.60305. Associées aux données anthropométriques, les informations délivrées par le système autorisent le calcul de la position de chaque segment corporel dans l'espace. L'extrapolation de cette position permet le calcul par le logiciel VICON Nexus 2.6.1 des paramètres cinétiques et cinématiques nécessaires à l'étude.

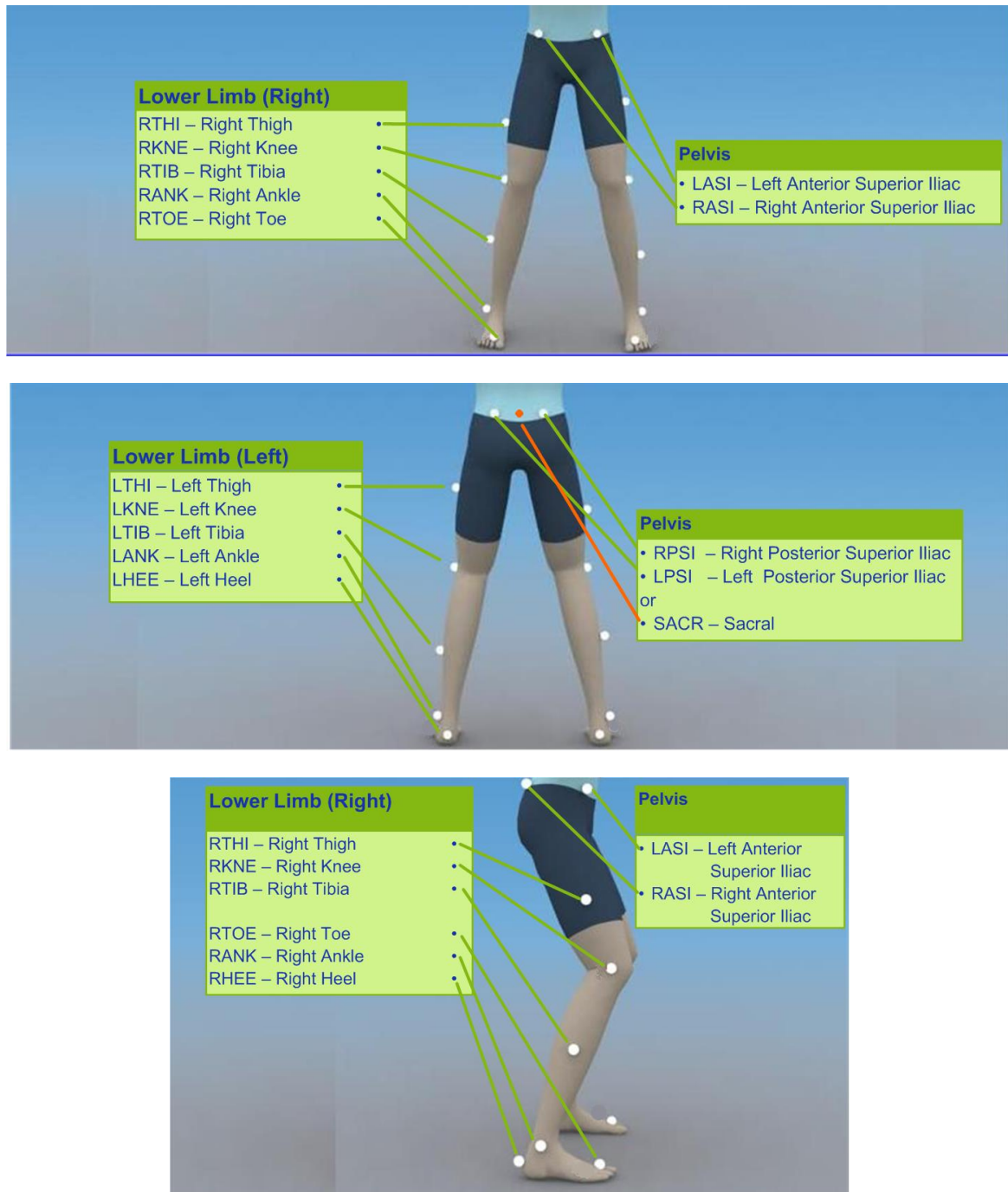


Figure 29 : Modèle Plug-in-gait Lower Body, Positionnement des marqueurs réfléchissants, Vue de face, de dos et de profil

16 marqueurs réfléchissants sont utilisés et positionnés sur les repères anatomiques selon le schéma défini par le modèle *Plug-in-Gait lower-body* du logiciel, auxquels sont ajoutés les 5 marqueurs « torse » du modèle *Plug-in-Gait Full Body*, de façon à enregistrer la position du

tronc au cours du changement de direction (*Vicon Motion Systems*, Oxford, UK). Ce modèle permet l'acquisition et le calcul par le système VICON de nombreuses données cinétiques et cinématiques, détaillées en annexe V. Les Figures 29 et 30 présentent le positionnement des marqueurs sur le sujet (certains marqueurs peuvent apparaître deux fois), également détaillé en annexe VI. Le modèle est ensuite reconnu par le système VICON lors de la calibration de l'appareil (VICON Motion System, 2017).

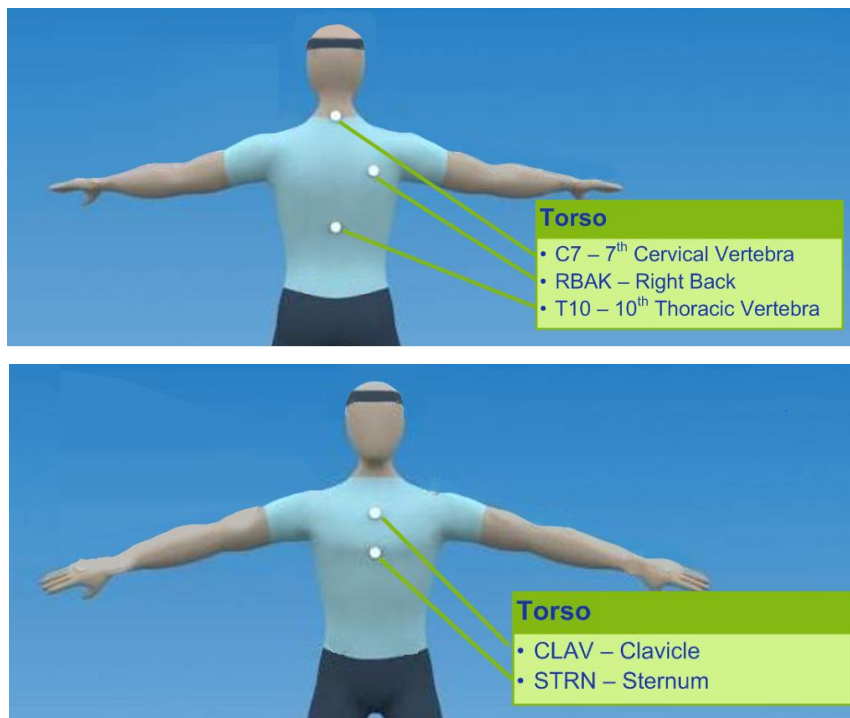


Figure 30 : Positionnement des marqueurs torse, issus du modèle Plug-in-gait Full Body. Vue de dos et de face.

Synchronisation des données

Les fréquences d'acquisition de la plateforme AMTI et du système VICON sont synchronisées et renseignent :

- Une donnée VICON toutes les dix millisecondes ;
- Une donnée AMTI toutes les millisecondes.

Les données sont ensuite stockées au sein « d'images » ou *frame* dans le logiciel VICON Nexus 2.6.1, permettant le calcul de données temporelles. Une *frame* correspond à une donnée VICON (10 millisecondes), une *sous-frame* à une donnée AMTI (une milliseconde), chaque *frame* comportant dix *sous-frames*.

Protocole de fatigue

Le protocole de fatigue sélectionné est un protocole général, fonctionnel. Il consiste à réaliser 50 step-up sur une marche de 30 cm, suivi par 15 sauts verticaux unipodaux, à vitesse et hauteur maximale, pour chaque jambe. A la fin de chaque série, la hauteur maximale de saut unipodal est relevée et l'athlète note sa perception de l'effort à l'aide de l'échelle de Borg 6-20 (Borg, Borg, Larsson, Letzter, & Sundblad, 2010; Borg, 1982). Si l'état de fatigue suffisant n'est pas atteint à l'issue de la série, l'athlète la répète. L'athlète n'est pas informé à l'avance des critères d'arrêt du protocole de fatigue. L'état de fatigue est jugé suffisant lorsque :

- L'athlète a atteint un seuil de 10% de diminution de sa hauteur maximale volontaire de saut unipodal ;
- La perception de l'effort fourni et rapportée par l'athlète dépasse 17 (effort très difficile).

Les deux paramètres de contrôle ont pour objectif d'individualiser le protocole de fatigue et de monitorer l'effort consenti par les athlètes. Le protocole de fatigue employé dans cette étude est personnalisé et adapté à chaque athlète, permettant de contrôler la charge de travail, variable indépendante manipulée. Il s'agit d'un protocole déjà utilisé avec succès dans une étude prospective menée sur une population de sportifs et de danseurs (Liederbach, Kremenec, Orishimo, Pappas, & Hagins, 2014). Le choix de ce protocole a été effectué pour permettre la comparaison des données obtenues avec celles de la littérature. Le type de protocole retenu, individualisé, général, répond aux recommandations établies par la méta-analyse de Barber-Westin et Noyes en 2017 et aux conclusions de notre revue systématique (étude n°2) (Barber-Westin & Noyes, 2017).

Il correspond également dans ses modalités aux tests de terrain couramment pratiqués en milieu sportif, pour l'entraînement ou le bilan des athlètes.

3.1.6. Données de la recherche

Lors de la séance d'inclusion, nous recueillons :

- Age (années) ;
- Sexe ;
- Taille (cm) ;
- Masse (kg) ;

- Indice de masse corporelle (IMC) ;
- Antécédents traumatologiques de l'appareil locomoteur ;
- Quantification de la charge d'entraînement (nombre d'heures de pratique par semaine) ;
- Ancienneté dans la pratique (années) ;
- Jambe dominante (jambe d'appel ou d'impulsion au handball) ;
- Score de Lysholm-Tegner.

Pour rappel, lors de cet essai, la jambe dominante est définie par la jambe créant le moment d'impulsion lors d'un saut au handball, ou la jambe utilisée pour shooter le plus loin possible dans une balle au football (Ford et al., 2003; Ford et al., 2016; Harrison et al., 1994; Lephart et al., 2002).

Pendant les tests nous recueillons :

- Caractéristiques de la réaction verticale du sol au cours du temps ;
- Position des marqueurs du modèle *Plug-in Gait Lower Body* modifiée au cours du temps ;
- Direction du changement de direction effectué ;
- Cotation de la perception de l'effort (échelle de Borg 6-20) ;
- Mesure de la hauteur maximale de saut unipodal volontaire (HSU) ;
- Nombre de cycles effectués avant épuisement.

3.1.7. Critères de jugement

Critère d'évaluation principal

- Temps au pic de vGRF (TTP, en millisecondes) : intervalle de temps entre le contact initial (CI) et le pic de vGRF

Critères d'évaluation secondaires

- Taux de chargement, rapport entre le pic de vGRF et le temps au pic de vGRF ($\text{N.kg}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$);
- Pic de vGRF normalisé (en N.kg^{-1});
- Angle de flexion de genou au moment du pic de vGRF (en degrés) ;
- Amplitudes articulaires de la cheville, du genou, de la hanche et du tronc au contact initial et au pic de vGRF, dans les trois plans (en degrés) ;
- Vitesse de réalisation du changement de direction (en m.s^{-1}).

3.1.8. Chronologie de participation des sujets

Tableau XVII : Diagramme synoptique

	Pré-Inclusion	Visite d'inclusion
Information de l'athlète	✓	
Vérification des critères d'inclusion et de non-inclusion	✓	
Recueil du consentement éclairé		✓
Score de Lysholm-Tegner		✓
Recueil de données anthropométriques		✓
Protocole expérimental		
Manœuvre de changement de direction		✓
Enregistrement de la réaction au sol		✓
Enregistrement des variables cinétiques et cinématiques		✓
Protocole de fatigue		✓
Enregistrement de la hauteur maximale de saut unipodal volontaire (HSU)		✓
Echelle de Borg 6-20		✓

3.1.9. Taille de l'échantillon

Avec 66 joueurs (33 hommes et 33 femmes), il est possible de mettre en évidence une différence avec une puissance de 80% et un risque alpha bilatéral de 5% sur un test de Student sur séries appariées si l'effet moyen de la fatigue est égal à 0,50 fois l'écart-type des différences appariées. Cet écart-type est le carré de la somme de deux variances : la variance due à l'erreur de mesure intra-sujet sur la série de dix essais regroupés et la variance de l'effet de la fatigue d'un sujet à l'autre.

3.1.10. Stratégie de recrutement

Le recrutement des sujets fait appel aux différentes équipes de sports pivot universitaires et locales de la région Rouennaise (handball, basketball). Le protocole est présenté aux joueur(se)s par les investigateurs de façon à identifier les athlètes volontaires pour participer à l'étude.

Les athlètes se prêtant à la recherche ne peuvent pas participer à d'autres recherches pendant 48h à l'issue de cette expérimentation, de façon à permettre une bonne récupération.

La participation à cette étude expérimentale est soumise au volontariat et ne fait pas l'objet d'une indemnisation. Les athlètes bénéficient toutefois à l'issue de l'expérimentation d'un retour détaillé sur leur performance lors du test et d'une éducation aux actions, gestes et exercices de prévention de la lésion du LCA. Les investigateurs font bénéficier les équipes participantes, ainsi que leur encadrement, d'interventions éducatives pour la prévention des lésions du LCA. Une fiche synthèse de ces leviers de prévention leur est distribuée.

3.2. Collecte, gestion et analyse des données

3.2.1. Méthode de collecte et gestion des données

Les données personnelles, anthropométriques et les performances lors du protocole de fatigue sont reportées lors de l'inclusion dans un cahier dédié puis sur un tableur Excel.

Les paramètres cinétiques et cinématiques tridimensionnels détaillés en annexe V sont enregistrés tout le long de la réalisation du changement de direction au sein du logiciel VICON Nexus 2.6.1 (cf. partie 3.1.5).

Ces données brutes sont traitées *a posteriori* directement sur le logiciel. L'essai statique est calibré à l'aide des données anthropométriques de l'athlète, puis les 21 marqueurs sont identifiés (fonction *auto-initialyze labeling*) pour permettre au logiciel de reconnaître le modèle Time-To-Peak (*plug-in-gait lower-body* et marqueurs du tronc) et une modélisation *plug-in-gait static* est lancée et attribuée à l'athlète.

Chaque passage est ensuite reconstruit par une série de fonction (« *pipeline* ») que nous avons préconfigurée pour cette étude.

Dans les cas où cette procédure automatique ne permet pas la reconstruction informatique de l'essai et le calcul du *plug-in-gait* dynamique¹⁰, une intervention manuelle est réalisée sur

¹⁰ *Plug-in-gait* dynamique : modèle informatisé proposé par le logiciel VICON Nexus et permettant le calcul des variables cinétiques et cinématiques à partir des données enregistrées lors de la mesure.

l'essai pour rechercher les données manquantes (identification de marqueurs non reconnus ou emploi de fonctions de remplissage par *woltring*, *rigid body* ou *combined processing*). Après cette intervention un essai restant non exploitable entre le contact initial et la fin du changement de direction est exclu de l'analyse principale (données de la plateforme AMTI manquantes) ou secondaire (*plug-in-gait* non calculable mais données plateforme présentes).

Les données AMTI et les données calculées par le modèle *plug-in-gait* (angles) sont ensuite exportées par la fonction « ExportTTP » pré-enregistrée :

- Découpage automatique de l'essai de la *frame* 300 à 530 ;
- Export d'un fichier ASCII au format .csv.

Pour chaque athlète 20 fichiers racines au format .csv sont édités correspondants aux 20 changements de direction réalisés.

Ces fichiers racines sont ensuite soumis à un script Python exécuté par le logiciel IDLE (Python 3.7) réalisant :

- Séparation dans deux dossiers pré-fatigue (T1) / post-fatigue (T2) ;
- Création de deux fichiers au format .csv, essai VICON / essai AMTI ;
- Suppression des lignes de texte pour n'avoir que des données numériques.

Ce préalable permet ensuite d'appliquer un script exécuté par le logiciel Matlab réalisant :

- Choix de l'athlète ;
- Choix de la condition (avant/après fatigue) ;
- Affichage successif des courbes de vGRF des dix essais correspondants ;
- Sélection manuelle du pic de vGRF sur chaque tracé ;
- Export de la ligne de données correspondantes depuis le fichier essai VICON et essai AMTI ;
- Détermination automatique du contact initial ;
- Export de la ligne de données correspondantes depuis le fichier essai VICON et essai AMTI.

Ce script Matlab permet l'édition pour chaque athlète de quatre fichiers au format .csv interprétables :

- Contact initial à T1 ;
- Pic de vGRF à T1 ;
- Contact initial à T2 ;
- Pic de vGRF à T2.

Ces différentes données sont stockées sur un disque dur externe spécifique à l'étude et conservé par l'investigateur principal.

3.2.2. Analyse statistique

Le plan d'analyse statistique de cette étude a été validé par un méthodologiste et biostatisticien du CHU de Rouen. Cette démarche conditionne la promotion par l'établissement.

Sur les dix essais, les essais présentant des mauvais critères de qualité sont exclus puis la moyenne des mesures restantes est faite. Un minimum de quatre mesures de bonne qualité est nécessaire. Si un athlète a moins de quatre mesures de bonne qualité avant le protocole de fatigue, ou après (l'un, l'autre ou les deux), l'athlète est exclu de toutes les analyses dans le cas où le manque de données concerne la plateforme AMTI, ou de l'analyse secondaire si le manque de données concerne le système VICON.

Les résultats sont exprimés en moyenne avec écart-type à T1, T2 et sur les différences appariées.

La comparaison des groupes à T1 est effectuée par des tests de Student bilatéraux pour séries indépendantes.

La valeur après fatigue (T2) est comparée à la valeur avant fatigue (T1) par un test de Student bilatéral sur séries appariées (analyse principale). La même analyse a été appliquée aux critères de jugement secondaires avec une correction de multiplicité des tests de Bonferroni pour les critères secondaires mais pas pour le critère principal.

Le risque alpha du critère de jugement principal et des critères de jugement secondaires était 5%.

La comparaison des différences entre T2-T1 entre les deux sexes a été réalisée par un test de Student sur séries indépendantes.

Les athlètes sortant prématurément de l'étude, ou pour lesquels une observation serait manquante (perte d'une mire, dysfonctionnement d'un appareil de mesure...) ou du fait du critère d'exclusion ont été remplacés par de nouvelles inclusions, dans la limite de 40 sujets par groupe. Les données manquantes, inutilisées ou non valides ont ainsi été exclues de l'analyse.

3.3. Ethique et diffusion de la recherche

3.3.1. Approbation de l'éthique de la recherche

Toute recherche clinique portant sur l'être humain doit respecter des démarches réglementaires et éthiques afin de protéger les athlètes et les professionnels impliqués dans le projet. Les bases de l'éthique de la recherche ont été posées par le procès de Nuremberg, puis augmentées par la déclaration d'Helsinki. La dernière transposition en droit français de ces réflexions éthiques a été portée par la Loi Jardé du 5 mars 2012, dont le décret d'application a été promulgué en novembre 2016 (*LOI n° 2012-300 du 5 mars 2012 relative aux recherches impliquant la personne humaine*, 2012).

Cette recherche de niveau RIPH 3 a été proposée au Comité de Protection des Personnes (CPP) d'Ile de France II le 28/05/2018 et a obtenu un avis favorable le 20/12/2018 (Annexe VII).

Le promoteur de cette recherche (Délégation à la Recherche Clinique et à l'Innovation, CHU de Rouen-Normandie) et les personnes qui dirigent et surveillent cette recherche se sont engagées à ce qu'elle soit réalisée en conformité avec la Déclaration d'Helsinki modifiée par la 64eme assemblée générale de Fortaleza (Brésil) en octobre 2013, la loi n° 2004-806 du 9 Août 2004 et ses versions consolidées (World Medical Association, 2008).

3.3.2. Amendement au protocole

Cette étude a fait l'objet d'un amendement formulé le 7 mars 2019 et proposant les modifications suivantes :

- Suppression de l'Optojump® : l'outil optoélectronique VICON proposant une mesure directe du déplacement des marqueurs, nous souhaitons enregistrer la hauteur de saut à partir de la hauteur atteinte par les marqueurs LPSI et RPSI pour ne pas multiplier les outils de mesure utilisés ;
- Allongement de la longueur d'élan à 150 cm : nous souhaitons éviter le comportement de recul constaté chez certains athlètes en réponse à la contrainte de l'élan de 40 cm, et leur laisser le temps d'adapter leur gestuelle à la direction de changement de direction

demandé. Cette modification n'influe pas la vitesse de réalisation du changement de direction et est plus conforme au geste sportif considéré ;

- Passage de 6 à 10 enregistrements avant et après fatigue et ajout d'un critère d'exclusion pour « défaut de qualité des essais conduisant à moins de quatre mesures exploitables avant épreuve de fatigue ou moins de quatre mesures après épreuve de fatigue, ou les deux. » : ces demandes formulées par le biostatisticien permettent de mieux contrôler la variabilité des données et garantir leur reproductibilité.
- Adaptation du schéma statistique en réponse à cette modification ;
- Précision des modalités de traitement des données manquantes en réponse à cette modification ;
- Allongement de la durée d'inclusion de 3 à 9 mois lié au délai de traitement de cet amendement.

Cet amendement a obtenu une réponse favorable le 17/04/2019 par le CPP Ile de France II (Annexe VIII).

3.3.3. Consentement et assentiment

Lors de la visite d'inclusion nous recherchons le consentement oral et informé des athlètes pour leur participation à l'étude.

Nous informons les participants et répondons à toutes leurs questions concernant l'objectif, le traitement informatisé des données les concernant qui seront recueillies au cours de cette recherche et leur précisons également les droits d'accès, d'opposition et de rectification de ces données. Le participant peut, à tout moment, s'opposer à l'utilisation de ses données, dans le cadre de la recherche.

3.3.4. Confidentialité

Lors de leur recueil, les informations concernant les athlètes participant à cette étude sont anonymisées selon les recommandations établies par la CNIL.

Les données source sont définies comme tout document original permettant de prouver l'existence ou l'exactitude d'une donnée enregistrée au cours de l'essai.

3.3.5. Déclaration d'intérêt

L'ensemble des investigateurs de cette étude n'a pas de conflit d'intérêts financiers, professionnels ou personnels en lien avec le thème de l'expérimentation.

3.3.6. Financements

Cette étude a reçu un financement de l'Université de Rouen pour l'achat de deux jeux de mires VICON® à la société Qualysis.

Les frais de traduction et de publications seront supportés par le laboratoire CETAPS, EA3832 ou le CHU de Rouen-Normandie.

4. Résultats

4.1. Protocole de fatigue

Les participants à l'étude ont réalisé entre 1 et 4 séries du protocole de fatigue, avec une médiane de 2 séries (en moyenne $1,9 \text{ séries} \pm 0,1$ dans la population générale, $1,7 \text{ séries} \pm 0,2$ chez les femmes et $1,9 \text{ séries} \pm 0,1$ chez les hommes).

Le score obtenu sur l'échelle de Borg à l'issue du test variait entre 17 (critère d'arrêt) et 20, avec une médiane des réponses à 18 (en moyenne $17,9 \pm 0,1$, chez les femmes $17,7 \pm 0,2$, chez les hommes $17,9 \pm 0,2$), montrant un effort très intense perçu comme « très pénible » à « très très pénible » voire « maximal » par les athlètes.

La moyenne de la différence entre les hauteurs de saut unipodales à T1 et à T2 au sein de la population générale est de 30 mm (IC95% 21 à 39 mm, ES=0,43). Chez les femmes elle est de 23 mm (IC95% 13 à 33 mm, ES=0,49) et de 35 mm chez les hommes (IC95% 21 à 49 mm, ES=0,64). Ces tailles d'effet (ES) calculées avec le logiciel G*Power (version 3.1.9.2) montrent que le protocole de fatigue a un effet statistique moyen à large sur la hauteur de saut unipodale, comparable entre les deux sexes, cependant la lecture de la moyenne de la différence et des IC95% appelle à en modérer l'ampleur clinique (Faul et al., 2009, 2007).

Sur les 44 sujets, 6 avaient une stabilité ou augmentation de leur hauteur de saut moyenne après protocole de fatigue et 38 avaient une baisse dont 22 (50%) avaient une baisse de 10% ou plus. Ces résultats sont synthétisés dans la Figure 31.

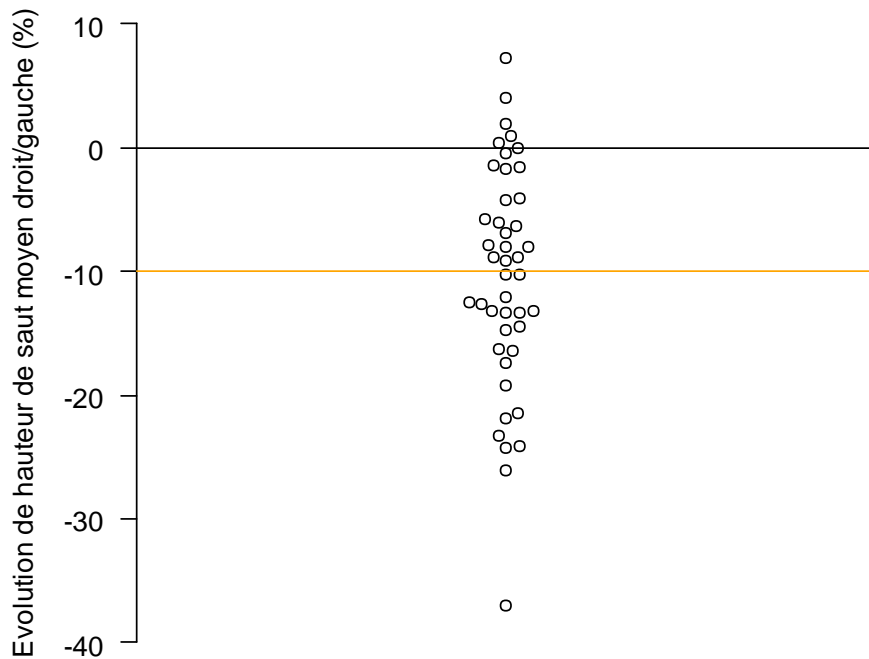


Figure 31 : Evolution de la hauteur de saut moyenne après exercice par rapport à T1, exprimée en pourcentage. Un nombre négatif représente une baisse.

4.2. Caractéristiques de l’essai, reproductibilité du critère d’évaluation principal et ajustements

880 changements de direction sont enregistrés et modélisés, 766 (87%) sont exploitables pour l’analyse principale (386 à T1 et 380 à T2).

Les taux de données manquantes par essai sont détaillés dans le tableau ci-dessous

Tableau XVIII : Taux de données manquantes par essai, moyenne des 766 changements de direction pour les 44 sujets

	E1	E2	E3	E4	E5	E6	E7	E8	E9	E10	Moyenne ± ET
T1	5%	5%	9%	18%	23%	16%	9%	5%	11%	20%	12% ± 7
T2	16%	5%	9%	23%	11%	11%	11%	11%	16%	18%	13% ± 5

E : essai ; T1 : situation avant fatigue ; T2 : situation après fatigue ; ET : écart-type

Nous avons souhaité analyser la reproductibilité de la tâche athlétique proposée aux athlètes (à l’intérieur d’une série de 10 passages et entre deux séries) afin de garantir la cohérence de la situation de mesure.

Le tableau XIX décrit la moyenne et l'écart-type inter-sujet de chaque essai pour le critère d'évaluation principal « temps au pic », (TTP), ainsi que de la moyenne des 10 essais. La lecture des écarts-types de « n'importe quel essai (E_x) » montre une importante variabilité intra-individu ($58,18 \text{ ms} \pm 49,38$ à T1, $56,58 \text{ ms} \pm 55,19$ à T2), lissée par la répétition de 10 passages ($57,79 \text{ ms} \pm 26,03$ à T1, $56,87 \text{ ms} \pm 34,7$ à T2).

L'étude de la distribution de la variable TTP sur les 766 changements de direction réalisés montre la présence de données isolées supérieures à 200 ms (3 écarts-types) pouvant affecter la variabilité intra-individuelle constatée (Figure 32).

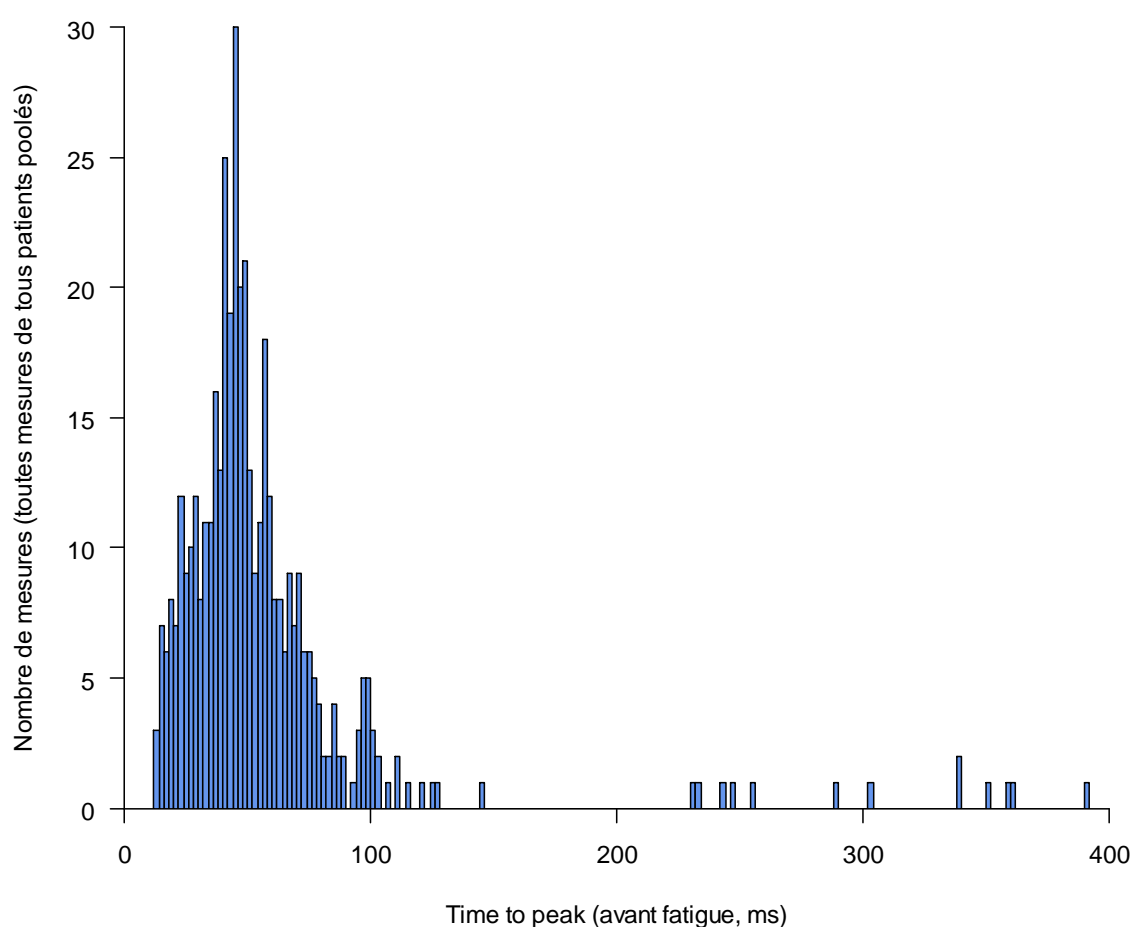


Figure 32 : Distribution de la variable temps au pic (TTP) sur les 766 changements de directions analysables.

ms : millisecondes

Ces données sont probablement dues à des erreurs de mesure ou d'estimation du point de contact initial et/ou de pic de vGRF lors du pointage manuel réalisé dans le script Matlab

(probable confusion avec le pic actif de vGRF). Nous proposons *post-hoc* d'exclure de l'analyse principale les valeurs supérieures à 150 ms (23 valeurs). Ce traitement des valeurs aberrantes améliore la reproductibilité de l'essai, restreignant la variabilité intra-individuelle à la fluctuation d'échantillonnage (l'intérêt statistique de ces changements est illustré par l'évolution des écarts-types de « n'importe quel essai (E_x) » dans la partie droite du Tableau XIX). Il porte le taux d'essais non analysables à 15,6% (soit 137 sur 880).

Tableau XIX : Moyenne et écart-type inter-sujet du temps au pic (TTP, en millisecondes) pour n'importe quel essai (E_x), pour chaque essai (E_{1-2}), ainsi que pour la moyenne des 10 essais

	Avant correction des valeurs aberrantes		Après correction des valeurs aberrantes	
	T1	T2	T1	T2
E_x	58,18 ± 49,38*	56,58 ± 55,19*	49,7 ± 21,41*	46,86 ± 19,69*
E1	67,93 ± 72,38	75,08 ± 98,14	49,49 ± 23,22	43,82 ± 14,45
E2	53,67 ± 36,92	55,64 ± 70,35	49,05 ± 21,89	45,32 ± 21,98
E3	73,6 ± 83,93	60,5 ± 63,07	50,89 ± 23,57	47,11 ± 22,53
E4	49,06 ± 20,17	60,12 ± 40,19	49,06 ± 20,17	54,21 ± 21,05
E5	50,12 ± 21,87	54,44 ± 38,82	50,12 ± 21,87	48,89 ± 17,83
E6	75,73 ± 67,64	52,59 ± 58,29	53,82 ± 22,7	43,74 ± 18,71
E7	48,83 ± 23,12	46,18 ± 19,07	48,83 ± 23,12	46,18 ± 19,07
E8	46,55 ± 19,61	52,21 ± 38,02	46,55 ± 19,61	46,68 ± 16,24
E9	56,87 ± 45,26	59,35 ± 52,22	50,39 ± 20,59	51,75 ± 24,62
E10	59,57 ± 60,5	50,39 ± 56,1	49,82 ± 18,56	41,46 ± 16,84
Moyenne	57,79 ± 26,03**	56,87 ± 34,7**	48,82 ± 16,21**	46,47 ± 13,55**

* Bonne représentativité de la variance intra-sujet et de la variance inter-sujet

** Principalement représentatif de la variance inter-sujet

Des corrélogrammes permettent d'apprécier les coefficients de corrélation de Pearson pour la variable temps au pic entre les essais, à T1 et T2, après correction des valeurs aberrantes. Ces coefficients sont de même ordre de grandeur tout au long de la série de dix passages, chaque essai contribuant ainsi au résultat de la série de façon homogène. Cette bonne reproductibilité interne à la série de 10 passages se vérifie à T1 et à T2 (Figure 33).

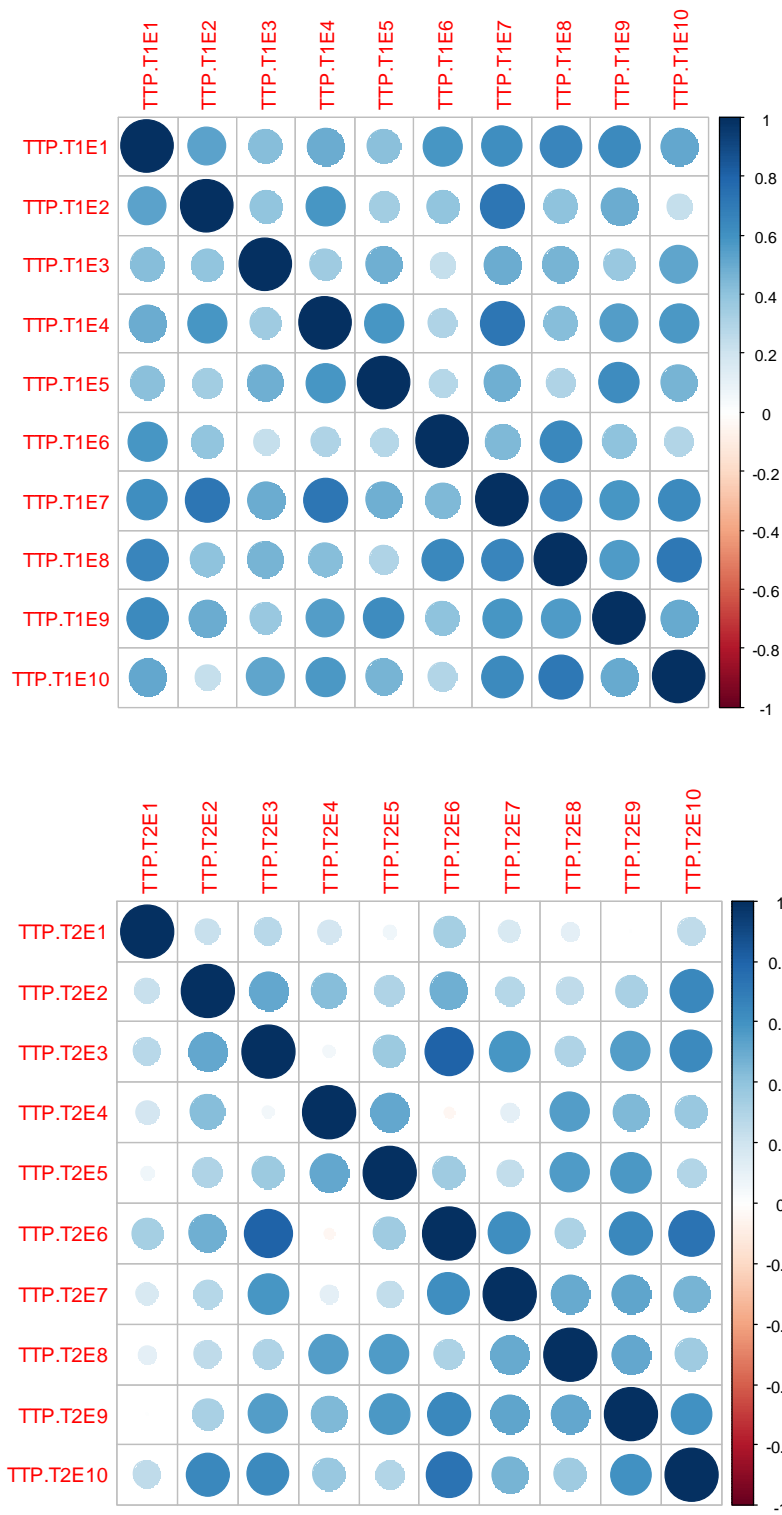


Figure 33 : Corrélogramme des coefficients de Pearson calculés pour la variable temps au pic, à T1 (en haut) et T2 (en bas).

L'utilisation du score Alpha de Cronbach pour le critère principal permet de refléter la précision d'une mesure, définie comme acceptable pour un score supérieur à 0,7. Dans notre situation, il symbolise statistiquement la corrélation entre deux séries de 10 changements réalisées par un même athlète, sans intervention entre les deux séries, et fournit une représentation de la reproductibilité de la série de 10 passages. Au sein de notre effectif ce score Alpha de Cronbach est de 0,89 à T1 et 0,88 à T2.

L'expérimentation mise en place permet donc une mesure reproductible du temps au pic après correction des valeurs aberrantes. Ces données valident les choix méthodologiques réalisés, notamment le recours à 10 passages par temps de mesure et la suppression des essais pour lesquels une observation serait manquante (perte d'une mire, dysfonctionnement d'un appareil de mesure...) dans la limite de six essais par série.

4.3. Modifications du temps au pic induites par le protocole de fatigue

Les temps aux pics mesurés à T1 et T2 sont présentés dans le Tableau XX. Des tests paramétriques ont été effectués car le théorème centrale limite s'appliquait, du fait d'un nombre suffisant de sujets dans chaque groupe et de tailles de groupes équilibrées. La comparaison des temps au pic à T1 ne met pas en évidence de différence entre les hommes et les femmes, selon un test de Student pour séries indépendantes comparant les 19 femmes aux 25 hommes.

Tableau XX : Moyenne et écart-type du temps au pic de vGRF et des deltas de temps au pic entre T1 et T2.

	Femme (n=19)	Homme (n=25)	Général (n=44)
Temps au pic à T1 (ms)	49,82 ± 13,98	48,06 ± 17,97	48,82 ± 16,21
Temps au pic à T2 (ms)	47,22 ± 10,55	45,90 ± 15,64	46,47 ± 13,55
Delta de temps au pic (T2-T1, ms)	-2,60 ± 12,5	-2,16 ± 9,02	-2,35 ± 10,53

T1 : mesure avant protocole de fatigue ; T2 : mesure après protocole de fatigue ; ms : milliseconde.

Sur l'ensemble des 766 passages il n'existe pas de différence significative au seuil $p=0,05$ entre les passages réalisés avant et après protocole de fatigue (moyenne de la différence $-2,35$ ms, IC95% : $-5,55$ à $0,85$, $p=0,15$). 28 sujets ont une diminution d'au moins une milliseconde de leur temps au pic, soit 64% des sujets.

Les deltas de temps au pic pour chaque sexe ne sont pas significativement différents au seuil $p=0,05$ entre T1 et T2 (moyenne de la différence $-0,44$ ms, IC95% : $-6,98$ à $6,10$, $p=0,89$).

Ces données et leur dynamique sont synthétisées dans la Figure 34.

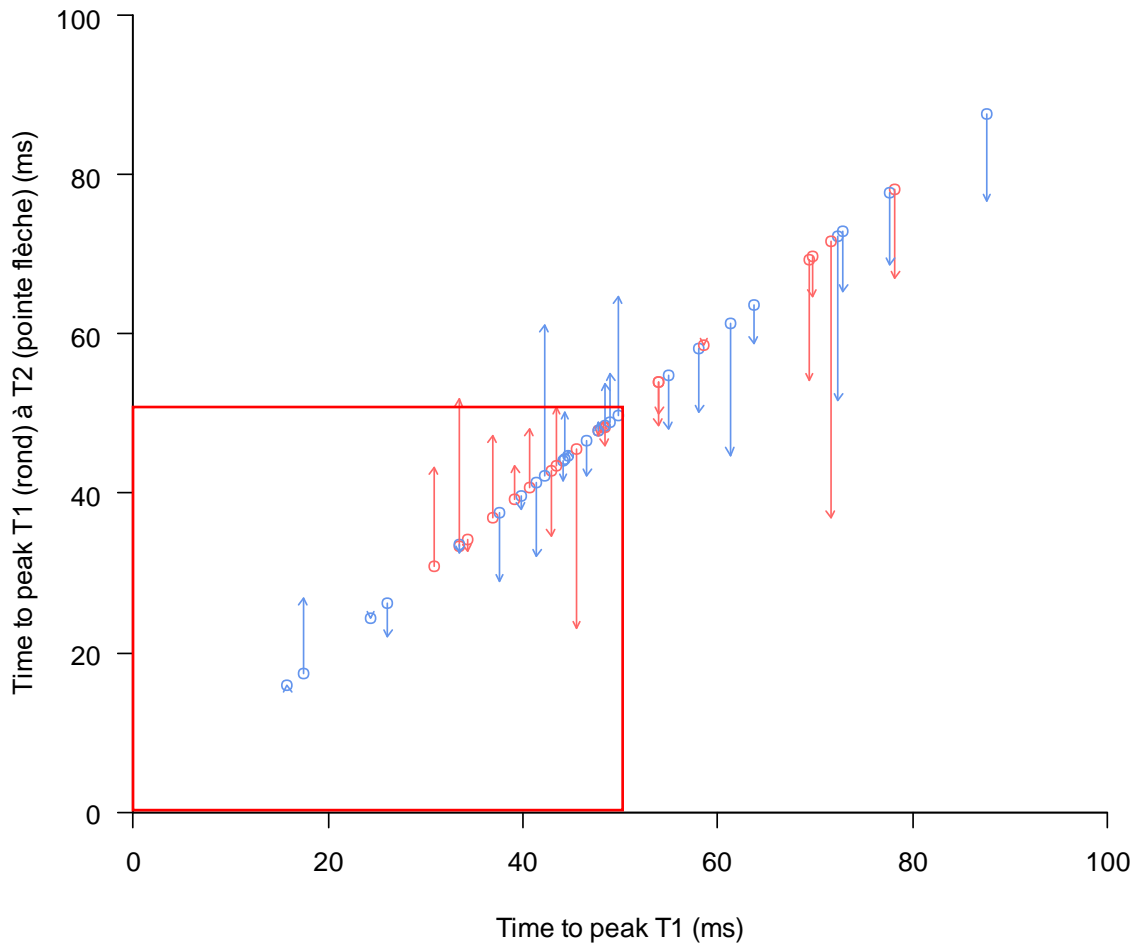


Figure 34 : Modélisation de l'évolution du temps au pic (TTP) des 44 athlètes en fonction de l'état de fatigue (T1 et T2) et du sexe.

Chaque point représente le temps au pic moyen d'un(e) athlète à T1, la flèche la différence de moyenne entre T1 et T2, la pointe de la flèche le temps au pic moyen de l'athlète à T2. Les femmes sont représentées en rouge, les hommes en bleu. Le rectangle rouge représente un seuil arbitraire à 50 ms.

4.4. Modifications des critères de jugement secondaires induites par le protocole de fatigue

4.4.1. Réaction au sol : pic de vGRF normalisé et taux de chargement

44 athlètes (19 femmes, 25 hommes) sont inclus à l'analyse des critères de jugement secondaires de la plateforme AMTI, l'acquisition de ces données ne dépendant pas de la disponibilité des données VICON.

La littérature propose une normalisation par le poids du paramètre pic de vGRF. Dans notre population le poids (kg) et le pic brut de vGRF (Newton) à T1 sont corrélés ($R=0,77$, Pearson), montrant que plus l'athlète est lourd plus le pic de vGRF est élevé. Cette corrélation disparaît avec l'emploi du pic normalisé sur le poids à T1 ($r = 0,16$), ce qui justifie de l'emploi de cet ajustement.

Le taux de chargement (LR) est exprimé en Newtons/kilogrammes/secondes ($N.kg^{-1}.s^{-1}$).

Nous ne mettons pas en évidence de différence à T1 entre les sexes pour ces deux paramètres. Les données enregistrées au sein de notre effectif ainsi que les comparaisons de moyennes entre T1 et T2 sont synthétisées dans le tableau XXI.

Tableau XXI : Moyenne et écart-type du pic de vGRF normalisé, du taux de chargement et comparaison de ces moyennes entre T1 et T2.

	Femme (n=19)	Homme (n=25)	Général (n=44)
Pic de vGRF normalisé à T1 ($N.kg^{-1}$)	23,34 ± 2,63	22,29 ± 3,73	22,74 ± 3,31
Pic de vGRF normalisé à T2 ($N.kg^{-1}$)	23,22 ± 3,39	22,52 ± 3,42	22,82 ± 3,39
Différence entre T1 et T2 (IC95%, valeur de p)	0,13 (-1,22 à 1,46, p=0,848)	-0,23 (-1,40 à 0,94, p=0,691)	-0,08 (-0,92 à 0,77, p=0,856)
Taux de chargement à T1 ($N.kg^{-1}.s^{-1}$)	470,56 ± 33,24	594,28 ± 70,95	540,86 ± 287,88
Taux de chargement à T2 ($N.kg^{-1}.s^{-1}$)	494,94 ± 27,83	597,26 ± 64,49	553,07 ± 258,49
Différence entre T1 et T2 (IC95%, valeur de p)	-24,38 (-97,78 à 49,03, p=0,494)	-2,97 (-75,69 à 69,75, p=0,934)	-12,21 (-62,31 à 37,88, p=0,625)

T1 : mesure avant protocole de fatigue ; T2 : mesure après protocole de fatigue

Les deltas de pic de vGRF normalisée et de taux de chargement pour chaque sexe ne sont pas significativement différents au seuil $p=0,05$ entre T1 et T2 selon un test de Student sur séries indépendantes comparant les 19 femmes aux 25 hommes.

4.4.2. Amplitudes articulaires

39 athlètes (19 femmes, 20 hommes) sont inclus à l'analyse des critères de jugement secondaires issus du système VICON.

Parmi les 880 changements de direction enregistrés et modélisés, 694 (79%) sont exploitables pour cette analyse secondaire (351 à T1 et 346 à T2).

Les moyennes et écarts-types des amplitudes articulaires de la hanche, du genou, de la cheville et du thorax (en degrés) que nous avons enregistrés au contact initial et au pic de vGRF sont détaillés dans les tableaux XXII, XXIII et XXIV ci-dessous. Le tilt du thorax est la valeur de flexion du tronc (vers l'avant), l'inclinaison du thorax est exprimée en degrés du côté de la jambe d'appui (une valeur négative indique un thorax penché vers la jambe oscillante).

Lors des mesures à T1 les femmes ont une flexion du genou au contact initial de $27,9^\circ \pm 10,7$, significativement plus faible que les hommes (différence moyenne $7,2^\circ$, IC95% 0,3 à $14,1^\circ$, $p=0,043$, ES= 0,80) augmentant à $38,8^\circ \pm 6,6$ au moment du pic de vGRF (NS). L'abduction du genou est également plus élevée chez les femmes au contact initial avec $1,7^\circ \pm 6,9$ (différence moyenne $6,0^\circ$, IC95% 1,28 à $10,59^\circ$, $p=0,014$, ES=0,88) et de $1,2^\circ \pm 8,5$ au pic (NS). Le genou est en rotation latérale au contact initial ($6,1^\circ \pm 9,6$) puis légèrement médiale au pic ($0,9^\circ \pm 7,8$), sans présenter de différence avec les hommes. Ces valeurs ne sont pas significativement différentes à T2 au seuil $p=0,05$ après réalisation du protocole de fatigue, les différences de moyenne étant très faibles avec des IC95% peu étendus (cf. Tableau XXIII, « différence de moyenne entre T1 et T2).

A T1 les hommes ont une flexion de genou de $35,1^\circ \pm 10,7$ au contact initial et $42,4^\circ \pm 7,45$ au pic de vGRF, associée à une adduction de $4,21^\circ \pm 7,41$ restant stable jusqu'au pic ($4,33^\circ \pm 8,89$). Ils sont également en rotation latérale au contact initial ($5,5^\circ \pm 8,0$) devenant légèrement médiale au pic ($0,5^\circ \pm 7,8$). Nous ne retrouvons pas de différence au seuil $p=0,05$ à T2 après réalisation du protocole de fatigue. Les IC95% montrent également des différences de moyenne très contenues, la flexion de genou étant légèrement plus variable au contact initial que les

autres valeurs entre T1 et T2 (IC95% $-6,82^{\circ}$ à $4,86^{\circ}$, cf. Tableau XXIV, « différence de moyenne entre T1 et T2).

Les amplitudes de hanche ne sont pas différentes à T1 entre les deux sexes. L'ensemble des participants aborde le changement de direction avec une flexion de hanche de $53,5^{\circ} \pm 10,9$, une abduction de $9,58^{\circ} \pm 6,17$ et une rotation médiale de $8,84^{\circ} \pm 13,26$ au contact initial.

A T1 les femmes présentent une flexion du thorax significativement plus faible que les hommes au contact initial, mesurée à $18,3^{\circ} \pm 9,3$ (différence de moyenne $8,46^{\circ}$, IC95% $2,48$ à $14,44^{\circ}$, $p=0,007$, ES=0,99) et au pic de vGRF avec $20,5^{\circ} \pm 10,0$ (différence de moyenne $8,46^{\circ}$, IC95% $1,88$ à $15,04^{\circ}$, $p=0,013$, ES=0,99). Ces valeurs atteignent $26,8^{\circ} \pm 7,3$ au contact initial et $29,0^{\circ} \pm 8,5$ au pic de vGRF chez les hommes à T1.

Il existe une différence significative de flexion du thorax entre T1 et T2 lors de l'analyse menée sur les 694 changements de direction (et chez les hommes), avec une position plus fléchie du tronc de $2,7^{\circ}$ au contact initial et $2,2^{\circ}$ au pic de vGRF après exposition à la fatigue (IC95% $-4,4$ à $-1,1^{\circ}$ et $-3,4$ à -1° respectivement), cependant la pertinence clinique de cet effet est questionnable.

Tableau XXII : Moyennes et écarts-types des amplitudes articulaires (en degrés) au contact initial et au pic de vGRF, à T1 et T2, et comparaison de ces moyennes, pour l'ensemble de l'effectif étudié

		T1				T2				Différence de moyenne entre T1 et T2							
		Contact initial		Pic de vGRF		Contact initial		Pic de vGRF		Contact initial			Pic de vGRF				
		Moyenne	ET	Moyenne	ET	Moyenne	ET	Moyenne	ET	Moyenne	IC95%	Sig.	Moyenne	IC95%	Sig.		
n=39																	
Hanche	Flexion	53,46	10,86	49,89	10,96	54,16	8,36	48,98	9,73	-0,70	-3,41	2,02	0,606	0,92	-1,59	3,42	0,463
	Adduction	-9,58	6,17	-11,72	6,70	-8,96	5,63	-10,94	6,31	-0,62	-2,06	0,83	0,391	-0,78	-2,49	0,93	0,362
	Rotation interne	8,84	13,26	10,41	14,12	7,61	12,06	8,27	12,68	1,23	-1,96	4,43	0,440	2,15	-0,99	5,28	0,174
Genou	Flexion	31,56	11,13	40,64	7,18	31,71	10,29	39,94	7,61	-0,15	-3,17	2,87	0,922	0,70	-1,42	2,82	0,508
	Adduction	1,32	7,69	1,65	9,03	1,18	8,38	0,76	9,52	0,14	-1,24	1,51	0,843	0,89	-0,58	2,36	0,228
	Rotation interne	-5,76	8,70	0,67	7,77	-5,51	8,50	0,37	8,49	-0,26	-1,65	1,14	0,713	0,30	-1,08	1,69	0,662
Cheville	Flexion dorsale	-12,85	11,76	6,19	12,35	-12,05	19,79	6,18	19,39	-0,80	-6,32	4,72	0,772	0,02	-5,87	5,90	0,995
	Adduction	0,23	6,04	1,28	6,68	1,26	12,96	3,05	20,47	-1,03	-5,64	3,57	0,652	-1,76	-8,77	5,24	0,613
Thorax	Tilt	22,46	9,33	24,62	10,08	25,17	10,59	26,80	10,53	-2,71	-4,36	-1,05	0,002	-2,18	-3,36	-0,99	0,001
	Inclinaison	-9,18	5,04	-11,42	5,02	-10,38	4,75	-11,53	4,63	1,20	-0,12	2,51	0,073	0,12	-1,08	1,31	0,842

ET : écart-type ; Sig. : valeur de p, les valeurs significatives au seuil p=0,05 sont en gras ; L'IC95% est indiqué en valeur inférieure puis supérieure.

Tableau XXIII : Moyennes et écarts-types des amplitudes articulaires (en degrés) au contact initial et au pic de vGRF, à T1 et T2, et comparaison de ces moyennes, pour les femmes

		T1				T2				Différence de moyenne entre T1 et T2							
		Contact initial		Pic de vGRF		Contact initial		Pic de vGRF		Contact initial			Pic de vGRF				
		Moyenne	ET	Moyenne	ET	Moyenne	ET	Moyenne	ET	Moyenne	IC95%	Sig.	Moyenne	IC95%	Sig.		
n=19																	
Hanche	Flexion	50,05	10,66	48,40	8,97	51,72	7,26	47,66	7,91	-1,68	-6,72	3,37	0,494	0,74	-3,30	4,78	0,704
	Adduction	-8,35	7,36	-10,85	6,56	-8,43	5,45	-10,81	5,32	0,08	-1,96	2,12	0,934	-0,04	-2,44	2,36	0,975
	Rotation interne	5,84	15,66	7,56	16,88	3,83	12,93	5,97	14,28	2,01	-3,60	7,62	0,462	1,59	-4,10	7,29	0,564
Genou	Flexion	27,89	10,68	38,81	6,58	27,15	9,62	36,39	5,72	0,73	-1,27	2,73	0,453	2,41	-0,05	4,88	0,055
	Adduction	-1,72	6,91	-1,17	8,51	-2,09	7,01	-1,66	8,35	0,37	-0,93	1,67	0,557	0,49	-0,63	1,62	0,369
	Rotation interne	-6,09	9,56	0,90	7,78	-6,16	9,18	0,19	9,24	0,07	-1,31	1,45	0,920	0,70	-1,35	2,76	0,481
Cheville	Flexion dorsale	-13,54	13,11	4,09	11,01	-12,07	18,48	5,99	12,45	-1,47	-10,10	7,16	0,725	-1,89	-9,03	5,24	0,584
	Adduction	0,88	8,67	1,52	8,48	-1,21	1,51	-0,42	1,21	2,09	-1,84	6,02	0,279	1,95	-2,03	5,92	0,317
Thorax	Tilt	18,36	9,34	20,52	9,96	20,10	10,07	21,82	10,13	-1,74	-3,95	0,47	0,114	-1,30	-2,91	0,32	0,108
	Inclinaison	-8,25	4,39	-9,21	4,44	-9,33	4,89	-9,35	4,12	1,08	-0,35	2,51	0,129	0,14	-0,93	1,21	0,781

ET : écart-type ; Sig. : valeur de p, les valeurs significatives au seuil p=0,05 sont en gras ; L'IC95% est indiqué en valeur inférieure puis supérieure ; les bordures rouges indiquent des valeurs significativement inférieures aux valeurs relevées chez les hommes à T1.

Tableau XXIV : Moyennes et écarts-types des amplitudes articulaires (en degrés) au contact initial et au pic de vGRF, à T1 et T2, et comparaison de ces moyennes, pour les hommes

		T1				T2				Différence de moyenne entre T1 et T2							
		Contact initial		Pic de vGRF		Contact initial		Pic de vGRF		Contact initial			Pic de vGRF				
		Moyenne	ET	Moyenne	ET	Moyenne	ET	Moyenne	ET	Moyenne	IC95%	Sig.	Moyenne	IC95%	Sig.		
n=20																	
Hanche	Flexion	56,70	10,27	51,32	12,64	56,47	8,85	50,23	11,25	0,23	-2,52	2,98	0,863	1,09	-2,31	4,48	0,512
	Adduction	-10,76	4,67	-12,55	6,89	-9,47	5,89	-11,06	7,26	-1,29	-3,47	0,90	0,232	-1,49	-4,09	1,12	0,248
	Rotation interne	11,69	10,09	13,12	10,63	11,19	10,23	10,45	10,87	0,49	-3,28	4,27	0,787	2,67	-0,77	6,11	0,121
Genou	Flexion	35,05	10,65	42,39	7,45	36,04	9,15	43,31	7,76	-0,98	-6,82	4,86	0,729	-0,93	-4,40	2,55	0,584
	Adduction	4,21	7,41	4,33	8,89	4,30	8,53	3,06	10,20	-0,09	-2,61	2,44	0,943	1,27	-1,53	4,07	0,355
	Rotation interne	-5,45	8,04	0,46	7,97	-4,89	7,99	0,54	7,94	-0,56	-3,09	1,96	0,646	-0,08	-2,13	1,97	0,936
Cheville	Flexion dorsale	-12,20	10,63	8,19	13,48	-12,04	21,44	6,36	24,60	-0,16	-7,93	7,61	0,966	1,83	-8,04	11,70	0,702
	Adduction	-0,39	0,92	1,05	4,57	3,61	17,94	6,34	28,52	-4,00	-12,38	4,39	0,331	-5,29	-18,88	8,30	0,425
Thorax	Tilt	26,82	7,30	28,98	8,45	30,55	8,43	32,09	8,32	-3,74	-6,38	-1,10	0,009	-3,11	-4,92	-1,30	0,002
	Inclinaison	-10,16	5,62	-13,76	4,62	-11,49	4,49	-13,85	4,07	1,32	-1,12	3,77	0,267	0,09	-2,27	2,45	0,935

ET : écart-type ; Sig. : valeur de p, les valeurs significatives au seuil p=0,05 sont en gras ; L'IC95% est indiqué en valeur inférieure puis supérieure ; les bordures vertes représentent des valeurs significativement supérieures aux valeurs relevées chez les femmes à T1.

5. Discussion

5.1. Synthèse des résultats de la recherche

Cette étude visait à déterminer le moment de survenue du pic de force de la composante verticale de la force de réaction au sol (vGRF) lors d'un changement de direction, en fonction de l'état de fatigue neuromusculaire (avant/après protocole de fatigue) et du sexe (homme/femme). L'analyse principale, réalisée sur 766 changements de direction montre que le temps au pic de vGRF moyen est de $48,82 \text{ ms} \pm 16,21$ avant (T1) et de $46,47 \text{ ms} \pm 13,55$ après exposition à un protocole de fatigue (T2) chez les handballeurs et basketteurs. Ce temps au pic n'est pas différent entre les hommes et les femmes à T1. Sur l'ensemble des essais la charge de travail n'induit pas de modification significative de ce paramètre pour les deux sexes.

Les valeurs pic de vGRF normalisées et les taux de chargement ne sont pas différents entre les hommes et les femmes et n'évoluent pas avec la fatigue. L'analyse des données cinématiques de 694 changements de direction montre que les femmes ont moins de flexion et d'abduction de genou que les hommes au contact initial, mais pas au pic de vGRF, ce qui suggère une vitesse angulaire plus élevée chez les femmes au contact initial. Elles adoptent également une posture du tronc plus érigée au contact initial et au pic de vGRF. Ces amplitudes ne sont pas significativement modifiées par le protocole de fatigue neuromusculaire mais évoquent une gestuelle plus à risque chez les femmes au handball et au basketball lors des changements de direction.

Ces résultats sont en accord avec la littérature existante et les conclusions de notre revue systématique concernant l'effet des protocoles de fatigue sur les paramètres chiffrés de la vGRF, mais apportent des informations nouvelles sur le positionnement dans le temps du pic vGRF lors d'un changement de direction au handball et au basketball.

Ces données incitent à reconsidérer le contenu des programmes de prévention au basketball et au handball et à recommander les interventions favorisant l'apprentissage technique et le contrôle de la phase de mise en charge lors des changements de direction.

5.2. Analyse des paramètres descriptifs de la population et de la tâche athlétique mesurée

Les 44 athlètes inclus à cette analyse ont des caractéristiques similaires aux athlètes inclus dans notre revue systématique de la littérature (cf. contribution personnelle n°2). Celle-ci rassemblait

475 athlètes de 22,9 ans d'âge moyen chez les hommes et 21,9 ans chez les femmes, contre respectivement 22,6 et 22,1 ans dans notre population. Les caractéristiques anthropométriques de notre population sont également comparables à celles relevées dans les études s'intéressant à la vGRF lors des changements de direction (Cortes et al., 2014; Cortes et al., 2012; Iguchi et al., 2014; Lucci et al., 2011; Whyte, Richter, et al., 2018).

Nous retrouvons une différence de temps d'entraînement hebdomadaire entre les hommes et les femmes. Bien que le recrutement ait été ouvert à des athlètes de niveaux comparables, évoluant dans les mêmes championnats, il peut s'agir d'une conséquence des choix politiques des structures souhaitant favoriser l'équipe masculine.

Le différentiel de hauteur de saut unipodal à T1 entre les sexes peut s'expliquer par un effet du volume d'entraînement hebdomadaire. Les athlètes inclus sont toutefois de niveau sportif similaire. Les valeurs obtenues et le différentiel homme/femme sont comparables à celles publiées dans une revue prospective incluant des handballeurs, ainsi que deux revues systématiques sur le basketball (26 études) et le volleyball (32 études) où les hauteurs de sauts enregistrées sont comprises entre 22 et 48 cm chez les femmes et 40-75 cm chez les hommes (basketball) (Kollias, Panoutsakopoulos, & Papaïakovou, 2004; Ziv & Lidor, 2010). Elles sont également proches des données de références du test bipodal de Sargent, dont est dérivé notre test unipodal (Mackenzie, 2007).

La tâche athlétique choisie (changement de direction unipodal) est un geste technique usuel pour les athlètes évalués. Sa réalisation en laboratoire a toutefois demandé une adaptation par rapport à l'environnement habituel des athlètes et pouvait questionner sa validité et sa fiabilité. Ce protocole de mesure et le marquage au sol avait été préalablement utilisé dans des études de cohorte (Ford et al., 2007; Pappas et al., 2016). La direction (45°) choisie est également celle qui est la plus utilisée sur cette thématique (Cortes et al., 2014; Cortes et al., 2012; Iguchi et al., 2014; Lucci et al., 2011; Whyte, Richter, et al., 2018). Nos résultats portant sur les 766 essais montrent que nous avons créé une situation de mesure du temps au pic reproductible, à la fois entre chaque essai dans une série mais également entre deux séries de dix mesures. Cette bonne validité interne encourage sa réutilisation dans d'autres études biomécaniques sur le changement de direction. L'essai semble également présenter une validité externe satisfaisante, nos données cinématiques étant similaires à celles modélisées lors d'analyses de vidéos de jeu

par Koga et ses collaborateurs au basketball et au handball (Hideyuki Koga, Nakamae, Shima, Bahr, & Krosshaug, 2018).

5.3. Moment de survenue du pic de vGRF et effets du protocole de fatigue, en fonction du sexe

Le temps au pic de vGRF n'est pas modifié lors des changements de direction après la réalisation d'un protocole de fatigue. Nos résultats confirment et complètent les tendances que nous avons identifiées dans la littérature (Cortes et al., 2012; Iguchi et al., 2014; Lucci et al., 2011; Thomas et al., 2010; Whyte, Richter, et al., 2018). Nous enregistrons une tendance à la diminution de la vGRF après réalisation d'un protocole de fatigue chez 64% des athlètes, que nous estimons inférieure à 5,6 ms. Ces résultats sont du même ordre de grandeur que ceux obtenus par Watanabe et ses collaborateurs dans une étude prospective portant sur 12 hommes, de qualité méthodologique moyenne (MINORS 63%, *cf.* contribution personnelle n°2), mais nous n'en confirmons pas la significativité statistique (Watanabe et al., 2016b).

Cette stabilité ne doit pas masquer la particularité du moment de survenue de ce pic lors d'un changement de direction au handball et au basketball. Nous le mesurons en moyenne $48,82 \text{ ms} \pm 16,21$ (T1) et $46,47 \text{ ms} \pm 13,55$ (T2) après le contact initial du pied au sol. Les travaux de Behrens, Zebis et al. montrent un retard de recrutement du biceps fémoral et du semi-tendineux dans l'intervalle 0-50 ms après contact initial, suite à un protocole de fatigue (Behrens et al., 2013; Zebis et al., 2011). Cela place le pic de vGRF, et donc le pic de contraintes ligamentaires, à un moment où chez les femmes les ischio-jambiers ne peuvent remplir leur rôle de stabilisateurs actifs après un protocole de fatigue. D'après les travaux de Boden et al. la plupart des lésions surviennent lors de l'impact du pied au sol (Boden et al., 2000). Les travaux de Shin, Withrow et leurs collaborateurs réalisés sur le mécanisme lésionnel estiment le moment de la lésion à environ 40 ms du contact initial dans les sports pivot, un constat vérifié par les reconstructions et simulations à partir des impactions osseuses menées par l'université de Duke (USA) (Kim et al., 2015; Owusu-Akyaw et al., 2018; Shin, Chaudhari, & Andriacchi, 2009; Withrow, Huston, Wojtys, & Ashton-Miller, 2006). Le faible temps au pic constaté chez les handballeuses et basketteuses lors des changements de direction augmente donc potentiellement leur risque de lésion lors de l'exposition à une charge de travail et notamment les matchs.

5.4. Evolution des paramètres cinétiques et cinématiques secondaires lors du changement de direction, en fonction du sexe et de l'exposition au protocole de fatigue

L'absence d'évolution des paramètres descriptifs de la vGRF, similaires entre les sexes et stables entre T1 et T2, ne permet pas de confirmer les résultats de Kim, Cortes et leurs collaborateurs retrouvant une diminution du taux de charge (LR) liée à une augmentation du temps au pic (TTP) pour les deux sexes après un protocole de fatigue périphérique et une diminution du pic de vGRF chez les femmes après un protocole de fatigue général (Cortes et al., 2014; Kim et al., 2017).

Peu de données existent à notre connaissance pour mettre en lien les valeurs obtenues dans notre population avec le risque lésionnel pour le LCA. Elles sont du même ordre de grandeur que celles mesurées dans les études comparables à notre essai (Cortes et al., 2014; Cortes et al., 2012; Iguchi et al., 2014; Lucci et al., 2011; Whyte, Richter, et al., 2018).

Notre dispositif de mesure permet l'acquisition de données cinématiques nous renseignant sur la posture des athlètes au contact initial et au pic de vGRF. Le positionnement des marqueurs correspond aux exigences du modèle *Plug-in-gait Lower Body* et fournit des données valides (VICON Motion System, 2017). Les marqueurs du premier métatarsien et du calcaneus étant placés sur la chaussure nous avons choisi de ne pas discuter des amplitudes du pied, potentiellement mal calculées par le modèle dans ces conditions.

Les amplitudes articulaires enregistrées lors des 694 changements de direction analysables ne sont pas différentes entre T1 et T2, pour les deux sexes. La dynamique du changement de direction n'est donc pas significativement modifiée par le protocole de fatigue. Nous ne retrouvons pas la diminution des angles de flexion de genou et de hanche au contact initial et l'augmentation au pic mesurées par la méta-analyse de Benjaminse et al. exposée dans l'étude n°2 (Benjaminse et al., 2019a). Les auteurs analysent l'effet des protocoles de fatigue neuromusculaire sur la cinématique des tâches unipodales, cependant ils n'en isolent pas le résultat pour les changements de direction. Nous avons montré à travers notre revue systématique (*cf.* contribution personnelle n°2) que l'effet de ces charges pouvait être tâche-dépendant, ce qui peut représenter un biais pour la comparaison de nos résultats (Benjaminse et al., 2019a).

Lors du contact initial les femmes ont des amplitudes de flexion plus faibles que les hommes de 10° ($27,9^\circ \pm 10,7$). La distribution de ces données montre que certaines athlètes abordent le changement de direction dans un secteur articulaire proche de celui du mécanisme lésionnel (entre 17° et $20,2^\circ$ selon Kim, Owusu et leurs collaborateurs), un risque potentialisé par la rotation tibiale médiale mesurée à $6,1^\circ \pm 9,6$ (Kim et al., 2015; Owusu-Akyaw et al., 2018). Les femmes sont également significativement plus en abduction que les hommes ($1,7^\circ \pm 6,91$), l'amplitude à risque étant estimée à 8° (Kim et al., 2015; Owusu-Akyaw et al., 2018). Au moment du pic les amplitudes atteintes ne sont plus significativement différentes entre les deux sexes et atteignent $38,8^\circ \pm 6,6$ en flexion et $1,2^\circ \pm 8,5$ en abduction chez les joueuses. Bien que plus éloignées des secteurs articulaires à risque, ces données montrent que chez les femmes l'articulation du genou se fléchit de $10,9^\circ$ en moyenne entre le contact initial et le pic de vGRF, quand ce déplacement se limite à 7° chez les hommes. Ce changement se réalise dans un temps similaire (temps au pic de vGRF), suggérant une vitesse angulaire en flexion plus élevée chez les femmes entre le contact initial et le pic de vGRF, également décrite par Gehring et al. et pouvant induire une surcharge des structures actives et passives du genou (Gehring et al., 2009). Cette surcharge appliquée sur un secteur angulaire à risque, dans une temporalité courte (48,82 ms) compatible avec le moment estimé de la lésion du LCA peut représenter une situation à haut risque potentiel pour la joueuse de handball et de basketball.

Les athlètes féminines adoptent également une posture du tronc plus érigée lors du changement de direction, avec en moyenne $8,5^\circ$ de tilt thoracique en moins que les hommes. Les publications sur la prédominance ligamentaire et du tronc dans la lésion du LCA montrent qu'il s'agit d'une gestuelle plus à risque de lésion du LCA (Carson & Ford, 2011; Ford et al., 2003; Kernozek et al., 2005; Pappas, Hagins, et al., 2007). La position du corps lors de l'impact initial ou du pic de réaction au sol est déterminante. Nous l'avons vu, plus l'athlète aura une posture érigée (faible flexion de genou, de tronc) plus la vGRF sera élevée (Gerritsen et al., 1995; Laughlin et al., 2011; Leppänen et al., 2017). Adopter une posture plus fléchie permettrait aux joueuses une meilleure absorption des contraintes par leur système musculaire (Derrick, 2004; Griffin et al., 2006)

5.5. Effet du protocole de fatigue sur les indicateurs objectifs et subjectifs mesurés

Le protocole publié par Liederbach et ses collaborateurs répond aux recommandations de Barber-Westin et Noyes et aux conclusions de notre revue systématique (Barber-Westin &

Noyes, 2017; Liederbach et al., 2014). La moitié des athlètes perd plus de 10% de sa hauteur de saut unipodal à l'issue du protocole, cependant 6 voient leur performance augmenter. L'implication des athlètes lors du protocole a été exemplaire et maximale. La fatigue subjective mesurée est incontestable (médiane à 18 sur l'échelle de Borg) et beaucoup ont réalisé plusieurs séries, ce qui nous questionne sur le choix de notre critère objectif. En prévision de l'effort de fatigue, anticipé par la lecture de la lettre d'information, certains athlètes peuvent avoir biaisé la mesure à T1 par une participation en deçà de leurs performances. La performance aux tests de sauts unipodaux a également été montrée variable en fonction du test utilisé et nous nous questionnons *a posteriori* quant à la reproductibilité et la pertinence de cette méthode de mesure pour évaluer l'état de fatigue neuromusculaire dans le cadre de notre étude (Kollias et al., 2004; Ziv & Lidor, 2010; Ziv & Lidor, 2010).

5.6. Limites et perspectives

Nous sommes conscients du calcul d'effectif réalisé lors de la conception de ce protocole (66 sujets). A ce jour, 44 ont été inclus à l'analyse. Ce calcul d'effectif réalisé *a priori* est toutefois calculé à partir d'une différence attendue de 0,50 fois l'écart-type des différences appariées, soit le quart de ce que nous mesurons dans notre population ce qui nous questionne *a posteriori* sur sa pertinence. Nous considérerons toutefois l'inclusion des 66 athlètes pour la publication de ces résultats.

La situation de mesure proposée en laboratoire est reproductible et ne semble pas modifier significativement la gestuelle du changement de direction chez les athlètes. De nouvelles analyses devraient envisager des solutions techniques permettant une mesure sur le terrain pour consolider la compréhension de ce geste à risque chez les sportives pivot.

Discussion générale

L'objectif principal de cette thèse était **d'étudier le risque de lésion du ligament croisé antérieur de la joueuse de sport pivot et son évolution lors de l'exposition à une charge de travail**, induite par un protocole de fatigue neuromusculaire.

Le cadre théorique exposé dans la première partie de cette thèse nous a permis d'identifier les problématiques limitant la compréhension de la lésion du LCA de la joueuse de sport pivot, qui y est surexposée avec des sex-ratio compris entre 1,66 et 5,13 en défaveur des femmes (Beynnon et al., 2014; Gornitzky et al., 2016; Lefevre, Klouche, et al., 2014; Myklebust et al., 2007; Peterson & Krabak, 2014; Prodromos et al., 2007).

Nous avons discuté des spécificités de l'épidémiologie de la lésion du LCA et notamment de sa forte prévalence vers vingt ans (Myklebust & Steffen, 2009; Peterson & Krabak, 2014; Renstrom et al., 2008). La littérature nous permet d'identifier les circonstances de la blessure en sports pivot, majoritairement hors-contact, ainsi que les actions à risque telles que les accélérations, les pivots et changements de direction, ainsi que les réceptions de sauts (Hewett et al., 1999; Lefevre, Klouche, et al., 2014; Noyes & Barber-Westin, 2014; Peterson & Krabak, 2014).

L'exposé des conséquences individuelles d'une lésion du LCA a mis en avant sa sévérité à l'échelle de l'athlète. A court terme nous avons présenté le nécessaire arrêt sportif, l'absence de cicatrisation spontanée et les éléments déterminants de la stratégie thérapeutique (Van Melick et al., 2016; Woo et al., 2006). Les conséquences sur les performances cardiovasculaires, le métabolisme et les qualités athlétiques à court et moyen terme ont été discutées ainsi que l'important impact psychologique de la lésion. Le temps moyen entre la blessure et le retour à l'activité sportive est de 7,3 mois, cependant la littérature a permis de mettre en avant l'incertitude du retour à l'activité et son taux d'échec important (Arden et al., 2014). Les conséquences dramatiques à long terme ont été exposées, avec un taux de rupture secondaire important et des arthropathies précoces, quel que soit le traitement retenu (Barber-Westin & Noyes, 2011; Noyes & Barber-Westin, 2014; Scuderi & McCann, 2004; Thomeé et al., 2011; Wilk, 2015; Wright et al., 2011).

La - relativement - faible incidence enregistrée ne doit également pas en masquer les conséquences socio-économiques, présentées à travers le coût sur une vie estimé par Mather et

ses collaborateurs à 38 121 \$ pour les cas opérés et 88 538 \$ à 92 786 \$ dans le cas d'une approche conservatrice qui en font une problématique importante pour les systèmes de santé occidentaux (Mather, Koenig, Kocher, Dall, Gallo, Scott, Bach, Group, et al., 2013; Mather, Koenig, Kocher, Dall, Gallo, Scott, Bach, Spindler, et al., 2013; Saltzman et al., 2015).

Les principales stratégies et programmes de prévention existants ont été présentés, ainsi que leurs points clés (Myklebust, 2014). La littérature nous a renseignés sur les principaux freins à leur mise en œuvre régulière dans les structures sportives, notamment leur durée et leur complexité, alors même que l'observance joue un rôle central dans leur réussite (Finch, 2006; Olsen et al., 2005). Nous avons discuté de l'état des connaissances sur le contenu des programmes et conclu à une nécessaire évaluation de la pertinence de leurs composants, considérés séparément (Donnell-Fink et al., 2015).

L'ensemble de ces éléments nous a permis de comprendre la spécificité des lésions du LCA et de mettre en évidence la nécessité d'étudier l'enchaînement de situations à l'origine de la blessure. La « séquence de prévention » théorisée par Van Mechelen et ses collaborateurs explicite l'importance d'une évaluation précise de l'étendue du problème (son incidence, sa sévérité) (Van Mechelen et al., 1992). Selon Meeuwisse, Bahr et Krosshaug, l'étape cruciale, préalable et nécessaire reliant ensuite ce constat à une démarche de prévention ciblée est d'étudier les facteurs de risque, l'étiologie et le mécanisme de blessure (Bahr & Krosshaug, 2005; Meeuwisse et al., 2007). C'est cette démarche que nous avons choisi de mettre en œuvre dans ce travail de recherche.

Le « modèle continu du risque de blessure » définit la notion d'athlète prédisposé par des facteurs de risque intrinsèques, rendu susceptible d'être blessé par des facteurs de risque extrinsèques, l'évènement, le moment de la lésion étant considéré comme le mécanisme lésionnel (Bahr & Krosshaug, 2005). Ces éléments sont spécifiques à chaque activité sportive. Chacune doit être étudiée indépendamment à travers ce continuum.

Forts de ces constats théoriques nous avons concentré notre démarche d'étude des risques de lésion du LCA de l'athlète féminine sur le cas des sportives pivot. Nous avons entrepris de définir leurs principaux facteurs de risque de lésion. Nous avons exposé l'importance des facteurs modifiables et notamment neuromusculaires, et discuté de leur regroupement en profils à risque à travers les travaux de Pappas et ses collaborateurs (Pappas et al., 2015). L'ensemble de ces éléments a été déterminant dans la construction de nos hypothèses de travail.

Nous avons ensuite décrit le mécanisme lésionnel. La blessure survient lors de l'impact du pied au sol, avec un genou proche de l'extension (entre 17° et $20,2^\circ$ selon Kim, Owusu et leurs collaborateurs), accompagné d'une large translation tibiale antérieure (estimée à plus de 24 mm) et d'une rotation tibiale interne (d'environ 8°) combinée à un léger valgus (Boden et al., 2000; Kim et al., 2015; Owusu-Akyaw et al., 2018; Zhang et al., 2019). Nous avons mis en avant le rôle possible d'une charge de travail sur les facteurs de risque neuromusculaires, notamment la modification des ratios de force entre les agonistes et antagoniste du genou et la diminution de l'activité musculaire des ischio-jambiers dans la phase de pré-contact et contact du pied au sol (0-50 ms) (Behrens et al., 2013; Kaux et al., 2013; Sangnier & Tourny, 2007; Zebis et al., 2011). Nous avons également présenté les modifications de la dynamique mesurées lors de l'exposition à un protocole de fatigue, avec une modification des paramètres de la réaction au sol et de la cinématique lors des tâches athlétiques à risque (Alentorn-Geli et al., 2009a; Barber-Westin & Noyes, 2017; Benjaminse et al., 2019a; Santamaria & Webster, 2010). Ces éléments rendent les athlètes, et notamment les femmes dans les sports pivot, plus vulnérables à la blessure. Cette vulnérabilité est susceptible d'évoluer lors d'un match ou d'un entraînement par l'exposition à la charge de travail. La littérature étudie toutefois ce risque de façon générale, avec des approches hétérogènes en termes de méthodologie, de techniques évaluées, mais aussi de sports étudiés, rendant difficile d'en mesurer les conséquences pour la joueuse de handball ou de basketball.

Au regard de ces éléments, la deuxième partie de cette thèse avait pour objectif de déterminer les ratios de force musculaire, la laxité antéro-postérieure et rotatoire, la cinétique et la cinématique de gestes à risque chez la sportive pivot et d'en mesurer les modifications lors de l'exposition à une charge de travail, induite par des protocoles de fatigue neuromusculaires. Nous avons pour cela mis en place deux études de cohorte prospectives chez 63 athlètes et une analyse systématique de la littérature regroupant les performances de 475 athlètes.

Notre première étude prospective visait à déterminer l'effet d'une charge de fatigue musculaire sur la stabilité active et passive du genou de la joueuse de handball. L'étude a rassemblé 19 joueuses qui ont réalisé un protocole de fatigue de 25 répétitions concentriques à $180^\circ \cdot s^{-1}$ sur dynamomètre isocinétique, validé par de précédent travaux de notre équipe d'accueil sur la fatigue neuromusculaire des footballeurs (Sangnier & Tourny, 2007, 2008). Nos mesures de laxité rotatoire et antéro-postérieure sont constantes entre les deux temps de mesure (T0 et T1),

montrant une stabilité passive maintenue malgré la charge de travail. Ces résultats sont différents des constats obtenus en charge par Behrens et al. mais rassurent quant à l'homogénéité des capacités de stabilisation ligamentaire des joueuses de handball lors d'efforts soutenus (Behrens et al., 2013).

Notre évaluation des ratios conventionnels et fonctionnels avant fatigue, à T0, montre que les handballeuses incluses dans notre étude ont une bonne stabilité active, avec des ratios moyens au-dessus des normes définies par Croisier et Crielaard (Croisier & Crielaard, 1999). Ces ratios calculés au moment du pic de force ne sont pas différents entre avant (T0) et trois minutes après (T1) exposition à la charge de travail. Le calcul des ratios conventionnels et fonctionnels à 15°, 30° et 45° montre que la stabilité active du genou augmente dans les amplitudes de flexion à risque pour le LCA (30° et 15° de flexion) trois minutes après notre protocole de fatigue isocinétique. Ces résultats sont en opposition à ce qui est enregistré chez des footballeurs trois minutes après un même protocole (Sangnier & Tourny, 2007). Nous enregistrons pourtant lors du protocole de fatigue une large diminution du couple de force musculaire produit par le quadriceps et les ischio-jambiers chez les handballeuses. Ces performances semblent avoir été récupérées lors des trois minutes séparant la fin du protocole de la mesure à T1. Cette capacité de récupération pourrait les protéger lors de l'exposition à une charge de travail, notamment un match, en retardant la survenue d'un déséquilibre de force à risque de lésion du LCA.

Nous démontrons dans cette étude la singularité des joueuses de sport pivot dans la réponse à la charge de travail, ce qui confirme l'importance de la réplique des études sur les facteurs de risque au sein de chaque population ou discipline sportive à risque défendue par Bahr et Krosshaug (Bahr & Krosshaug, 2005).

Nous avons souhaité poursuivre cette analyse des risques spécifiques aux sports pivot par l'étude de la dynamique des athlètes lors du jeu. La force de réaction au sol est en relation directe avec l'organisation gestuelle et nous a paru être un indicateur central de la qualité du contrôle neuromusculaire des athlètes.

L'étude n°2 de cette thèse visait à documenter les modifications induites par les protocoles de fatigue neuromusculaire périphériques ou généraux sur la composante verticale de la force de réaction au sol (vGRF). Nous avons analysé à l'aide de la méthodologie de référence PRISMA 23 publications, d'une bonne qualité méthodologique globale, rassemblant 475 athlètes répartis en 264 hommes et 211 femmes. Ceux-ci nous ont permis de regrouper quarante-six résultats

individuels (résultat d'une tâche athlétique, pour l'ensemble d'une cohorte ou pour chaque sous-groupe lors de comparaison du sexe, protocole de fatigue ou tâches différentes, au sein d'une étude) que nous avons analysés au regard des perspectives identifiées dans les précédentes revues de littérature de Santamaria et Webster, Zadpoor et Nikooyan, et Barber-Westin et Noyes (Barber-Westin & Noyes, 2017; Santamaria & Webster, 2010; Zadpoor & Nikooyan, 2012a). L'originalité de notre travail est de proposer une grille d'analyse des effets des protocoles de fatigue sur la vGRF en fonction des tâches et des protocoles, permettant d'isoler des tendances et de contextualiser l'effet de la charge de travail sur les facteurs de risque liés à la réaction au sol.

Nos résultats indiquent que la tâche athlétique dont la cinétique est la plus impactée par un protocole de fatigue neuromusculaire est la réception de saut unipodale et bipodale, fréquente en sports pivot (Barber-Westin & Noyes, 2017; Benjaminse et al., 2019b; Zadpoor & Nikooyan, 2012b). A contrario les changements de direction semblent être les tâches dont la vGRF résultante est la moins modifiée par la charge de travail. Nous montrons également que le type de protocole de fatigue utilisé influence la mesure et les conséquences biomécaniques de la charge de travail sur l'athlète. Au sein de notre corpus il a été très difficile de mesurer l'effet du sexe, peu individualisé dans les publications.

Notre troisième étude a prolongé notre démarche d'analyse du risque de lésion du ligament croisé antérieur de la joueuse de sport pivot en cherchant à déterminer le moment de survenue du pic de la composante verticale de la force de réaction au sol (vGRF) lors d'un changement de direction, en fonction de l'état de fatigue neuromusculaire (avant/après protocole de fatigue) et du sexe (homme/femme) au handball et au basketball.

Nous avons inclus 44 basketteurs et handballeurs (19 femmes et 25 hommes). L'analyse de 766 changements de direction montre que le temps au pic de vGRF moyen est de 48,82 ms \pm 16,21 avant (T1) et de 46,47 ms \pm 13,55 après exposition à un protocole de fatigue (T2) chez les handballeurs et basketteurs. Les autres paramètres descriptifs de la vGRF sont stables aux deux temps de mesure. Nous ne calculons pas de différence entre les deux sexes.

Ces résultats, bien que stables entre T1 et T1, sont susceptibles d'induire un risque lésionnel pour les sportives pivot lorsqu'on les place en perspective de la littérature et des études n°1 et n°2. Nos travaux montrent une stabilité des paramètres spatio-temporels de la vGRF lors des changements de direction démontrée à la fois dans l'étude n°2 par la confrontation des résultats

de la littérature et dans l'étude n°3 par l'analyse du temps au pic de vGRF, de la valeur pic de vGRF et du taux de chargement lors des 766 changements de direction. Cependant, ce positionnement dans le temps du pic de vGRF, à $46,47 \text{ ms} \pm 13,55$ du contact initial crée une situation potentiellement à risque pour le LCA chez la joueuse de sports pivot, qui n'avait à notre connaissance pas été rapportée dans la littérature. En effet, malgré le maintien des performances ligamentaires et des capacités de production de force des ischio-jambiers dans les secteurs articulaires à risque après un protocole de fatigue (étude n°1), la latence de contraction des ischio-jambiers entre 0 et 50 ms après le contact initial constatée chez les femmes par Behrens, Zebis et leurs collaborateurs crée un intervalle où les forces de cisaillement antérieures générées par l'appui et le quadriceps ne peuvent être compensées par l'action de rappel postérieur des ischio-jambiers (Behrens et al., 2013; Zebis et al., 2011).

L'importance des bras de levier en jeu et des forces de cisaillement antérieures générées par l'activation du quadriceps entre le contact initial et le pic d'un changement de direction font que le moment (TTP) où s'exerce le pic de contraintes des structures activo-passives du genou (pic de vGRF), calculé dans l'étude n°3, est défavorable à un maintien de la stabilité du genou de la joueuse de handball et de basketball après exposition à une charge de travail. Cela pourrait entraîner une augmentation directe des contraintes sur le LCA. Ce risque est potentialisé chez la joueuse de handball par la stabilité de la force excentrique du quadriceps mesurée dans l'étude n°1 qui ne diminue pas les contraintes en cisaillement antérieur après protocole de fatigue. Ce risque n'est également pas présent chez les hommes, la littérature ne décrivant pas de modification de l'activité de leurs ischio-jambiers après réalisation d'un protocole de fatigue (Behrens et al., 2013; Zebis et al., 2011). Cette perturbation des conditions de stabilité chez la joueuse de sport pivot en réponse à une charge de travail est représentée dans la Figure 35.

L'analyse de la cinématique du changement de direction au basketball et au handball, proposée dans l'étude n°2 et n°3 de ce travail montre que les femmes ont un genou moins fléchi, plus en abduction que les hommes lors du contact initial des 694 changements de direction modélisés dans notre étude n°3, qui les place dans la situation à risque décrite par Kim, Owusu et leurs collaborateurs (Kim et al., 2015; Owusu-Akyaw et al., 2018). Ce décalage n'est pas retrouvé au moment du pic de vGRF, suggérant une augmentation de la vitesse angulaire du genou en flexion entre le contact initial et le pic de vGRF. Ces résultats confirment des observations similaires de Gehring et leurs collaborateurs (Gehring et al., 2009). Les femmes ont également

une posture du tronc plus érigée lors des changements de direction (étude n°3) et lors de différentes tâches athlétiques analysées dans notre revue systématique (étude n°2). Nous considérons que ces résultats sont susceptibles de participer au risque de lésion du LCA de la joueuse de handball et de basketball. Au contact initial les femmes abordent le changement de direction avec des amplitudes de genou compatibles avec le mécanisme lésionnel (étude n°2 et n°3). Ces amplitudes évoluent favorablement vers une position plus fléchie au moment du pic, mais dans une posture du tronc plus érigée défavorable à l'absorption des contraintes par le système musculaire (étude n°2 et 3), sur un intervalle de temps très court (48,82 ms, étude n°3) et avec une vitesse angulaire de flexion de genou que nous estimons plus élevée que les hommes (étude n°3). Le différentiel de flexion de genou entre les hommes et les femmes apparaît stable lors de l'exposition à une charge de travail dans notre étude n°3, ce qui peut être expliqué par la stabilité de la force excentrique du quadriceps à 15° et 30° de flexion mesurée dans l'étude n°1. Ce maintien actif constant permet à l'athlète de ne pas avoir à modifier sa gestuelle pour s'adapter à un éventuel trou de force du quadriceps, hypothèse défendue par Kellis, Gehring et leurs collaborateurs dans des travaux anciens mais qui ne semble pas se vérifier au sein de notre population (Gehring et al., 2009; Kellis & Kouvelioti, 2009b).

La stabilité des ratios de force musculaire, de la laxité antéro-postérieure et rotatoire ainsi que de la cinétique et la cinématique de gestes à risque nous amènent à reconsidérer la place des exercices d'endurance dans la prévention de la blessure du LCA chez les joueuses de handball et basketball. Actuellement, les programmes de prévention des blessures du LCA spécifiques à ces sport ne les intègrent pas tous (Myklebust et al., 2003; Olsen et al., 2005; Petersen et al., 2005). Nos résultats étayent ce parti pris simplifiant l'action de prévention.

La gestuelle de changement de direction est toutefois à risque chez les joueuses de sports pivot. Nous l'avons vu, le risque de blessure est un élément dynamique (Pol et al., 2018). En conditions réelles une charge de travail induit effets physiques et psychologiques que nous n'avons pas pu modéliser dans nos études prospectives. De nombreux facteurs interagissent pour amener à la vulnérabilité, selon des modèles complexes (Bahr & Krosshaug, 2005; Benjaminse et al., 2019a; Pol et al., 2018). Les facteurs de risque de lésion du LCA que nous avons mesurés en condition de laboratoire sont ainsi susceptibles d'évoluer de façon plus prononcée en situation réelle.

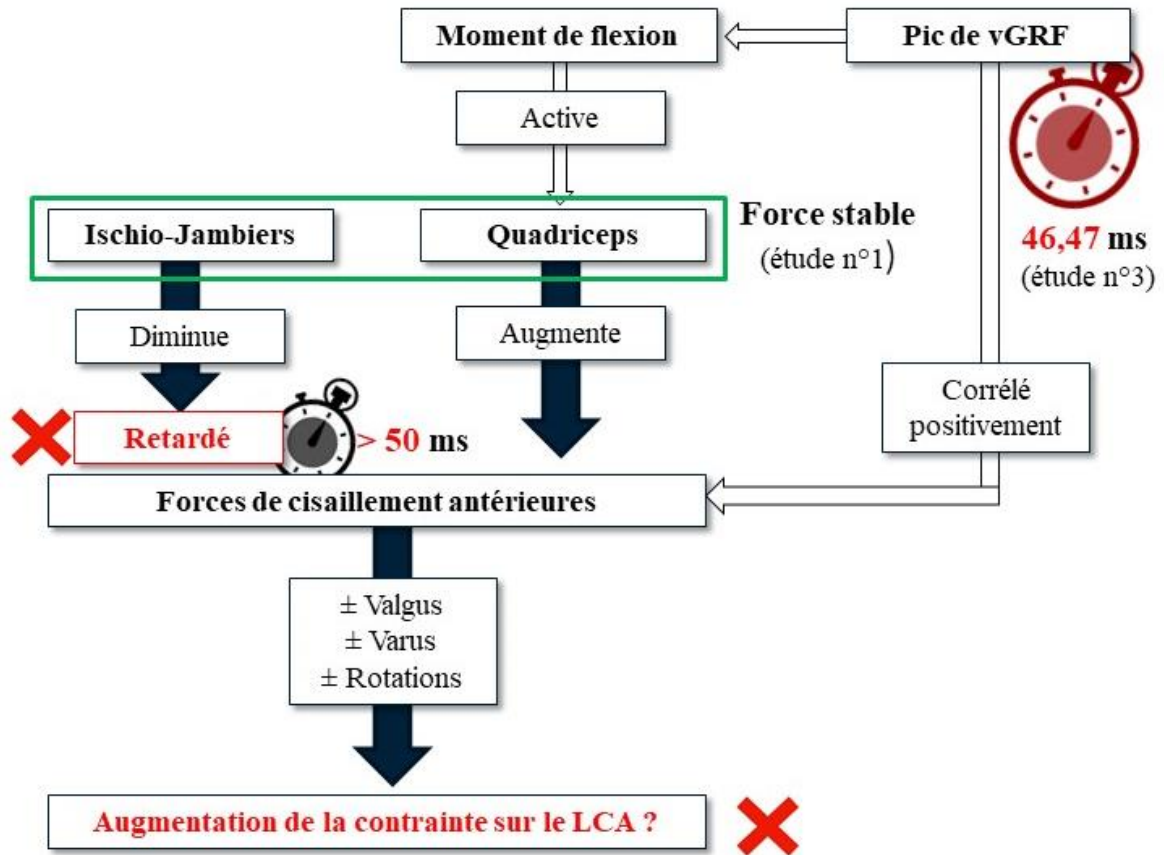


Figure 35 : Perturbation des conditions de stabilité du genou lors d'un changement de direction chez la joueuse de handball et basketball, après exposition à une charge de travail.

Conclusion générale et implications pratiques

La thèse présentée au sein de ce manuscrit évalue **le risque de lésion du ligament croisé antérieur de la joueuse de sport pivot et son évolution lors de l'exposition à une charge de travail**, sous une perspective épidémiologique et biomécanique. La mise en œuvre de deux études de cohorte prospectives chez 63 athlètes et une analyse systématique de la littérature regroupant les performances de 475 athlètes nous a permis d'apporter plusieurs réponses à la problématique exposée dans la première partie de ce travail.

Notre première étude prospective montre que la stabilité active et passive du genou de la handballeuse est maintenue après un protocole de fatigue sur dynamomètre isocinétique. Ce résultat met en avant la singularité des joueuses de sports pivot dans la réponse à une charge de travail et nous a permis de discuter de la place du renforcement en endurance dans les programmes de prévention de la lésion du LCA.

Notre analyse systématique de la littérature indique que la tâche athlétique dont la cinétique est la plus impactée par un protocole de fatigue neuromusculaire est la réception de saut unipodale et bipodale et que les changements de direction semblent être les tâches les moins modifiées. Ce travail a permis la conception d'un outil à destination du chercheur et du praticien (préparateur physique, entraîneur, médecin, kinésithérapeute ...) simplifiant la compréhension des interactions entre le type de charge induit et l'impact généré en fonction du type de tâches athlétiques (Tableau XIV).

Notre seconde étude prospective identifie le caractère précoce, entre 46 et 48 ms après contact initial, de la mise en contrainte des structures activo-passives du genou lors de 766 changements de direction. Cet élément indique une situation potentiellement à risque pour le LCA chez la joueuse de sports pivot après exposition à un protocole de fatigue, qui n'avait à notre connaissance pas été rapportée dans la littérature. Nos travaux montrent également que les joueuses abordent le changement de direction avec des amplitudes de genou compatibles avec le mécanisme lésionnel (étude n°2 et n°3), une posture du tronc plus érigée défavorable à l'absorption des contraintes par le système musculaire (étude n°2 et 3) et avec une vitesse

angulaire de flexion de genou que nous estimons plus élevée que les hommes (étude n°3), suggérant une gestuelle à risque.

Ce travail de recherche avait également pour objectif de permettre aux acteurs (entraîneurs, préparateurs physiques, médecins, kinésithérapeutes ...) impliqués dans l'accompagnement de joueuses et handballeuses d'envisager des solutions concrètes de prévention. Le continuum de la lésion exposé en préambule à ce travail montre qu'elle survient chez un athlète rendu susceptible de se blesser par l'interaction de nombreux facteurs de risque se potentialisant. Nos résultats montrent la spécificité des risques associés aux sports pivot féminins, ainsi que de leur réponse à une charge de travail. Ils indiquent également au praticien des éléments observables et mesurables lors du bilan de pré-saison ou de l'accompagnement d'une athlète.

L'identification et la prévention des gestuelles susceptibles d'entraîner un risque lésionnel pourrait en limiter l'expression dans la construction du risque chez les athlètes. La littérature sur le retour au sport après reconstruction du LCA recommande d'utiliser des batteries de tests physiques évaluant la qualité et la quantité de mouvement. Ces batteries doivent inclure au moins des tests de force, des tests de saut (hop test), une mesure de la qualité de mouvement et des tests d'évaluation subjective et psychologique (Grindem et al., 2016; Kyritsis et al., 2016; Van Melick et al., 2016). Nous suggérons que ces tests soient également employés dans l'évaluation de la gestuelle des joueuses et handballeuses en prévention primaire de la lésion du LCA. Ils sont riches en information sur la gestuelle des athlètes lors des actions à risque. Leur utilisation combinée à l'usage de la vidéo ou d'accéléromètres fournirait au collectif encadrant les athlètes de nombreuses informations sur les comportements de flexion de genou, de posture du tronc au contact initial. L'évaluation de cette gestuelle par le praticien amènerait à une prise de conscience de l'athlète et à l'intégration par l'ensemble des acteurs de stratégies de correction ciblées lors des entraînements. Nous encourageons les athlètes et les encadrants à augmenter la flexion du genou lors de la pose du pied au sol, pour diminuer le différentiel constaté avec les hommes et favoriser une posture globale plus fléchie chez les joueuses. La modulation de l'impact pourra être travaillée lors des réceptions de saut, le geste sportif le plus affecté par la charge de travail. Cette responsabilisation pourrait être la clé de l'observance ... et l'entrée dans le cercle vertueux favorisant la mise en place et l'efficacité des programmes de prévention de la lésion du LCA constaté par Olsen et ses collaborateurs (Olsen et al., 2005).

Bibliographie

- Abián, J., Alegre, L. M., Lara, A. J., Rubio, J. A., & Aguado, X. (2008). Landing differences between men and women in a maximal vertical jump aptitude test. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 48(3), 305-310.
- Alentorn-Geli, E., Myer, G. D., Silvers, H. J., Samitier, G., Romero, D., Lázaro-Haro, C., & Cugat, R. (2009a). Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 17(7), 705-729. <http://doi.org/10.1007/s00167-009-0813-1>
- Alentorn-Geli, E., Myer, G. D., Silvers, H. J., Samitier, G., Romero, D., Lázaro-Haro, C., & Cugat, R. (2009b). Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 2: a review of prevention programs aimed to modify risk factors and to reduce injury rates. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 17(8), 859-879. <http://doi.org/10.1007/s00167-009-0823-z>
- Åman, M., Forssblad, M., & Larsén, K. (2018). Incidence and body location of reported acute sport injuries in seven sports using a national insurance database. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 28(3), 1147-1158. <http://doi.org/10.1111/sms.12956>
- Andreoli, C. V., Chiaramonti, B. C., Buriel, E., Pochini, A. de C., Ejnisman, B., & Cohen, M. (2018). Epidemiology of sports injuries in basketball: integrative systematic review. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine*, 4(1), e000468. <http://doi.org/10.1136/bmjsem-2018-000468>
- Archibald-Seiffer, N., Jacobs, J. C., Saad, C., Jevsevar, D. S., & Shea, K. G. (2015). Review of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Cost Variance Within a Regional Health Care System. *The American Journal of Sports Medicine*, 43(6), 1408-1412. <http://doi.org/10.1177/0363546515579184>
- Ardern, C. L., Taylor, N. F., Feller, J. A., & Webster, K. E. (2014). Fifty-five per cent return to competitive sport following anterior cruciate ligament reconstruction surgery: an updated systematic review and meta-analysis including aspects of physical functioning and contextual factors. *British Journal of Sports Medicine*, 48(21), 1543-1552. <http://doi.org/10.1136/bjsports-2013-093398>
- Asim Bradic, J. B. (2009). Isokinetic Leg Strength Profile of Elite Male Basketball Players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 23(4), 1332-1337.
- ATI. (2007, mars 27). ATI : Agence technique de l'information sur l'hospitalisation.

- Bahr, R., & Krosshaug, T. (2005). Understanding injury mechanisms: a key component of preventing injuries in sport. *British Journal of Sports Medicine*, 39(6), 324-329. <http://doi.org/10.1136/bjism.2005.018341>
- Barber-Westin, S. D., & Noyes, F. R. (2011). Factors used to determine return to unrestricted sports activities after anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery: Official Publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, 27(12), 1697-1705. <http://doi.org/10.1016/j.arthro.2011.09.009>
- Barber-Westin, S. D., & Noyes, F. R. (2017). Effect of Fatigue Protocols on Lower Limb Neuromuscular Function and Implications for Anterior Cruciate Ligament Injury Prevention Training. *The American Journal of Sports Medicine*, 036354651769384. <http://doi.org/10.1177/0363546517693846>
- Bates, N. A., Ford, K. R., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2013). Impact differences in ground reaction force and center of mass between the first and second landing phases of a drop vertical jump and their implications for injury risk assessment. *Journal of Biomechanics*, 46(7), 1237-1241. <http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.02.024>
- Behrens, M., Mau-Moeller, A., Wassermann, F., & Bruhn, S. (2013). Effect of Fatigue on Hamstring Reflex Responses and Posterior-Anterior Tibial Translation in Men and Women. *PLOS ONE*, 8(2), e56988. <http://doi.org/10.1371/journal.pone.0056988>
- Beldame, J., Mouchel, S., Bertiaux, S., Adam, J.-M., Mouilhade, F., Roussignol, X., & Dujardin, F. (2012). Anterior knee laxity measurement: comparison of passive stress radiographs Telos® and « Lerat », and GNRB® arthrometer. *Orthopaedics & Traumatology, Surgery & Research: OTSR*, 98(7), 744-750. <http://doi.org/10.1016/j.otsr.2012.05.017>
- Bell, D. R., Pennuto, A. P., & Trigsted, S. M. (2016). The Effect of Exertion and Sex on Vertical Ground Reaction Force Variables and Landing Mechanics. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 30(6), 1661-1669. <http://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001253>
- Ben Hamida, F., Mourali, S., Ben Lakhdar, Z., & Hadjsalah, M. (2008). Influence des facteurs intrinsèques anatomiques dans la rupture du ligament croisé antérieur : étude anatomoradiologique comparative. *Journal de Traumatologie du Sport*, 25(3), 144-147. <http://doi.org/10.1016/j.jts.2008.05.006>
- Benjaminse, A., Webster, K. E., Kimp, A., Meijer, M., & Gokeler, A. (2019a). Revised Approach to the Role of Fatigue in Anterior Cruciate Ligament Injury Prevention : A Systematic Review with Meta

- Analyses. *Sports Medicine*, (0123456789). <http://doi.org/10.1007/s40279-019-01052-6>
- Benjaminse, A., Webster, K. E., Kimp, A., Meijer, M., & Gokeler, A. (2019b). Revised Approach to the Role of Fatigue in Anterior Cruciate Ligament Injury Prevention: A Systematic Review with Meta-Analyses. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 49(4), 565-586. <http://doi.org/10.1007/s40279-019-01052-6>
- Bere, T., Alonso, J.-M., Wangensteen, A., Bakken, A., Eirale, C., Dijkstra, H. P., ... Popovic, N. (2015). Injury and illness surveillance during the 24th Men's Handball World Championship 2015 in Qatar. *British Journal of Sports Medicine*, 49(17), 1151-1156. <http://doi.org/10.1136/bjsports-2015-094972>
- Bere, T., Bahr, R., & Popovic, N. (2014, janvier 21). Aspetar Sports Medicine Journal - Mechanisms of injuries in handball. *Aspetar, Sport Medecine Journal*.
- Besch, S., Rodineau, J., & Furgolle, É. (2012). *Le ligament croisé antérieur : de la rupture à l'arthrose: 30e journée de traumatologie du sport de la Pitié*. Elsevier Masson.
- Besier, T. F., Lloyd, D. G., & Ackland, T. R. (2003). Muscle Activation Strategies at the Knee during Running and Cutting Maneuvers. *Medicine & Science in Sport & Exercise*, 35(1), 119-27. <http://doi.org/10.1249/01.MSS.0000043608.79537.AB>
- Besier, T. F., Lloyd, D. G., Ackland, T. R., & Cochrane, J. L. (2001). Anticipatory effects on knee joint loading during running and cutting maneuvers. *Medicine and science in sports and exercise*, 33(3), 1176-1181. <http://doi.org/10.1097/00005768-200107000-00015>
- Besier, T. F., Lloyd, D. G., Cochrane, J. L., & Ackland, T. R. (2001). External loading of the knee joint during running and cutting maneuvers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(7), 1168-1175.
- Beynon, B. D., Vacek, P. M., Newell, M. K., Tourville, T. W., Smith, H. C., Shultz, S. J., ... Johnson, R. J. (2014). The Effects of Level of Competition, Sport, and Sex on the Incidence of First-Time Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury. *The American Journal of Sports Medicine*, 42(8), 1806-1812. <http://doi.org/10.1177/0363546514540862>
- Bittencourt, N. F. N., Meeuwisse, W. H., Mendonça, L. D., Nettel-Aguirre, A., Ocarino, J. M., & Fonseca, S. T. (2016, novembre 1). Complex systems approach for sports injuries: Moving from risk factor identification to injury pattern recognition - Narrative review and new concept. *British Journal of Sports Medicine*. BMJ Publishing Group. <http://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095850>
- Boden, B. P., Dean, G. S., Feagin, J. A., & Garrett, W. E. (2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*, 23(6), 573-8.

- Bokshan, S. L., Mehta, S., DeFroda, S. F., & Owens, B. D. (2019). What Are the Primary Cost Drivers of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction in the United States? A Cost-Minimization Analysis of 14,713 Patients. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 35(5), 1576-1581. <http://doi.org/10.1016/j.arthro.2018.12.013>
- Borg, E., Borg, G., Larsson, K., Letzter, M., & Sundblad, B.-M. (2010). An index for breathlessness and leg fatigue. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 20(4), 644-650. <http://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2009.00985.x>
- Borg, G. A. (1982). Psychophysical bases of perceived exertion. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 14(5), 377-381.
- Bourdon, P. C., Cardinale, M., Murray, A., Gastin, P., Kellmann, M., Varley, M. C., ... Cable, N. T. (2017). Monitoring athlete training loads: Consensus statement. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 12, 161-170. <http://doi.org/10.1123/IJSPP.2017-0208>
- Briggs, K. K., Lysholm, J., Tegner, Y., Rodkey, W. G., Kocher, M. S., & Steadman, J. R. (2009). The Reliability, Validity, and Responsiveness of the Lysholm Score and Tegner Activity Scale for Anterior Cruciate Ligament Injuries of the Knee. *The American Journal of Sports Medicine*, 37(5), 890-897. <http://doi.org/10.1177/0363546508330143>
- Carlson, V. R., Sheehan, F. T., & Boden, B. P. (2016). Video Analysis of Anterior Cruciate Ligament (ACL) Injuries. *JBJS Reviews*, 4(11), 1. <http://doi.org/10.2106/JBJS.RVW.15.00116>
- Carson, D. W., & Ford, K. R. (2011). Sex Differences in Knee Abduction During Landing: A Systematic Review. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach*, 3(4), 373-382. <http://doi.org/10.1177/1941738111410180>
- Chan, A.-W., Tetzlaff, J. M., Altman, D. G., Laupacis, A., Gøtzsche, P. C., Krleža-Jerić, K., ... Moher, D. (2013). SPIRIT 2013 Statement: Defining Standard Protocol Items for Clinical Trials. *Annals of Internal Medicine*, 158(3), 200. <http://doi.org/10.7326/0003-4819-158-3-201302050-00583>
- Chanussot, J.-C., & Danowski, R.-G. (2012). *Traumatologie du sport* (8e édition). Issy-les-Moulineaux (Hauts-de-Seine): Elsevier Masson.
- Chaory, K., & Poiraudou, S. (2004). Les grilles d'évaluations dans la ligamentoplastie du LCA. *Annales de Readaptation et de Médecine Physique*, 47(6), 309-316. <http://doi.org/10.1016/j.annrmp.2004.05.015>
- Chen, J., Kim, J., Shao, W., Schlecht, S. H., Baek, S. Y., Jones, A. K., ... Wojtys, E. M. (2019). An Anterior Cruciate Ligament Failure Mechanism. *The American Journal of Sports Medicine*, 47(9), 2067-2076. <http://doi.org/10.1177/0363546519854450>

- Cleland, J., Koppenhaver, S., & Pillu, M. (2012). *Examen clinique de l'appareil locomoteur: Tests, évaluations et niveaux de preuve* (2e édition). Issy-les-Moulineaux: Elsevier Masson.
- Clifton, D. R., Hertel, J., Onate, J. A., Currie, D. W., Pierpoint, L. A., Wasserman, E. B., ... Kerr, Z. Y. (2018). The First Decade of Web-Based Sports Injury Surveillance: Descriptive Epidemiology of Injuries in US High School Girls' Basketball (2005–2006 Through 2013–2014) and National Collegiate Athletic Association Women's Basketball (2004–2005 Through 2013–2014), *53*(11), 1037-1048. <http://doi.org/10.4085/1062-6050-150-17>
- Clifton, D. R., Onate, J. A., Hertel, J., Pierpoint, L. A., Currie, D. W., Wasserman, E. B., ... Kerr, Z. Y. (2018). The First Decade of Web-Based Sports Injury Surveillance: Descriptive Epidemiology of Injuries in US High School Boys' Basketball (2005–2006 Through 2013–2014) and National Collegiate Athletic Association Men's Basketball (2004–2005 Through 2013–2014). *Journal of Athletic Training*, *53*(11), 1025-1036. <http://doi.org/10.4085/1062-6050-148-17>
- Cochrane Library. (s. d.). What is a systematic review? | Cochrane Consumer Network. Consulté 21 août 2018, à l'adresse <https://consumers.cochrane.org/what-systematic-review>
- Collette, M., Courville, J., Forton, M., & Gagnière, B. (2012). Objective evaluation of anterior knee laxity; comparison of the KT-1000 and GNRB® arthrometers. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, *20*(11), 2233-2238. <http://doi.org/10.1007/s00167-011-1869-2>
- Cook, D. J., Mulrow, C. D., & Haynes, R. B. (1997). Systematic Reviews: Synthesis of Best Evidence for Clinical Decisions. *Annals of Internal Medicine*, *126*(5), 376. <http://doi.org/10.7326/0003-4819-126-5-199703010-00006>
- Cook, D., Sackett, D., & Spitzer, W. (1994). Evolving methodological guidelines for systematic reviews of randomized control trials in health care | Colloquium Abstracts. Hamilton.
- Cortes, N., Greska, E., Ambegaonkar, J. P., Kollock, R. O., Caswell, S. V., & Onate, J. A. (2014). Knee kinematics is altered post-fatigue while performing a crossover task. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, *22*(9), 2202-2208. <http://doi.org/10.1007/s00167-013-2673-y>
- Cortes, N., Onate, J., & Morrison, S. (2014). Differential effects of fatigue on movement variability. *Gait & Posture*, *39*(3), 888-893. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.11.020>
- Cortes, N., Quammen, D., Lucci, S., Greska, E., & Onate, J. (2012). A functional agility short-term fatigue protocol changes lower extremity mechanics. *Journal of Sports Sciences*, *30*(8), 797-805. <http://doi.org/10.1080/02640414.2012.671528>
- Croisier, J.-L., & Codine, P. (2009). *Exercice musculaire excentrique*. Issy-les-Moulineaux: Elsevier

Masson.

- Croisier, J.-L., & Crielaard, J. M. (1999). Méthodes d'exploration de la force musculaire: Une analyse critique. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 42(6), 311-322. [http://doi.org/10.1016/S0168-6054\(99\)80069-5](http://doi.org/10.1016/S0168-6054(99)80069-5)
- Croisier, J. L., & Crielaard, J. M. (1999). Exploration isocinétique: analyse des paramètres chiffrés. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 42(9), 538-545. [http://doi.org/10.1016/S0168-6054\(00\)88381-6](http://doi.org/10.1016/S0168-6054(00)88381-6)
- Croisier, J. L. L., & Crielaard, J. M. M. (1999a). Exploration isocinétique: analyse des paramètres chiffrés. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 42(9), 538-545. [http://doi.org/10.1016/S0168-6054\(00\)88381-6](http://doi.org/10.1016/S0168-6054(00)88381-6)
- Croisier, J. L. L., & Crielaard, J. M. M. (1999b). Méthodes d'exploration de la force musculaire: Une analyse critique. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 42(6), 311-322. [http://doi.org/10.1016/S0168-6054\(99\)80069-5](http://doi.org/10.1016/S0168-6054(99)80069-5)
- Cucherat, M. (2013). Interprétation des essais cliniques pour la pratique médicale. Consulté 12 septembre 2018, à l'adresse www.spc.univ-lyon1.fr/polycop
- Dauty, M., Louvet, S., Potiron-Josse, M., & Dubois, C. (2005). Désentraînement et réentraînement du cycliste de haut niveau immobilisé par blessure. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 48(2), 93-100. <http://doi.org/10.1016/j.annrmp.2004.09.006>
- De Ste Croix, M., ElNagar, Y. O., Iga, J., Ayala, F., & James, D. (2017). The impact of joint angle and movement velocity on sex differences in the functional hamstring/quadriceps ratio. *The Knee*, 24(4), 745-750. <http://doi.org/10.1016/j.knee.2017.03.012>
- Décary, S., Ouellet, P., Vendittoli, P.-A., & Desmeules, F. (2016). Reliability of physical examination tests for the diagnosis of knee disorders: Evidence from a systematic review. *Manual Therapy*, 26, 172-182. <http://doi.org/10.1016/j.math.2016.09.007>
- Delecroix, B., McCall, A., Dawson, B., Berthoin, S., & Dupont, G. (2018). Workload and non-contact injury incidence in elite football players competing in European leagues. *European Journal of Sport Science*, 18(9), 1280-1287. <http://doi.org/10.1080/17461391.2018.1477994>
- DeMorat, G., Weinhold, P., Blackburn, T., Chudik, S., & Garrett, W. (2004). Aggressive Quadriceps Loading Can Induce Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury. *The American Journal of Sports Medicine*, 32(2), 477-483. <http://doi.org/10.1177/0363546503258928>
- Derrick, T. R. (2004). The effects of knee contact angle on impact forces and accelerations. *Medicine*

- and Science in Sports and Exercise*, 36(5), 832-837.
- Dick, R., Agel, J., & Marshall, S. W. (2007). National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System commentaries: introduction and methods. *Journal of athletic training*, 42(2), 173-82.
- Dominguese, D. J., Seegmiller, J., & Krause, B. A. (2012). Alterations in Peak Ground-Reaction Force during 60-cm Drop Landings Caused by a Single Session of Repeated Wingate Anaerobic Tests. *Journal of Sport Rehabilitation*, 21(4), 306-312. <http://doi.org/10.1123/jsr.21.4.306>
- Donnell-Fink, L. A., Klara, K., Collins, J. E., Yang, H. Y., Goczalk, M. G., Katz, J. N., & Losina, E. (2015). Effectiveness of Knee Injury and Anterior Cruciate Ligament Tear Prevention Programs: A Meta-Analysis. *PloS One*, 10(12), e0144063. <http://doi.org/10.1371/journal.pone.0144063>
- Drake, R. L., Vogl, A. W., Mitchell, A., Duparc, F., Duparc, J., & Co, J. S. &. (2010). *Gray's anatomie pour les étudiants* (2 Pap/Psc). Issy-les-Moulineaux France: Elsevier Masson.
- Dufour, M., Pillu, M., & Viel, E. (2007). *Biomécanique fonctionnelle : Membres-Tête-Tronc*. Paris: Elsevier Masson.
- Edwards, S., Steele, J. R., & McGhee, D. E. (2010). Does a drop landing represent a whole skill landing and is this moderated by fatigue? *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 20(3), 516-523. <http://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2009.00964.x>
- El-Ashker, S., Carson, B. P., Ayala, F., & De Ste Croix, M. (2017). Sex-related differences in joint-angle-specific functional hamstring-to-quadriceps strength ratios. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 25(3), 949-957. <http://doi.org/10.1007/s00167-015-3684-7>
- Engebretsen, L., Soligard, T., Steffen, K., Alonso, J. M., Aubry, M., Budgett, R., ... Renström, P. A. (2013). Sports injuries and illnesses during the London Summer Olympic Games 2012. *British Journal of Sports Medicine*, 47(7), 407-414. <http://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092380>
- Ewards, S., Steele, J. R., Purdam, C. R., Cook, J. L., & McGhee, D. E. (2014). Alterations to Landing Technique and Patellar Tendon Loading in Response to Fatigue. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 46(2), 330-340. <http://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182a42e8e>
- Faul, F., Erdfelder, E., Buchner, A., & Lang, A.-G. (2009). Statistical power analyses using G*Power 3.1: tests for correlation and regression analyses. *Behavior research methods*, 41(4), 1149-60. <http://doi.org/10.3758/BRM.41.4.1149>
- Faul, F., Erdfelder, E., Lang, A.-G., & Buchner, A. (2007). G*Power: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior Research Methods*,

- 39(2), 175-191. <http://doi.org/10.3758/BF03193146>
- Finch, C. (2006). A new framework for research leading to sports injury prevention. *Journal of Science and Medicine in Sport / Sports Medicine Australia*, 9(1-2), 3-9; discussion 10. <http://doi.org/10.1016/j.jsams.2006.02.009>
- Fithian, D. C., Paxton, E. W., Stone, M. Lou, Luetzow, W. F., Csintalan, R. P., Phelan, D., & Daniel, D. M. (2005). Prospective trial of a treatment algorithm for the management of the anterior cruciate ligament-injured knee. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(3), 335-346.
- Flandry, F., & Hommel, G. (2011). Normal anatomy and biomechanics of the knee. *Sports Medicine and Arthroscopy Review*, 19(2), 82-92. <http://doi.org/10.1097/JSA.0b013e318210c0aa>
- Flynn, R. K., Pedersen, C. L., Birmingham, T. B., Kirkley, A., Jackowski, D., & Fowler, P. J. (2005). The familial predisposition toward tearing the anterior cruciate ligament: a case control study. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(1), 23-28.
- Ford, K., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2003). Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. *Medicine and science in sports and exercise*, 35(10), 1745-50. <http://doi.org/10.1249/01.MSS.0000089346.85744.D9>
- Ford, K. R., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2007). Reliability of landing 3D motion analysis: Implications for longitudinal analyses. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39(11), 2021-2028. <http://doi.org/10.1249/mss.0b013e318149332d>
- Ford, K. R., Myer, G. D., Toms, H. E., & Hewett, T. E. (2005). Gender differences in the kinematics of unanticipated cutting in young athletes. *Medicine and science in sports and exercise*, 37(1), 124-9.
- Ford, K. R., Schmitt, L. C., Hewett, T. E., & Paterno, M. V. (2016). Identification of preferred landing leg in athletes previously injured and uninjured: A brief report. *Clinical Biomechanics*, 31, 113-116. <http://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.09.020>
- Gedda, M. (2015a). Traduction française des lignes directrices PRISMA pour l'écriture et la lecture des revues systématiques et des méta-analyses. *Kinesithérapie*, 15(157), 39-44. <http://doi.org/10.1016/j.kine.2014.11.008>
- Gedda, M. (2015b). Traduction française des lignes directrices SPIRIT pour l'écriture et la lecture des essais cliniques, des études expérimentales et protocoles divers. *Kinesithérapie*, 15(157), 75-81. <http://doi.org/10.1016/j.kine.2014.11.010>
- Gehring, D., Melnyk, M., & Gollhofer, A. (2009). Gender and fatigue have influence on knee joint control strategies during landing. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 24(1), 82-87.

<http://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.07.005>

- Gelber, A. C., Hochberg, M. C., Mead, L. A., Wang, N. Y., Wigley, F. M., & Klag, M. J. (2000). Joint injury in young adults and risk for subsequent knee and hip osteoarthritis. *Annals of Internal Medicine*, *133*(5), 321-328.
- Gerritsen, K. G., van den Bogert, A. J., & Nigg, B. M. (1995). Direct dynamics simulation of the impact phase in heel-toe running. *Journal of Biomechanics*, *28*(6), 661-668.
- Gilchrist, J., Mandelbaum, B. R., Melancon, H., Ryan, G. W., Silvers, H. J., Griffin, L. Y., ... Dvorak, J. (2008). A randomized controlled trial to prevent noncontact anterior cruciate ligament injury in female collegiate soccer players. *The American Journal of Sports Medicine*, *36*(8), 1476-1483. <http://doi.org/10.1177/0363546508318188>
- Glatthorn, J. F., Gouge, S., Nussbaumer, S., Stauffacher, S., Impellizzeri, F. M., & Maffiuletti, N. A. (2011). Validity and Reliability of Optojump Photoelectric Cells for Estimating Vertical Jump Height. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *25*(2), 556-560. <http://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181ccb18d>
- González-Ravé, J. M., Juárez, D., Rubio-Arias, J. A., Clemente-Suarez, V. J., Martínez-Valencia, M. A., & Abian-Vicen, J. (2014). Isokinetic leg strength and power in elite handball players. *Journal of Human Kinetics*, *41*, 227-233. <http://doi.org/10.2478/hukin-2014-0050>
- Gornitzky, A. L., Lott, A., Yellin, J. L., Fabricant, P. D., Lawrence, J. T., & Ganley, T. J. (2016). Sport-Specific Yearly Risk and Incidence of Anterior Cruciate Ligament Tears in High School Athletes: A Systematic Review and Meta-analysis. *American Journal of Sports Medicine*, *44*(10), 2716-2723. <http://doi.org/10.1177/0363546515617742>
- Granados, C., Izquierdo, M., Ibanez, J., Bonnabau, H., & Gorostiaga, E. (2007). Differences in physical fitness and throwing velocity among elite and amateur women's handball players. *Int J Sports Med*, *(28)*, 860-867.
- Granan, L.-P., Inacio, M. C. S., Maletis, G. B., Funahashi, T. T., & Engebretsen, L. (2013). Sport-Specific Injury Pattern Recorded During Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *The American Journal of Sports Medicine*, *41*(12), 2814-2818. <http://doi.org/10.1177/0363546513501791>
- Griffin, L. Y., Albohm, M. J., Arendt, E. A., Bahr, R., Beynon, B. D., Demaio, M., ... Yu, B. (2006). Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries: a review of the Hunt Valley II meeting, January 2005. *The American Journal of Sports Medicine*, *34*(9), 1512-1532. <http://doi.org/10.1177/0363546506286866>

- Grindem, H., Snyder-Mackler, L., Moksnes, H., Engebretsen, L., & Risberg, M. A. (2016). Simple decision rules can reduce reinjury risk by 84% after ACL reconstruction: the Delaware-Oslo ACL cohort study. *British journal of sports medicine*, 50(13), 804-8. <http://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096031>
- Häggglund, M., Waldén, M., & Ekstrand, J. (2006). Previous injury as a risk factor for injury in elite football: a prospective study over two consecutive seasons. *British Journal of Sports Medicine*, 40(9), 767-772. <http://doi.org/10.1136/bjism.2006.026609>
- Harrison, E. L., Duenkel, N., Dunlop, R., & Russell, G. (1994). Evaluation of single-leg standing following anterior cruciate ligament surgery and rehabilitation. *Physical therapy*, 74(3), 245-252.
- Heidt, R. S., Sweeterman, L. M., Carlonas, R. L., Traub, J. A., & Tekulve, F. X. (2000). Avoidance of soccer injuries with preseason conditioning. *The American Journal of Sports Medicine*, 28(5), 659-662.
- Herzog, M. M., Marshall, S. W., Lund, J. L., Pate, V., & Spang, J. T. (2017). Cost of Outpatient Arthroscopic Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Among Commercially Insured Patients in the United States, 2005-2013. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 5(1), 232596711668477. <http://doi.org/10.1177/2325967116684776>
- Hewett, T. E., Lindenfeld, T. N., Riccobene, J. V., & Noyes, F. R. (1999). The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes. A prospective study. *The American Journal of Sports Medicine*, 27(6), 699-706.
- Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Heidt, R. S., Colosimo, A. J., McLean, S. G., ... Succop, P. (2005). Biomechanical Measures of Neuromuscular Control and Valgus Loading of the Knee Predict Anterior Cruciate Ligament Injury Risk in Female Athletes: A Prospective Study. *American Journal of Sports Medicine*, 33(4), 492-501. <http://doi.org/10.1177/0363546504269591>
- Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Heidt, R. S., Colosimo, A. J., McLean, S. G., ... Succop, P. (2005). Biomechanical Measures of Neuromuscular Control and Valgus Loading of the Knee Predict Anterior Cruciate Ligament Injury Risk in Female Athletes A Prospective Study. *American Journal of Sports Medicine*, 33(4), 492-501. <http://doi.org/10.1177/0363546504269591>
- Hewett, T. E., Shultz, S. J., Griffin, L. Y., & American Orthopaedic Society for Sports Medicine. (2007). *Understanding and preventing noncontact ACL injuries*. Human Kinetics.
- Higgins, J. P. T., Green, S. (Sally E., & Cochrane Collaboration. (2008). *Cochrane handbook for systematic reviews of interventions*. (J. P. Higgins & S. Green, Éd.). Chichester, UK: John Wiley & Sons, Ltd. <http://doi.org/10.1002/9780470712184>

- High School RIO™: Reporting Information Online | Colorado School of Public Health | University of Colorado Denver. (s. d.). Consulté 29 septembre 2019, à l'adresse <http://www.ucdenver.edu/academics/colleges/PublicHealth/research/ResearchProjects/piper/projects/RIO/Pages/default.aspx>
- Hootman, J. M., Macera, C. A., Ainsworth, B. E., Addy, C. L., Martin, M., & Blair, S. N. (2002). Epidemiology of musculoskeletal injuries among sedentary and physically active adults. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34(5), 838-844.
- Hopkins, W. G., Marshall, S. W., Batterham, A. M., & Hanin, J. (2009). Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41(1), 3-12. <http://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31818cb278>
- Iguchi, J., Tateuchi, H., Taniguchi, M., & Ichihashi, N. (2014). The effect of sex and fatigue on lower limb kinematics, kinetics, and muscle activity during unanticipated side-step cutting. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 22(1), 41-48. <http://doi.org/10.1007/s00167-013-2526-8>
- Institut national de la santé et de la recherche médicale, (Inserm). (2008). *Activité Physique: Contextes Et Effets Sur La Santé. Synthèse Et Recommandations*. Les éditions Inserm.
- Jaafar, A., Dadjo, A., Riahi, N., & Bouselmame, N. (2010). Pente tibiale et rupture du ligament croisé antérieur : étude anatomoradiologique. *Journal de Traumatologie du Sport*, 27(2), 58-61. <http://doi.org/10.1016/j.jts.2010.04.003>
- James, C. R., Scheuermann, B. W., & Smith, M. P. (2010). Effects of two neuromuscular fatigue protocols on landing performance. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 20(4), 667-675. <http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2009.10.007>
- Kaeding, C. C., Léger-St-Jean, B., & Magnussen, R. A. (2017). Epidemiology and Diagnosis of Anterior Cruciate Ligament Injuries. *Clinics in Sports Medicine*, 36(1), 1-8. <http://doi.org/10.1016/j.csm.2016.08.001>
- Kamina, P., & Gouazé, A. (2009). *Anatomie clinique : Tome 1, Anatomie générale, membres* (4e édition). Paris: Maloine.
- Karns, M. R., Jones, D. L., Todd, D. C., Maak, T. G., Aoki, S. K., Burks, R. T., ... Greis, P. E. (2018). Patient- and Procedure-Specific Variables Driving Total Direct Costs of Outpatient Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 6(8), 232596711878854. <http://doi.org/10.1177/2325967118788543>

- Kaux, J.-F., Delvaux, F., Forthomme, B., Massart, N., Daniel, C., Crielaard, J.-M., & Croisier, J.-L. (2013). Les facteurs de risque de rupture du ligament croisé antérieur du genou : l'état neuromusculaire. *Journal de Traumatologie du Sport*, 30(4), 248-252. <http://doi.org/10.1016/j.jts.2013.10.003>
- Kellis, E., & Kouvelioti, V. (2009a). Agonist versus antagonist muscle fatigue effects on thigh muscle activity and vertical ground reaction during drop landing. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 19(1), 55-64. <http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.08.002>
- Kellis, E., & Kouvelioti, V. (2009b). Agonist versus antagonist muscle fatigue effects on thigh muscle activity and vertical ground reaction during drop landing. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(1), 55-64. <http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.08.002>
- Kenney, W. L., Wilmore, J. H., Costill, D. L., Delamarche, A., Delamarche, P., Groussard, C., ... Kenney, W. L. (2009). *Physiologie du sport et de l'exercice*. De Boeck.
- Kernozek, T. W., Torry, M. R., & Iwasaki, M. (2008). Gender differences in lower extremity landing mechanics caused by neuromuscular fatigue. *The American Journal of Sports Medicine*, 36(3), 554-565. <http://doi.org/10.1177/0363546507308934>
- Kernozek, T. W., Torry, M. R., Van Hoof, H., Cowley, H., & Tanner, S. (2005). Gender differences in frontal and sagittal plane biomechanics during drop landings. *Medicine and science in sports and exercise*, 37(6), 1003-12; discussion 1013.
- Kim, S. Y., Spritzer, C. E., Utturkar, G. M., Toth, A. P., Garrett, W. E., & DeFrate, L. E. (2015). Knee Kinematics During Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury as Determined From Bone Bruise Location. *The American Journal of Sports Medicine*, 43(10), 2515-2521. <http://doi.org/10.1177/0363546515594446>
- Kim, Y., Youm, C., Son, M., Kim, J., & Lee, M. (2017). The effect of knee flexor and extensor fatigue on shock absorption during cutting movements after a jump landing. *The Knee*, 24(6), 1342-1349. <http://doi.org/10.1016/j.knee.2017.09.007>
- Klouche, S., Lefevre, N., Cascua, S., Herman, S., Gerometta, A., & Bohu, Y. (2015). Diagnostic value of the GNRB ® in relation to pressure load for complete ACL tears: A prospective case-control study of 118 subjects. *Orthopaedics & Traumatology, Surgery & Research: OTSR*, 101(3), 297-300. <http://doi.org/10.1016/j.otsr.2015.01.008>
- Kocher, M. S., Sterett, W. I., Briggs, K. K., Zurakowski, D., & Steadman, J. R. (2003). Effect of functional bracing on subsequent knee injury in ACL-deficient professional skiers. *The Journal of*

Knee Surgery, 16(2), 87-92.

- Koga, H., Nakamae, A., Shima, Y., Bahr, R., & Krosshaug, T. (2018). Hip and Ankle Kinematics in Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury Situations: Video Analysis Using Model-Based Image Matching. *The American Journal of Sports Medicine*, 46(2), 333-340. <http://doi.org/10.1177/0363546517732750>
- Koga, H., Nakamae, A., Shima, Y., Iwasa, J., Myklebust, G., Engebretsen, L., ... Krosshaug, T. (2010). Mechanisms for Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injuries: Knee Joint Kinematics in 10 Injury Situations From Female Team Handball and Basketball. *The American Journal of Sports Medicine*, 38(11), 2218-2225. <http://doi.org/10.1177/0363546510373570>
- Kollias, I., Panoutsakopoulos, V., & Papaiakevou, G. (2004). Comparing Jumping Ability Among Athletes of Various Sports: Vertical Drop Jumping From 60 Centimeters. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 18(3), 546. [http://doi.org/10.1519/1533-4287\(2004\)18<546:CJAAAO>2.0.CO;2](http://doi.org/10.1519/1533-4287(2004)18<546:CJAAAO>2.0.CO;2)
- Krosshaug, T., Steffen, K., Kristianslund, E., Nilstad, A., Mok, K.-M., Myklebust, G., ... Bahr, R. (2016). The Vertical Drop Jump Is a Poor Screening Test for ACL Injuries in Female Elite Soccer and Handball Players: A Prospective Cohort Study of 710 Athletes. *The American journal of sports medicine*, 44(4), 874-83. <http://doi.org/10.1177/0363546515625048>
- Kyritsis, P., Bahr, R., Landreau, P., Miladi, R., & Witvrouw, E. (2016). Likelihood of ACL graft rupture: not meeting six clinical discharge criteria before return to sport is associated with a four times greater risk of rupture. *British journal of sports medicine*, 50(15), 946-51. <http://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095908>
- Lamontagne, M., Benoit, D. L., Ramsey, D. K., Caraffa, A., & Cerulli, G. (2005). What Can We Learn from In Vivo Biomechanical Investigations of Lower Extremity? In *International Symposium on Biomechanics in Sports* (Vol. 1, p. 49-56). Beijing.
- Landry, S. C., McKean, K. A., Hubble-Kozey, C. L., Stanish, W. D., & Deluzio, K. J. (2009). Gender differences exist in neuromuscular control patterns during the pre-contact and early stance phase of an unanticipated side-cut and cross-cut maneuver in 15-18 years old adolescent soccer players. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(5), e370-e379. <http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.08.004>
- Laughlin, W. A., Weinhandl, J. T., Kernozek, T. W., Cobb, S. C., Keenan, K. G., & O'Connor, K. M. (2011). The effects of single-leg landing technique on ACL loading. *Journal of Biomechanics*, 44(10), 1845-1851. <http://doi.org/10.1016/J.JBIOMECH.2011.04.010>

- Lee, D. Y. H., Karim, S. A., & Chang, H. C. (2008). Return to sports after anterior cruciate ligament reconstruction - a review of patients with minimum 5-year follow-up. *Annals of the Academy of Medicine, Singapore*, 37(4), 273-278.
- Lefevre, N., Bohu, Y., Cascua, S., & Herman, S. (2011). Revue de littérature : la rupture du ligament croisé antérieur : particularités féminines. *Journal de Traumatologie du Sport*, 28(1), 24-30. <http://doi.org/10.1016/j.jts.2011.01.008>
- Lefevre, N., Bohu, Y., Naouri, J. F., Klouche, S., & Herman, S. (2014). Validity of GNRB® arthrometer compared to Telos™ in the assessment of partial anterior cruciate ligament tears. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 22(2), 285-290. <http://doi.org/10.1007/s00167-013-2384-4>
- Lefevre, N., Klouche, S., Herman, S., & Bohu, Y. (2014). Les facteurs de risques de rupture du ligament croisé antérieur : le genre féminin. *Journal de Traumatologie du Sport*, 31(1), 58-62. <http://doi.org/10.1016/j.jts.2013.12.001>
- Lephart, S. M., Ferris, C. M., Riemann, B. L., Myers, J. B., & Fu, F. H. (2002). Gender differences in strength and lower extremity kinematics during landing. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 401(401), 162-9.
- Leppänen, M., Pasanen, K., Kujala, U. M., Vasankari, T., Kannus, P., Äyrämö, S., ... Parkkari, J. (2017). Stiff Landings Are Associated With Increased ACL Injury Risk in Young Female Basketball and Floorball Players. *The American Journal of Sports Medicine*, 45(2), 386-393. <http://doi.org/10.1177/0363546516665810>
- Liberati, A., Altman, D. G., Tetzlaff, J., Mulrow, C., Gøtzsche, P. C., Ioannidis, J. P. A., ... Moher, D. (2009a). The PRISMA statement for reporting systematic reviews and meta-analyses of studies that evaluate health care interventions: Explanation and elaboration. *PLoS Medicine*, 6(7). <http://doi.org/10.1371/journal.pmed.1000100>
- Liberati, A., Altman, D. G., Tetzlaff, J., Mulrow, C., Gøtzsche, P. C., Ioannidis, J. P. A., ... Moher, D. (2009b). The PRISMA statement for reporting systematic reviews and meta-analyses of studies that evaluate healthcare interventions: explanation and elaboration. *BMJ (Clinical Research Ed.)*, 339, b2700. <http://doi.org/10.1136/bmj.b2700>
- Liederbach, M., Kremenic, I. J., Orishimo, K. F., Pappas, E., & Hagins, M. (2014). Comparison of Landing Biomechanics Between Male and Female Dancers and Athletes, Part 2. *The American Journal of Sports Medicine*, 42(5), 1089-1095. <http://doi.org/10.1177/0363546514524525>
- Lohmander, L. S., Ostenberg, A., Englund, M., & Roos, H. (2004). High prevalence of knee

- osteoarthritis, pain, and functional limitations in female soccer players twelve years after anterior cruciate ligament injury. *Arthritis and Rheumatism*, 50(10), 3145-3152. <http://doi.org/10.1002/art.20589>
- Loi n° 2012-300 du 5 mars 2012 relative aux recherches impliquant la personne humaine, 2012-300 (2012).
- Lucci, S., Cortes, N., Van Lunen, B., Ringleb, S., & Onate, J. (2011). Knee and hip sagittal and transverse plane changes after two fatigue protocols. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 14(5), 453-459. <http://doi.org/10.1016/j.jsams.2011.05.001>
- Lund-Hanssen, H., Gannon, J., Engebretsen, L., Holen, K., & Hammer, S. (1996). Isokinetic muscle performance in healthy female handball players and players with a unilateral anterior cruciate ligament reconstruction. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 6(3), 172-175.
- Mackensie, B. (2007). Sargent Jump Test or Vertical Jump Test. Consulté 16 septembre 2019, à l'adresse <https://www.brianmac.co.uk/sgtjump.htm#ref>
- Madigan, M. L., & Pidcoe, P. E. (2003). Changes in landing biomechanics during a fatiguing landing activity. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 13(5), 491-498.
- Mall, N. A., Chalmers, P. N., Moric, M., Tanaka, M. J., Cole, B. J., Bach, B. R., & Paletta, G. A. (2014). Incidence and Trends of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction in the United States. *The American Journal of Sports Medicine*, 42(10), 2363-2370. <http://doi.org/10.1177/0363546514542796>
- Manchado, C., Tortosa-Martínez, J., Vila, H., Ferragut, C., & Platen, P. (2013). Performance factors in women's team handball: physical and physiological aspects--a review. *Journal of strength and conditioning research*, 27(6), 1708-19. <http://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3182891535>
- Mandelbaum, B. R., Silvers, H. J., Watanabe, D. S., Knarr, J. F., Thomas, S. D., Griffin, L. Y., ... Garrett, W. J. (2005). Effectiveness of a neuromuscular and proprioceptive training program in preventing anterior cruciate ligament injuries in female athletes: 2-year follow-up. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(7), 1003-1010. <http://doi.org/10.1177/0363546504272261>
- Marques, J. B., Paul, D. J., Graham-Smith, P., & Read, P. J. (2019). Change of Direction Assessment Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Review of Current Practice and Considerations to Enhance Practical Application. *Sports Medicine*, (0123456789). <http://doi.org/10.1007/s40279-019-01189-4>
- Marshall, S. W., Maehlum, S., Holm, I., & Bahr, R. (2009). The incidence of ACL injury. In

Understanding and Preventing Noncontact ACL Injuries eBook - American Orthopaedic Society for Sports Medicine.

- Mather, R. C., Koenig, L., Kocher, M. S., Dall, T. M., Gallo, P., Scott, D. J., ... MOON Knee Group. (2013). Societal and Economic Impact of Anterior Cruciate Ligament Tears. *The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*, 95(19), 1751-1759. <http://doi.org/10.2106/JBJS.L.01705>
- Mather, R. C., Koenig, L., Kocher, M. S., Dall, T. M., Gallo, P., Scott, D. J., ... Spindler, K. P. (2013). Societal and Economic Impact of Anterior Cruciate Ligament Tears. *J Bone Joint Surg Am*, 95(19), 1751-1759. <http://doi.org/10.2106/JBJS.L.01705>
- McDevitt, E. R., Taylor, D. C., Miller, M. D., Gerber, J. P., Ziemke, G., Hinkin, D., ... Pierre, P. S. (2004). Functional bracing after anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective, randomized, multicenter study. *The American Journal of Sports Medicine*, 32(8), 1887-1892.
- Meeuwisse, W. H., Tyreman, H., Hagel, B., & Emery, C. (2007, mai). A dynamic model of etiology in sport injury: The recursive nature of risk and causation. *Clinical Journal of Sport Medicine*. <http://doi.org/10.1097/JSM.0b013e3180592a48>
- Michaelidis, M., & Koumantakis, G. A. (2014). Effects of knee injury primary prevention programs on anterior cruciate ligament injury rates in female athletes in different sports: A systematic review. *Physical Therapy in Sport*, 15(3), 200-210. <http://doi.org/10.1016/j.ptsp.2013.12.002>
- Mink, J. H., & Deutsch, A. L. (1989). Occult cartilage and bone injuries of the knee: detection, classification, and assessment with MR imaging. *Radiology*, 170(3 Pt 1), 823-9. <http://doi.org/10.1148/radiology.170.3.2916038>
- Moher, D., Liberati, A., Tetzlaff, J., Altman, D. G., Altman, D., Antes, G., ... Tugwell, P. (2009). Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: The PRISMA statement. *PLoS Medicine*, 6(7). <http://doi.org/10.1371/journal.pmed.1000097>
- Moola, S., Munn, Z., Sears, K., Sfetcu, R., Currie, M., Lisy, K., ... Mu, P. (2015). Conducting systematic reviews of association (etiology): The Joanna Briggs Institute's approach. *International Journal of Evidence-Based Healthcare*, 13(3), 163-169. <http://doi.org/10.1097/XEB.0000000000000064>
- Mouton, C., Theisen, D., Meyer, T., Agostinis, H., Nührenbörger, C., Pape, D., & Seil, R. (2015). Combined anterior and rotational knee laxity measurements improve the diagnosis of anterior cruciate ligament injuries. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 23(10), 2859-2867. <http://doi.org/10.1007/s00167-015-3757-7>
- Munn, Z., Stern, C., Aromataris, E., Lockwood, C., & Jordan, Z. (2018). What kind of systematic review should I conduct? A proposed typology and guidance for systematic reviewers in the medical and

- health sciences. *BMC Medical Research Methodology*, 18(1), 5. <http://doi.org/10.1186/s12874-017-0468-4>
- Myer, G. D., Ford, K. R., Barber Foss, K. D., Liu, C., Nick, T. G., & Hewett, T. E. (2009). The Relationship of Hamstrings and Quadriceps Strength to Anterior Cruciate Ligament Injury in Female Athletes. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 19(1), 3-8. <http://doi.org/10.1097/JSM.0b013e318190bddd>
- Myklebust, G. (2014, novembre 27). Aspetar Sports Medicine Journal - ACL prevention in female handball. *Aspetar, Sport Medecine Journal*.
- Myklebust, G., Engebretsen, L., Braekken, I. H., Skjøberg, A., Olsen, O.-E., & Bahr, R. (2003). Prevention of anterior cruciate ligament injuries in female team handball players: a prospective intervention study over three seasons. *Clinical Journal of Sport Medicine: Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 13(2), 71-78.
- Myklebust, G., Engebretsen, L., Braekken, I. H., Skjøberg, A., Olsen, O.-E., & Bahr, R. (2007). Prevention of noncontact anterior cruciate ligament injuries in elite and adolescent female team handball athletes. *Instructional Course Lectures*, 56, 407-418.
- Myklebust, G., Maehlum, S., Engebretsen, L., Strand, T., & Solheim, E. (1997). Registration of cruciate ligament injuries in Norwegian top level team handball. A prospective study covering two seasons. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 7(5), 289-292. <http://doi.org/10.1111/j.1600-0838.1997.tb00155.x>
- Myklebust, G., Maehlum, S., Holm, I., & Bahr, R. (1998). A prospective cohort study of anterior cruciate ligament injuries in elite Norwegian team handball. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 8(3), 149-153.
- Myklebust, G., Skjøberg, A., & Bahr, R. (2013). ACL injury incidence in female handball 10 years after the Norwegian ACL prevention study: important lessons learned. *British Journal of Sports Medicine*, 47(8), 476-479. <http://doi.org/10.1136/bjsports-2012-091862>
- Myklebust, G., & Steffen, K. (2009). Prevention of ACL injuries: how, when and who? *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 17(8), 857-858. <http://doi.org/10.1007/s00167-009-0826-9>
- National Institute for Health Research. (s. d.). PROSPERO, International prospective register of systematic reviews. Consulté 20 juillet 2019, à l'adresse <https://www.crd.york.ac.uk/PROSPERO/#aboutpage>
- Noyes, F. R., & Barber-Westin, S. D. (2014). Neuromuscular retraining intervention programs: do they

- reduce noncontact anterior cruciate ligament injury rates in adolescent female athletes? *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery: Official Publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, 30(2), 245-255. <http://doi.org/10.1016/j.arthro.2013.10.009>
- Olivier, N., Legrand, R., Rogez, J., Berthoin, S., & Weissland, T. (2008). Arrêt de l'entraînement et déconditionnement à l'effort aérobie. *Science & Sports*, 23(3-4), 136-144. <http://doi.org/10.1016/j.scispo.2008.02.006>
- Olivier, N., Legrand, R., Rogez, J., Louchart, J.-C., Berthoin, S., & Weissland, T. (2006). Effets d'une rééducation suite à une ligamentoplastie de genou sur les paramètres cardiaques chez le footballeur. *Science & Sports*, 21(5), 294-296. <http://doi.org/10.1016/j.scispo.2006.08.005>
- Olivier, N., Rogez, J., Berthoin, S., & Weissland, T. (2005). Effet du déconditionnement suite à une chirurgie du genou sur l'aptitude aérobie. *Science & Sports*, 20(5-6), 308-310. <http://doi.org/10.1016/j.scispo.2005.07.003>
- Olsen, O.-E., Myklebust, G., Engebretsen, L., Holme, I., & Bahr, R. (2005). Exercises to prevent lower limb injuries in youth sports: cluster randomised controlled trial. *BMJ (Clinical Research Ed.)*, 330(7489), 449. <http://doi.org/10.1136/bmj.38330.632801.8F>
- Olsen, O.-E. O. E., Myklebust, G., Engebretsen, L., & Bahr, R. (2004). Injury Mechanisms for Anterior Cruciate Ligament Injuries in Team Handball. *American Journal of Sports Medicine*, 32(4), 1002-1012. <http://doi.org/10.1177/0363546503261724>
- Olsen, O. E., Myklebust, G., Engebretsen, L., Holme, I., & Bahr, R. (2003). Relationship between floor type and risk of ACL injury in team handball. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 13(5), 299-304.
- Owusu-Akyaw, K. A., Kim, S. Y., Spritzer, C. E., Collins, A. T., Englander, Z. A., Utturkar, G. M., ... DeFrate, L. E. (2018). Determination of the Position of the Knee at the Time of an Anterior Cruciate Ligament Rupture for Male Versus Female Patients by an Analysis of Bone Bruises. *The American Journal of Sports Medicine*, 46(7), 1559-1565. <http://doi.org/10.1177/0363546518764681>
- Padua, D. A., Arnold, B. L., Perrin, D. H., Gansneder, B. M., Carcia, C. R., & Granata, K. P. (2006). Fatigue, vertical leg stiffness, and stiffness control strategies in males and females. *Journal of Athletic Training*, 41(3), 294-304.
- Pai, M., McCulloch, M., Gorman, J. D., Pai, N., Enanoria, W., Kennedy, G., ... Colford, J. M. (2004). Systematic reviews and meta-analyses: an illustrated, step-by-step guide. *The National medical*

- journal of India*, 17(2), 86-95.
- Pairot de Fontenay, B., Argaud, S., & Monteil, K. (2009). Rupture du LCA : cas de l'athlète féminine. *Journal de Traumatologie du Sport*, 26(3), 155-162. <http://doi.org/10.1016/j.jts.2009.06.004>
- Pappas, E., Hagins, M., Sheikhzadeh, A., Nordin, M., & Rose, D. (2007). Biomechanical Differences Between Unilateral and Bilateral Landings From a Jump: Gender Differences. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 17(4), 263-268. <http://doi.org/10.1097/JSM.0b013e31811f415b>
- Pappas, E., Hagins, M., Sheikhzadeh, A., Nordin, M., & Rose, D. (2009). Pappas, E., Hagins, M., Sheikhzadeh, A., Nordin, M., & Rose, D. (2009). Peak biomechanical variables during bilateral drop landings: comparisons between sex (female/male) and fatigue (pre-fatigue/post-fatigue). *North American Journal of Sports Physical Th. North American journal of sports physical therapy : NAJSPT*, 4(2), 83-91.
- Pappas, E., Sheikhzadeh, A., Hagins, M., & Nordin, M. (2007). The effect of gender and fatigue on the biomechanics of bilateral landings from a jump: peak values. *Journal of Sports Science & Medicine*, 6(1), 77-84.
- Pappas, E., Shiyko, M. P., Ford, K. R., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2015). Biomechanical Deficit Profiles Associated with ACL Injury Risk in Female Athletes. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. <http://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000750>
- Pappas, E., Shiyko, M. P., Ford, K. R., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2016). Biomechanical Deficit Profiles Associated with ACL Injury Risk in Female Athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 48(1), 107-113. <http://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000750>
- Petersen, W., Braun, C., Bock, W., Schmidt, K., Weimann, A., Drescher, W., ... Zantop, T. (2005). A controlled prospective case control study of a prevention training program in female team handball players: the German experience. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 125(9), 614-621. <http://doi.org/10.1007/s00402-005-0793-7>
- Peterson, J. R., & Krabak, B. J. (2014). Anterior cruciate ligament injury: mechanisms of injury and strategies for injury prevention. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 25(4), 813-828. <http://doi.org/10.1016/j.pmr.2014.06.010>
- Pol, R., Hristovski, R., Medina, D., & Balague, N. (2018). From microscopic to macroscopic sports injuries. Applying the complex dynamic systems approach to sports medicine: a narrative review. *British journal of sports medicine*, bjsports-2016-097395. <http://doi.org/10.1136/bjsports-2016-097395>
- Prieske, O., Demps, M., Lesinski, M., & Granacher, U. (2017). Combined Effects of Fatigue and Surface

- Instability on Jump Biomechanics in Elite Athletes. *International Journal of Sports Medicine*, 38(10), 781-790. <http://doi.org/10.1055/s-0043-111894>
- Prodromos, C. C., Han, Y., Rogowski, J., Joyce, B., & Shi, K. (2007). A meta-analysis of the incidence of anterior cruciate ligament tears as a function of gender, sport, and a knee injury-reduction regimen. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery: Official Publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, 23(12), 1320-1325.e6. <http://doi.org/10.1016/j.arthro.2007.07.003>
- Quammen, D., Cortes, N., Van Lunen, B. L., Lucci, S., Ringleb, S. I., & Onate, J. (2012). Two different fatigue protocols and lower extremity motion patterns during a stop-jump task. *Journal of Athletic Training*, 47(1), 32-41.
- Renstrom, P., Ljungqvist, A., Arendt, E., Beynon, B., Fukubayashi, T., Garrett, W., ... Engebretsen, L. (2008). Non-contact ACL injuries in female athletes: an International Olympic Committee current concepts statement. *British journal of sports medicine*, 42(6), 394-412. <http://doi.org/10.1136/bjism.2008.048934>
- Robert, H., Nouveau, S., Gageot, S., & Gagnière, B. (2009). Nouveau système de mesure des laxités sagittales du genou, le GNRB®. Application aux ruptures complètes et incomplètes du ligament croisé antérieur. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique*, 95(3), 207-213. <http://doi.org/10.1016/j.rcot.2008.12.007>
- Rochcongar, P. (2004). Évaluation isocinétique des extenseurs et fléchisseurs du genou en médecine du sport : revue de la littérature. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 47(6), 274-281. <http://doi.org/10.1016/j.annrmp.2004.05.013>
- Rodineau, J., Rolland, E., Abadie, P., Besch, S., & Collectif. (2007). *Séquelles des traumatismes articulaires chez les sportifs : 25e journée de traumatologie du sport de la Pitié-Salpêtrière*. Issy-les-Moulineaux: Elsevier Masson.
- Ruddy, J. D., Cormack, S. J., Whiteley, R., Williams, M. D., Timmins, R. G., & Opar, D. A. (2019). Modeling the Risk of Team Sport Injuries: A Narrative Review of Different Statistical Approaches. *Frontiers in physiology*, 10, 829. <http://doi.org/10.3389/fphys.2019.00829>
- Sackett, D. L., & Rosenberg, W. M. (1995). On the need for evidence-based medicine. *Journal of public health medicine*, 17(3), 330-4.
- Saltzman, B. M., Cvetanovich, G. L., Nwachukwu, B. U., Mall, N. A., Bush-Joseph, C. A., & Bach, B. R. (2015). Economic Analyses in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *American Journal of Sports Medicine*, 44(5), 1329-1335. <http://doi.org/10.1177/0363546515581470>

- Sangnier, S., & Tourny, C. (2007). Comparison of the decrease in strength between hamstrings and quadriceps during isokinetic fatigue testing in semiprofessional soccer players. *International Journal of Sports Medicine*, 28(11), 952-957. <http://doi.org/10.1055/s-2007-964981>
- Sangnier, S., & Tourny, C. (2008). Study of the fatigue curve in quadriceps and hamstrings of soccer players during isokinetic endurance testing. *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association*, 22(5), 1458-1467. <http://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318181ab41>
- Santamaria, L. J., & Webster, K. E. (2010). The effect of fatigue on lower-limb biomechanics during single-limb landings: a systematic review. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 40(8), 464-473. <http://doi.org/10.2519/jospt.2010.3295>
- Santé, H. A. de. (2008, février 15). 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. HAS.
- Scuderi, G. R., & McCann, P. (2004). *Sports Medicine: A Comprehensive Approach* (2nd editio). Philadelphia: Mosby.
- Senioris, A., Rousseau, T., L'Hermette, M., Gouzy, S., Duparc, F., Dujardin, F., & al., et. (2017). Validity of rotational laxity coupled with anterior translation of the knee: A cadaveric study comparing radiostereometry and the Rotab®. *The Knee*, 6(0), 215-219. <http://doi.org/10.1016/j.knee.2017.01.009>
- Shamseer, L., Moher, D., Clarke, M., Gherzi, D., Liberati, A., Petticrew, M., ... Stewart, L. A. (2015). PRISMA-P (Preferred Reporting Items for Systematic review and Meta-Analysis Protocols) 2015 checklist: recommended items to address in a systematic review protocol. *Bmj*, 349(jan02 1), g7647-g7647. <http://doi.org/10.1136/bmj.g7647>
- Shin, C. S., Chaudhari, A. M., & Andriacchi, T. P. (2009). The effect of isolated valgus moments on ACL strain during single-leg landing: A simulation study. *Journal of Biomechanics*, 42(3), 280-285. <http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.10.031>
- Siegel, L., Vandenakker-Albanese, C., & Siegel, D. (2012). Anterior cruciate ligament injuries: anatomy, physiology, biomechanics, and management. *Clinical Journal of Sport Medicine: Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 22(4), 349-355. <http://doi.org/10.1097/JSM.0b013e3182580cd0>
- Slim, K., Nini, E., Forestier, D., Kwiatkowski, F., Panis, Y., & Chipponi, J. (2003). Methodological index for non-randomized studies (minors): development and validation of a new instrument. *ANZ Journal of Surgery*, 73(9), 712-716.

- Smith, M. P., Sizer, P. S., & James, C. R. (2009). Effects of fatigue on frontal plane knee motion, muscle activity, and ground reaction forces in men and women during landing. *Journal of Sports Science & Medicine*, 8(3), 419-427.
- Söderman, K., Werner, S., Pietilä, T., Engström, B., & Alfredson, H. (2000). Balance board training: prevention of traumatic injuries of the lower extremities in female soccer players? A prospective randomized intervention study. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 8(6), 356-363.
- Soligard, T., Steffen, K., Palmer, D., Alonso, J. M., Bahr, R., Lopes, A. D., ... Engebretsen, L. (2017). Sports injury and illness incidence in the Rio de Janeiro 2016 Olympic Summer Games: A prospective study of 11274 athletes from 207 countries. *British Journal of Sports Medicine*, 51(17), 1265-1271. <http://doi.org/10.1136/bjsports-2017-097956>
- Swenson, D. M., Collins, c. L., Best, t. M., Flanigan, d. C., Fields, s. K., Comstock, r. D., Comstock, r. D. (2013). Epidemiology of knee injuries among U.S. high school athletes, 2005/2006-2010/2011. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 45(3), 462-469. <http://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318277acca>
- Taylor, K. A., Terry, M. E., Utturkar, G. M., Spritzer, C. E., Queen, R. M., Irribarra, L. A., ... DeFrate, L. E. (2011). Measurement of in vivo anterior cruciate ligament strain during dynamic jump landing. *Journal of biomechanics*, 44(3), 365-71. <http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.10.028>
- Tegner, Y., & Lysholm, J. (1985). Rating Systems in the Evaluation of Knee Ligament Injuries. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, NA;(198), 42-49. <http://doi.org/10.1097/00003086-198509000-00007>
- Thomas, A. C., McLean, S. G., & Palmieri-Smith, R. M. (2010). Quadriceps and hamstrings fatigue alters hip and knee mechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 26(2), 159-170.
- Thomeé, R., Kaplan, Y., Kvist, J., Myklebust, G., Risberg, M. A., Theisen, D., ... Witvrouw, E. (2011). Muscle strength and hop performance criteria prior to return to sports after ACL reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 19(11), 1798-1805. <http://doi.org/10.1007/s00167-011-1669-8>
- Van Mechelen, W., Hlobil, H., & Kemper, H. C. (1992). Incidence, severity, aetiology and prevention of sports injuries. A review of concepts. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 14(2), 82-99.
- Van Melick, N., van Cingel, R. E. H., Brooijmans, F., Neeter, C., van Tienen, T., Hullegie, W., & Nijhuis-van der Sanden, M. W. G. (2016). Evidence-based clinical practice update: practice guidelines for anterior cruciate ligament rehabilitation based on a systematic review and

- multidisciplinary consensus. *British journal of sports medicine*, 50(24), 1506-1515. <http://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095898>
- VICON Motion System. (2017). Nexus 2.6, Documentation, Full body modeling with Plug-in Gait. Consulté 13 avril 2018, à l'adresse <https://docs.vicon.com/plugins/servlet/mobile?contentId=42696858#content/view/42696858>
- Waldén, M., Atroshi, I., Magnusson, H., Wagner, P., & Hägglund, M. (2012). Prevention of acute knee injuries in adolescent female football players: cluster randomised controlled trial. *The BMJ*, 344. <http://doi.org/10.1136/bmj.e3042>
- Watanabe, S., Aizawa, J., Shimoda, M., Enomoto, M., Nakamura, T., Okawa, A., & Yagishita, K. (2016a). Effect of short-term fatigue, induced by high-intensity exercise, on the profile of the ground reaction force during single-leg anterior drop-jumps. *Journal of Physical Therapy Science*, 28(12), 3371-3375. <http://doi.org/10.1589/jpts.28.3371>
- Watanabe, S., Aizawa, J., Shimoda, M., Enomoto, M., Nakamura, T., Okawa, A., & Yagishita, K. (2016b). Effect of short-term fatigue, induced by high-intensity exercise, on the profile of the ground reaction force during single-leg anterior drop-jumps. *Journal of Physical Therapy Science*, 28(12), 3371-3375. <http://doi.org/10.1589/jpts.28.3371>
- Whyte, E. F., Kennelly, P., Milton, O., Richter, C., O'Connor, S., & Moran, K. A. (2018). The effects of limb dominance and a short term, high intensity exercise protocol on both landings of the vertical drop jump: implications for the vertical drop jump as a screening tool. *Sports Biomechanics*, 17(4), 541-553. <http://doi.org/10.1080/14763141.2017.1371215>
- Whyte, E. F., Richter, C., O'connor, S., & Moran, K. A. (2018). The effect of high intensity exercise and anticipation on trunk and lower limb biomechanics during a crossover cutting manoeuvre. *Journal of Sports Sciences*, 36(8), 889-900. <http://doi.org/10.1080/02640414.2017.1346270>
- Wikstrom, E. A., Powers, M. E., & Tillman, M. D. (2004). Dynamic Stabilization Time After Isokinetic and Functional Fatigue. *Journal of Athletic Training*, 39(3), 247-253.
- Wilk, K. E. (2015). Anterior Cruciate Ligament Injury Prevention and Rehabilitation: Let's Get It Right. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 45(10), 729-730. <http://doi.org/10.2519/jospt.2015.0109>
- Withrow, T. J., Huston, L. J., Wojtys, E. M., & Ashton-Miller, J. A. (2006). The effect of an impulsive knee valgus moment on in vitro relative ACL strain during a simulated jump landing. *Clinical Biomechanics*, 21(9), 977-983. <http://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.05.001>
- Woo, S. L.-Y. Y., Abramowitch, S. D., Kilger, R., & Liang, R. (2006). Biomechanics of knee ligaments:

- injury, healing, and repair. *Journal of Biomechanics*, 39(1), 1-20.
<http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.10.025>
- World Medical Association. (2008). *Declaration of Helsinki : Ethical Principles for Medical Research Involving Human Subjects*. Seoul, Korea. <http://doi.org/10.3917/jib.151.0124>
- Wright, R. W., Magnussen, R. A., Dunn, W. R., & Spindler, K. P. (2011). Ipsilateral graft and contralateral ACL rupture at five years or more following ACL reconstruction: a systematic review. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 93(12), 1159-1165.
<http://doi.org/10.2106/JBJS.J.00898>
- Zadpoor, A. A., & Nikooyan, A. A. (2012a). The effects of lower-extremity muscle fatigue on the vertical ground reaction force: A meta-analysis. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 226(8), 579-588.
<http://doi.org/10.1177/0954411912447021>
- Zadpoor, A. A., & Nikooyan, A. A. (2012b). The effects of lower extremity muscle fatigue on the vertical ground reaction force: a meta-analysis. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine*, 226(8), 579-588.
<http://doi.org/10.1177/0954411912447021>
- Zazulak, B. T., Hewett, T. E., Reeves, N. P., Goldberg, B., & Cholewicki, J. (2007a). Deficits in Neuromuscular Control of the Trunk Predict Knee Injury Risk. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(7), 1123-1130. <http://doi.org/10.1177/0363546507301585>
- Zazulak, B. T., Hewett, T. E., Reeves, N. P., Goldberg, B., & Cholewicki, J. (2007b). The Effects of Core Proprioception on Knee Injury. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(3), 368-373.
<http://doi.org/10.1177/0363546506297909>
- Zebis, M. K., Bencke, J., Andersen, L. L., Alkjær, T., Suetta, C., Mortensen, P., ... Aagaard, P. (2011). Acute fatigue impairs neuromuscular activity of anterior cruciate ligament-agonist muscles in female team handball players. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 21(6), 833-840. <http://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2010.01052.x>
- Zhang, L., Hacke, J. D., Garrett, W. E., Liu, H., & Yu, B. (2019). Bone Bruises Associated with Anterior Cruciate Ligament Injury as Indicators of Injury Mechanism: A Systematic Review. *Sports Medicine*, 49(3), 453-462. <http://doi.org/10.1007/s40279-019-01060-6>
- Ziv, G., & Lidor, R. (2010). Vertical jump in female and male basketball players—A review of observational and experimental studies. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13(3), 332-339.
<http://doi.org/10.1016/j.jsams.2009.02.009>

- Ziv, G., & Lidor, R. (2010). Vertical jump in female and male volleyball players: a review of observational and experimental studies. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 20(4), 556-567. <http://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2009.01083.x>
- Zuckerman, S. L., Wegner, A. M., Roos, K. G., Djoko, A., Dompier, T. P., & Kerr, Z. Y. (2018). Injuries sustained in National Collegiate Athletic Association men's and women's basketball, 2009/2010–2014/2015. *British Journal of Sports Medicine*, 52(4), 261-268. <http://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096005>

Annexes

Annexes	207
Annexe I : Gillot, T., L’Hermette, M., Garnier, T., & Tourny, C. (2019). Effect of Fatigue on Functional Stability of the Knee: Particularities of Female Handball Players. International Journal of Sports Medicine, 40(7). http://doi.org/10.1055/a-0866-9482	208
Annexe II : Score de Lysholm	217
Annexe III : Score de Tegner.....	218
Annexe IV : Notice d’information	219
Annexe V : Variables de sortie enregistrées par le VICON ® (VICON Motion System, 2017)	225
Annexe VI : Modèle Plug in Gait Lower Body modifié (VICON Motion System, 2017).....	227
Annexe VII : Avis favorable du CPP en date du 20/12/2018	228
Annexe VIII : Amendement au CPP en date du 17/04/2019	230

Annexe I : Gillot, T., L'Hermette, M., Garnier, T., & Tourny, C. (2019). Effect of Fatigue on Functional Stability of the Knee: Particularities of Female Handball Players. International Journal of Sports Medicine, 40(7). <http://doi.org/10.1055/a-0866-9482>

Orthopedics & Biomechanics

IJSM/6594/22.3.2019/MPS

Thieme

Effect of Fatigue on Functional Stability of the Knee: Particularities of Female Handball Players

Authors

Timothée Gillot^{1,2}, Maxime L'Hermette¹, Typhanie Garnier¹, Claire Tourny-Chollet¹

Affiliations

- 1 Université de Rouen UFR STAPS, CETAPS, EA 3832, Mont-Saint-Aignan, France
- 2 Rouen University Hospital, School of Physiotherapy, Rouen, France

Key words

anterior cruciate ligament, joint instability, laxity, fatigue, isokinetic ratio

accepted 23.02.2019

Bibliography

DOI <https://doi.org/10.1055/a-0866-9482>

Int J Sports Med 2019; 40: 1–9

© Georg Thieme Verlag KG Stuttgart · New York

ISSN 0172-4622

Correspondence

Mr. Timothée Gillot, PT, PhD
 Université de Rouen, CETAPS, EA 3832, UFR STAPS,
 4 Boulevard Siegfried,
 76821 Mont-Saint-Aignan,
 France
 Tel.: +33/667/844 043, Fax: +33/667/844 043
 timothee.gillot@gmail.com

ABSTRACT

The risk of anterior cruciate ligament injury in female handball players is high. Fatigue of active stabilizers and increases in joint laxity are often mentioned in the literature as causal factors. However, no studies have been carried out on this population. Our objective is to determine the effect of muscle fatigue on active and passive knee stability in female handball players. This prospective study assessed tibiofemoral joint laxity, as well as hamstring and quadriceps strength, before (T_{initial}), during and 3 min after (T_{final}) an isokinetic fatigue protocol (25 repetitions of knee flexion / extension at $180^{\circ} \cdot s^{-1}$). Laxity values (slope of the displacement-load curve and anterior tibial translation) were measured using a GNRB-Rotab[®] arthrometer; torque values were measured at specific joint angles and peak muscle torque using an isokinetic dynamometer. Nineteen women (20.9 ± 2.4 years, 62.0 ± 4.9 kg, 166 ± 5 cm) were included. Normalized peak torque decreased significantly between the first three and last three repetitions of the fatigue protocol ($p < 0.0001$, $ES = 3.2$ and 3.2). Slope of the displacement-load curve and anterior tibial translation, functional and conventional ratios did not change significantly between T_{initial} and T_{final} . Active and passive markers of knee stability were not altered by a fatigue protocol in female handball players, suggesting these players have a large capacity for recovery. These results suggest that muscle strengthening to prevent ACL injury in female handball players may be inappropriate.

Level of evidence: Level 2b, Prospective Cohort.

Introduction

In handball, the risk of ACL injury is high, with 2.29 injuries / 1000 match-hours in Norway [42, 43, 55]. Depending on the level of practice, the risk for women is 1.6–4.6 times greater than for men [30, 47, 49]. In order to determine appropriate preventative strategies, interactions between risk factors and injury mechanisms should be analyzed using a sport-specific approach [3]. The etiology of ACL lesions is multifactorial, including neuromuscular, biomechanical, anatomical and hormonal factors [25, 40, 55, 57]. Two-thirds of ACL injuries that occur in handball result from non-contact situations such as during accelerations, pivots and changes of direction, overflows and jumps [7, 30, 40, 44, 45, 49]. Furthermore, in soccer it has been well identified that this injury happens mostly in the final stages of the match [16, 58]. As muscles contribute to joint stability, neuromuscular fatigue is often suggested as a risk

factor of non-contact ACL injuries [1]. Neuromuscular fatigue appears to affect the performance of muscles and ligaments in women [5]. Fatigue of proximal or distal muscles modifies joint kinematics during reception, affecting the dynamic valgus of the knee [29, 49], and should lead to changes in reactive strength of leg muscles [60]. Muscle strength, and particularly muscle balance (quadriceps and hamstrings for the sagittal plane), are key factors that determine joint stability [9, 11, 12]. Their deficit has been described as part of the mechanisms related to ACL injuries and fatigue [13, 32, 50, 51]. A study of 34 semi-professional male soccer players who carried out a concentric isokinetic endurance test showed that fatigue had a major but different effect on both quadriceps and hamstring strength (reduction of 54 and 65 % respectively after 50 repetitions). This unequal reduction in strength reduces agonist/antagonist ratios, altering knee stability [53]. Another study

■ Proof copy for correction only. All forms of publication, duplication or distribution prohibited under copyright law. ■

evaluated sex differences in reflex hamstring responses and knee joint laxity before and after a fatigue protocol (25 women and 25 men with no history of injury). Compared with the men, latency of the hamstring reflex was longer in women under fatigue, with a significant reduction in activity of the biceps femoris and the semi-tendinous muscles in the 20–40 ms interval. Loaded anterior tibial translation was found to be significantly greater in women [5].

The aims of this study were 1) to determine the effects of muscle fatigue on active and passive knee stability in female handball players and 2) to evaluate the relationship between measures of muscle strength and ligament laxity / joint stability. (► Table 1)

Materials and Methods

This prospective study was carried out in a functional rehabilitation unit over a 3-month period during a competitive season, as part of the medical-athletic follow-up of the players.

Subjects and study design

Nineteen women (20.9 ± 2.39 years, 62.00 ± 4.86 kg, 166.32 ± 5.32 cm) with no progressive neurological or systemic diseases that could influence the active or passive structures of the knee participated in this study. All were second league handball players.

The inclusion criteria were: aged over 18 years old, right leg dominant athlete, with at least 5 years' experience in competitive handball, and 7 h/week practice on average. Leg dominance is subjectively defined by asking the subject which leg they would prefer to use to kick a ball as far as possible, as described in previous publications [21, 22, 26, 36]. The exclusion criteria were: previous ACL rupture, recent traumatic injury to the right lower limb (including wounds) that required abstinence from competition during the 6 months preceding inclusion [33]. Players with significant onset of pain (> 20 mm on the VAS) at the end of the warm-up or instability found on Lachman's test or an isokinetic dynamometer test

were excluded. Pain VAS has been assessed with a continuous scale that is comprised of a horizontal line, 10 centimeters (100 mm) in length, anchored by two verbal descriptors, one for each extreme symptom: "no pain" (score of zero) and "pain as bad as it could be" or "worst imaginable pain" (score of 100 [100 mm scale]), 20 mm level corresponding to the minimal clinically important difference (MCID) mostly described in the literature [28].

Experimental procedure

The procedure involved fatiguing the quadriceps and hamstring muscles of the right leg. Isokinetic and posterior-anterior tibial translation measurements were taken before ($T_{initial}$) and after 3 min of rest at the end of the fatigue protocol (T_{final}). The order of the measurements was reversed between $T_{initial}$ and T_{final} in order to limit set-up time. (► Fig. 1). All subjects began with a standardized 10 min warm-up on a static bicycle at 120 W, at a comfortable speed that corresponded to 62 rpm on average [2, 23].

Evaluation of posterior-anterior tibial translation

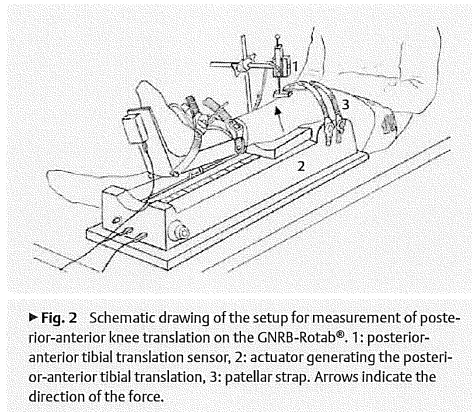
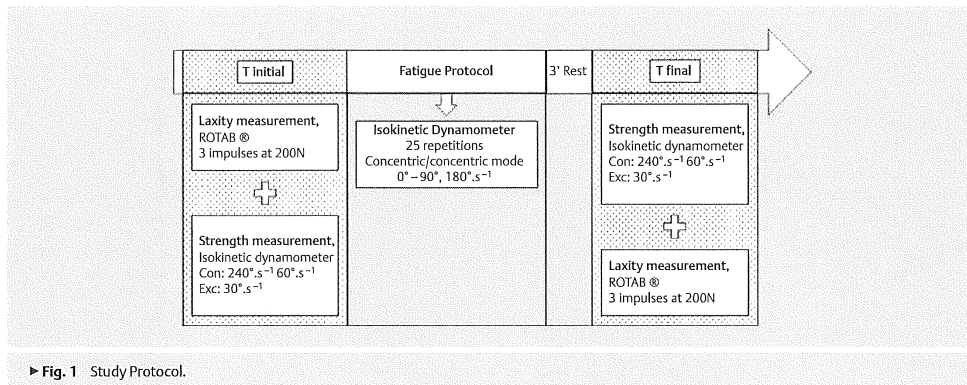
The intrinsic stability of the knee joint was measured on the right knee using a GNRB-Rotab® (► Fig. 2). Sagittal tibial displacement and rotation were measured with the knee in 20° of flexion [14]. A strap ensured symmetrical pressure on the patella during the test, controlled by a pressure sensor. The posterior-anterior displacement sensor was placed on the anterior tibial tuberosity. The foot was strapped in an articulated boot on which the tibial rotation sensor was fixed. A cylinder exerted a thrust of adjustable intensity on the upper part of the calf so as to translate the tibia anteriorly on the femur.

The GNRB-Rotab® has been shown to accurately diagnose laxity at the knee joint and has excellent inter and intra-observer reliability [6, 8, 35, 52, 56]. Three 200 N thrusts were exerted on the tibia. 200 N force load level of thrust has been shown to have greater sensitivity and specificity than higher force levels [34, 39].

► Table 1 Isokinetic values.

Peak force (PF) and normalized peak torque (NPT) values at $T_{initial}$ and T_{final}								
n = 19	Qcon60	Hcon60	Qcon240	Hcon240	Qecc30	Hecc30		
PF, $T_{initial}$	638 ± 117	317 ± 60	394 ± 65	231 ± 45	822 ± 179	417 ± 80		
PF, T_{final}	624 ± 78	320 ± 62	379 ± 60	325 ± 44	877 ± 187	438 ± 77		
NPT, $T_{initial}$	2.72 ± 0.48	1.36 ± 0.29	1.67 ± 0.24	0.99 ± 0.22	3.51 ± 0.77	1.78 ± 0.36		
NPT, T_{final}	2.67 ± 0.33	1.36 ± 0.25	1.61 ± 0.22	1.00 ± 0.18	3.76 ± 0.84	1.87 ± 0.36		
Mean peak force (PF) and mean normalized peak torque (NPT) values during the first three and last three repetitions of fatigue protocol								
n = 19	Q, First	H, First	Q, last	H, Last				
PF	371 ± 57	224 ± 38	269 ± 45	174 ± 44				
NPT	1.58 ± 0.05	0.96 ± 0.04	1.15 ± 0.04	0.74 ± 0.03				
Calculated ratios at specific joint angle at $T_{initial}$ and T_{final}								
n = 19	$T_{initial}$				T_{final}			
Knee flexion angle	45°	30°	15°	PT	45°	30°	15°	PT
Conv 60/60	0.67 ± 0.17	0.98 ± 0.29	1.65 ± 0.61	0.51 ± 0.10	0.86 ± 0.58	0.92 ± 0.24	1.48 ± 0.75	0.51 ± 0.09
Conv 240/240	0.61 ± 0.14	0.79 ± 0.16	1.16 ± 0.24	0.60 ± 0.11	0.63 ± 0.18	0.96 ± 0.31	1.71 ± 0.66	0.63 ± 0.12
Func 30/240	1.15 ± 0.30	1.57 ± 0.47	2.43 ± 0.78	1.07 ± 0.21	1.36 ± 0.40	1.75 ± 0.51	3.28 ± 1.45	1.18 ± 0.25
Values are mean ± SD; PF values in Newton, NPT values in Nm.kg ⁻¹ ; Q: quadriceps; H: hamstrings; 60, 240, 30 refers to velocity; con: concentric; ecc: eccentric; SD: standard deviation of the mean; Conv: H/Q conventional ratio; Func: H/Q functional ratio.								

■ Proof copy for correction only. All forms of publication, duplication or distribution prohibited under copyright law. ■



Isokinetic evaluation

Right knee flexor and extensor muscle strength were evaluated using a Kincom® isokinetic dynamometer (Kin-Com® 500H; Chattecx Corp., Chattanooga, TN, USA) with correction of the gravity-induced moment [2, 23], the subjects were seated with the hip flexed at 90°. The lever arm was placed two centimeters above the medial malleolus and its length recorded separately. Quadriceps and hamstring strength values were recorded during consecutive flexion-extension movements over a range of 90° of knee flexion to full extension in concentric mode and vice versa in eccentric mode, as indicated by the arrows in the ► Fig. 3. All subjects performed a warm-up of 10 submaximal concentric contractions at a velocity of 90°.s⁻¹ for familiarization. Three tests were then performed by selecting “concentric” or “eccentric” mode in the controller of the isokinetic dynamometer: two concentric tests at 240°.s⁻¹ and 60°.s⁻¹ and an eccentric test at 30°.s⁻¹. In concentric mode, quadriceps strength was recorded during the extension and hamstring strength during flexion, and vice versa in eccentric mode.

■ Proof copy for correction only. All forms of publication, duplication or distribution prohibited under copyright law. ■

Three trials were carried out for each speed and strong verbal stimulation was given throughout: participants were asked to “push” or “pull” during concentric testing, and “resist” during eccentric testing. Three submaximal eccentric repetitions were performed at 90°.s⁻¹ prior to the eccentric test at 30°.s⁻¹ to familiarize the subjects with this highly demanding measurement mode. All subjects rested for 1 min between each series of tests [2].

Fatigue protocol

The fatigue protocol consisted of 25 maximal repetitions of concentric flexion / extension at 180°.s⁻¹, performed on an isokinetic dynamometer according to a procedure that has been validated in soccer players [4, 53, 54].

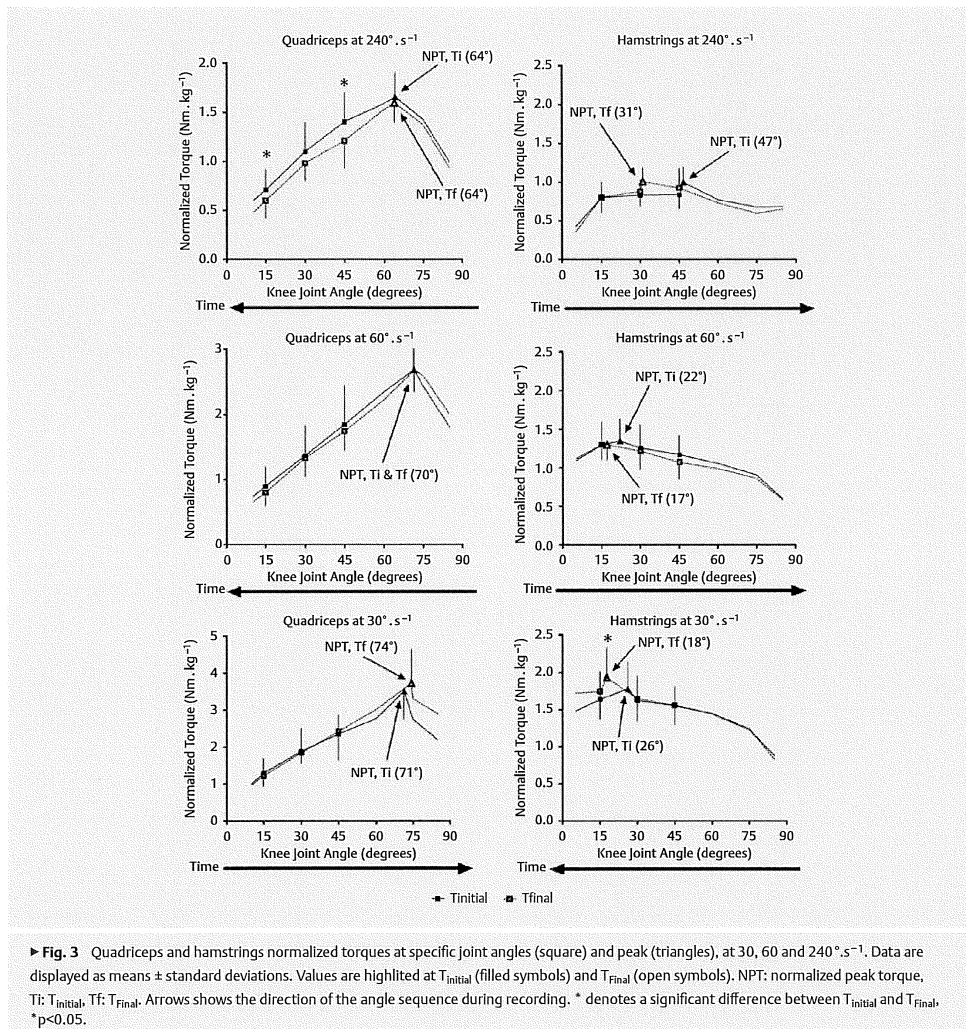
All subjects rested for 3 min at the end of the protocol, before T_{final} testing.

Data analysis

Dependent quantitative variables (peak muscle force, anterior tibial translation, slope of the displacement-load curve obtained on the GNRB-Rotab®), length of the isokinetic dynamometer lever arm and body mass were recorded.

Peak extensor and flexor force (N) were recorded for each test as well as during the first three and last three repetitions of the fatigue protocol. Hamstring (H) and quadriceps (Q) force values at specific joint angles were logged for further analysis at 15°, 30° and 45° of knee flexion for each test.

Quadriceps and hamstring peak forces, as well as forces at specific joint angles, were multiplied by the length (m) of the isokinetic dynamometer lever arm and normalized by the body mass (kg) of the athlete to obtain the normalized torques ($normalized\ torque = \frac{force * lever\ arm}{body\ mass}$) at each velocity (240, 60 and 30°.s⁻¹). H/Q conventional muscle ratios (concentric H/concentric Q) at 240 and 60°.s⁻¹ and H/Q functional ratios (eccentric H 30°.s⁻¹/concentric Q 240°.s⁻¹) were then calculated for each value of knee flexion (15, 30 and 45°) and at peak torques [9, 10]. Specific joint angle H/Q ratios measurement has been used in recent studies and allows a more functional overview of ratios at the injury ranges of motions (0–30°), where-



as peak concentric and eccentric quadriceps torque production is likely to occur in the mid-late range of the movement (40–80° of flexion) [17, 59].

GNRB-Rotab[®] values were recorded by the device software. The slope of the displacement-load curves (anterior tibial translation mm / force load in newtons), which reflects ligament elasticity, provided an overview of laxity [35]. Slope of the displacement-load curve (mm.N⁻¹) and tibial translation (mm) data were recorded for the right leg at T_{Initial} and T_{Final}. Values for the second thrust were analyzed for each subject to avoid bias associated with any apprehension during the GNRB-Rotab[®] measurements [34, 39].

Ethical approval

The study was conducted according to the declaration of Helsinki and the ethical standards of the International Journal of Sports Medicine, and was approved by the University ethics committee [27]. Participation in the protocol lasted for around 2 h per subject. All subjects freely signed the informed consent prior to inclusion.

Statistical analysis

SPSS 20.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) was used for statistical analysis. Data were checked for normal distribution using the Shapiro-Wilk test and homogeneity using Levene's test. Quantitative,

■ Proof copy for correction only. All forms of publication, duplication or distribution prohibited under copyright law. ■

dependent variables measured at T_{initial} and T_{final} and during the fatigue protocol were homogenous and normally distributed, thus parametric tests were used. Differences between the values at T_{initial} and T_{final} were analyzed using a Student's *t*-test. Correlations between isokinetic dynamometer and laximetry variables were calculated with a Pearson's correlation coefficient, by using the difference of the final and initial values of each parameter as representative of the change due to the fatigue protocol ($\Delta X = X_{\text{final}} - X_{\text{initial}}$, where *X* is any of the variables studied). The following scale was used to evaluate the level of correlation (in absolute values, the sign indicates the direction of the correlation): $r > 0.81$ = very good correlation, $0.61 < r < 0.8$ = good correlation, $0.41 < r < 0.6$ = medium correlation, $r < 0.41$ = poor correlation [31]. In each case the level of significance was established at $\alpha = 0.05$. Effect sizes (ES) were calculated using the statistical software package G*Power (Version 3.1.9.2) [19]. The ES characterizes the degree of effectiveness of an intervention. Effect sizes between 0.10 and 0.25 were considered small, between 0.25 and 0.40 medium and above 0.40 as large [18].

Results

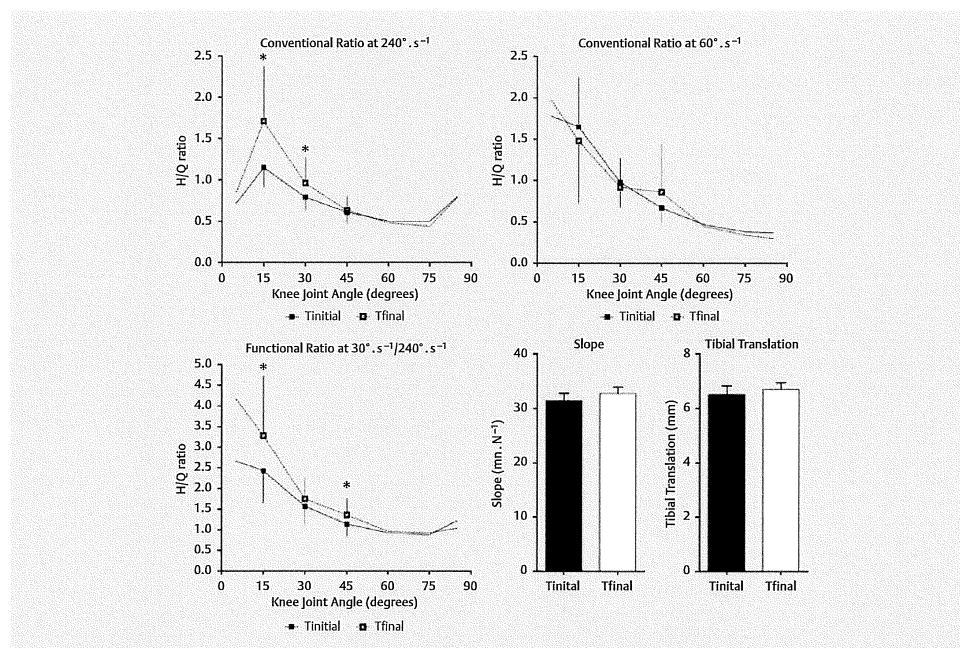
Normalized peak concentric quadriceps torque did not change between T_{initial} and T_{final} at $60^\circ \cdot s^{-1}$ ($p = 0.521$, $ES = 0.15$) or $240^\circ \cdot s^{-1}$

($p = 0.278$, $ES = 0.257$). Normalized peak eccentric quadriceps torque did not change between T_{initial} and T_{final} ($p = 0.121$, $ES = -0.374$). Normalized peak concentric hamstring torque did not change between T_{initial} and T_{final} at $60^\circ \cdot s^{-1}$ ($p = 0.952$, $ES = -0.140$) or $240^\circ \cdot s^{-1}$ ($p = 0.751$, $ES = -0.074$). Normalized peak eccentric hamstring torque (at $30^\circ \cdot s^{-1}$) increased significantly from T_{initial} to T_{final} ($p = 0.05$, $ES = -4.810$) (► Fig. 3).

Normalized concentric quadriceps $240^\circ \cdot s^{-1}$ torque decreased significantly from T_{initial} to T_{final} at 45° ($p = 0.021$, $ES = 0.582$) and 15° of knee flexion ($p = 0.05$, $ES = 0.481$) (► Fig. 3).

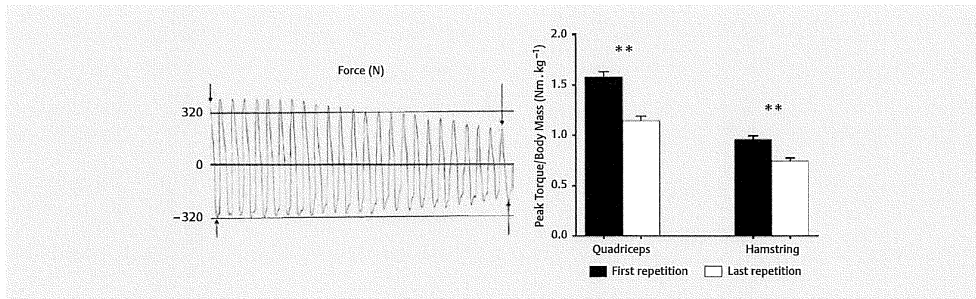
There were no changes in peak functional ratios ($p = 0.087$, $ES = 0.416$) or peak conventional ratios at $60^\circ \cdot s^{-1}$ ($p = 0.915$, $ES = -0.025$) and $240^\circ \cdot s^{-1}$ ($p = 0.205$, $ES = -0.302$). Angle-specific H/Q functional ratio increased significantly at 45° ($p = 0.049$, $ES = 0.484$) and 15° ($p = 0.010$, $ES = 0.664$) of knee flexion. Angle-specific H/Q conventional $240^\circ \cdot s^{-1}$ ratio increased significantly at 30° ($p = 0.008$, $ES = 0.690$) and 15° of knee flexion ($p = 0.001$, $ES = 0.948$ and ► Fig. 4). Slope of the displacement-load curve obtained on the GNRB-Rotab® did not change between T_{initial} and T_{final} ($p = 0.246$, $ES = -0.25$), neither did tibial translation ($p = 0.473$, $ES = -0.168$).

Normalized concentric peak torques during the first three and last three repetitions of the fatigue protocol decreased significant-



► Fig. 4 Effect of fatigue on laxity parameters and calculated isokinetic ratios at specific joint angles. Data are displayed as means \pm standard deviations. H/Q ratio are calculated with normalized torque values; 60, 240, 30 refer to velocity. * denotes a significant difference between T_{initial} and T_{final} . * $p \leq 0.05$.

■ Proof copy for correction only. All forms of publication, duplication or distribution prohibited under copyright law. ■



► **Fig. 5** Strength curve from one representative subject during the fatigue protocol. Arrows indicate the measurement time for each value. Data are displayed in Newton (N); Right: Histogram data are displayed as means \pm standard deviation of the mean. * denotes a significant difference between T_{initial} and T_{final} . * $p < 0.05$, ** $p < 0.001$.

ly in both the quadriceps ($p < 0.0001$, $ES = 2.496$) and the hamstrings ($p < 0.0001$, $ES = 1.000$) (► **Fig. 5**).

The variations of slope of the displacement-load curve and tibial translation values between T_{initial} and T_{final} were significantly correlated ($r = 0.932$, $p < 0.0001$), however there was no correlation between isokinetic and GNRB-Rotab® values.

Discussion

The aim of this study was to determine the effects of muscle fatigue on knee stability. During the fatigue protocol test a significant reduction in normalized peak torque has been recorded. The large effect sizes showed that the 25 concentric repetitions at $180^\circ \cdot s^{-1}$ effectively fatigued the quadriceps and hamstrings muscles ($p < 0.0001$, $ES = 2.496$ and 1.000 , respectively). However, comparison of the results of the tests carried out before and 3 min after the fatigue protocol showed recovery of peak concentric and eccentric quadriceps torque and peak concentric hamstrings torque, but not peak eccentric hamstrings torque. Intrinsic knee stability did not decrease after the fatigue protocol.

Analysis of descriptive parameters

The results of this study seemed to show that pre-fatigue (T_{initial}) and post-fatigue (T_{final}) average H/Q conventional ratios at 60 and $240^\circ \cdot s^{-1}$ were greater than the optimal ratios described by Croisier and Crielaard for agonist / antagonist muscle balance [10]. However, they were in the same order of magnitude as the measurements made by Lund-Hanssen et al. [37]. This latter study evaluated 114 elite Scandinavian handball players who played at a higher level than the present sample. The results of our study are close to the ratio measured in their population, with 0.51 ± 0.10 at $60^\circ \cdot s^{-1}$ and 0.60 ± 0.11 at $240^\circ \cdot s^{-1}$, respectively, in the present study versus 0.56 and 0.72 in the study by Lund-Hanssen et al. [37]. However, the values expressed at these speeds by these authors appear to be quite high and may be related to the measurement method, which is not sufficiently described. The high H/Q ratio could be explained by relative weakness of the quadriceps; however, this is unlikely in elite players, and more likely indicates a high

level of torque generated by the hamstrings, above that of the general population. Epidemiological data from a sample similar to that of Lund-Hanssen et al. shows that the risk of ACL injury remains high [41, 42]. A longitudinal study is necessary in order to determine the risk of injury related to a low or high ratio at $240^\circ \cdot s^{-1}$.

Studies that have used the GNRB-Rotab® to evaluate knee stability have used heterogeneous levels of thrust, and thus it is difficult to compare data. However, the values recorded for postero-anterior tibial translation were comparable to those of another prospective study of 118 subjects that used a 200 N thrust ($0.70 \text{ mm} \pm 0.50$ versus 0.65 ± 0.15 in this study) [34].

Effect of the fatigue protocol on knee stability

Differences in the values of peak muscle torque, anterior tibial translation, slope of the displacement-load curve obtained on the GNRB® between T_{initial} and T_{final} were not significant. Both the peak H/Q conventional and peak H/Q functional ratios remained stable between T_{initial} and T_{final} . This could hypothetically reflect a homogeneous decrease in peak torques produced by the quadriceps and hamstrings. Thus, although the ratio is the same, the stability of the knee joint may be reduced. However, we observed a stability of the normalized peak torque for both hamstring and quadriceps during the fatigue protocol. There was only a significant increase in peak hamstring torque at $30^\circ \cdot s^{-1}$ (eccentric) between T_{initial} and T_{final} ($p = 0.05$, $ES = -4.81$) that must be considered when interpreting the stability of the functional ratio. According to recent studies by De Ste Croix et al. and El-Ashker et al., a joint-angle-specific approach allows at this point a more functional and comprehensive overview [17, 59].

We observed a significant increase after fatigue of angle-specific H/Q functional ratio at 45 and 15° of knee flexion, explained by a decrease in the strength of the quadriceps at those angles while the strength of the hamstrings remains stable. In the same case, the significant increase of angle-specific H/Q conventional $240^\circ \cdot s^{-1}$ ratio at 30 and 15° of knee flexion is mainly due to the significant decrease in the strength of the quadriceps at 15° and the stability of hamstrings strength at 30° of knee flexion (► **Fig. 3, 4**). Therefore, active knee stability at the injury ranges of motions appears

■ Proof copy for correction only. All forms of publication, duplication or distribution prohibited under copyright law. ■

to increase after an isokinetic fatigue protocol. This suggests an adaptability of the muscular dynamic control throughout the knee range of motion to provide active stability in a fatigued state. However, in the fatigued state, previously published data suggests that muscle activation occurred later, thus resulting in delay in this protective muscle action: Behrens et al. found in an EMG study that fatigue had a significant effect on the contraction latency of the biceps femoris and semitendinosus muscles, with a significant decrease in activity in the 20–40 ms interval in a sample of 25 women [5].

A recent study by El-Ashker et al. found a significant reduction in the angle-specific H/Q functional ratio as the knee moves towards full knee extension, suggesting that dynamic control were less effective in extended knee position [17]. In contrast, we found increased H/Q ratios as the knee moves towards knee extension (► Fig. 4). The difference may be attributed to the measurement position (seated versus supine position in the El-Ashker et al. study) or to the categories of people who took part in the study (recreational adults versus competitive handball players). As far as the authors know, few studies examined angle-specific H/Q ratios among women. This should be considered for further analysis as it provides meaningful data.

In both cases, the agonist / antagonist balance of a handball player's knee in a fatigued state appears to differ from that of a soccer player's. A similar study in soccer players showed that the H/Q conventional ratio decreases in the fatigued state, with a large effect of fatigue on concentric work by the quadriceps and the hamstrings and thus a decrease in knee stability [53].

Passive stability evaluated on the GNRB-Rotab® also remained stable between $T_{initial}$ and T_{final} . This contrasts with the results of Behrens et al. who found a significant increase in tibial translation in women after a maximum fatigue protocol [5]. An increase in tibial translation increases the risk of injury due to the alteration in axial loading and the decrease in tibial rotation and translation [5]. The difference in results may be attributed to the fact that Behrens et al. used a loaded evaluation that is closer to real-world conditions but cannot be carried out using the GNRB-Rotab®. Future studies should use loaded measurements to increase the validity of the results for sports.

The correlation between slope of the displacement-load curve and anterior tibial translation measured on the GNRB-Rotab® was excellent. This is not surprising since both laxity parameters are related to the intrinsic quality of the ligament.

The lack of correlation between the GNRB-Rotab® and the isokinetic data suggests these measures are complementary. Both are relevant and could be used for the clinical assessment of athletes. They allow an accurate assessment of the intrinsic (ligament) and extrinsic (muscle) stability of the knee. Similarly, Behrens et al. found a lack of correlation between muscle strength and ligament laxity using the loaded measurement [5].

Effectiveness of the fatigue protocol on the trained handball player

The fatigue protocol effectively fatigued the quadriceps and hamstring muscles as shown by the decrease in normalized peak torque between the first three and last three repetitions. However, concentric tests at T_{final} suggest that the rest period of 3 min between

the end of the fatigue protocol and the beginning of the T_{final} test was sufficient to allow recovery. Handball is an intermittent sport, alternating intense phases of play and recovery phases. Manchado et al. identified a highly developed basic endurance capacity of female handball players [38]. Continuous measurements of heart-rate during match play shows a high maximum oxygen uptake in competitive athletes correlated with the level and the amount of training of women's [24]. In this study a high capacity for rapid, intrinsic recovery should be hypothesized to explain the results at T_{final} regarding the high level of the players and the number of years of practice (9.5 ± 3.4 years).

Limits

The increase in the eccentric performance of the hamstrings at $30^\circ \cdot s^{-1}$ between $T_{initial}$ and T_{final} may explain the stability of the functional ratio. However, it may result from habituation to the eccentric test. This test is particularly demanding and unusual. The three concentric 'warm-up' repetitions carried out at $90^\circ \cdot s^{-1}$ may not have conditioned the subjects to the eccentric test, resulting in a low normalized peak torque at $T_{initial}$.

The lack of difference in performance between $T_{initial}$ and T_{final} suggests that the 25 concentric repetitions were insufficient to create lasting fatigue and may not represent the demands of a 45 min match. However, this protocol was used since it had been validated in soccer players [53]. It is possible that fatigue has different effects in different sporting populations, thus different protocols should be used.

Implications

The results of the present study suggest female handball players may not be vulnerable to muscle fatigue when performing an isokinetic fatigue protocol. Thus, endurance training may not be appropriate to prevent ACL injury in female handball players. Currently, handball-specific ACL injury prevention programs do not all focus on endurance training [41, 46, 48]. A meta-analysis of existing prevention programs showed these programs do reduce the risk of ACL injury but did not find a statistically significant association between training components and outcome among ACL injury studies [15]. Prevention programs must be simple, adapted and produce rapid solutions in order for coaches and athletes to comply [20]. Removing the endurance component could lighten programs and increase compliance. However, the role of muscle endurance in ACL injury should be evaluated using measures that reproduce on-field conditions to confirm the present results.

Conclusion

The results of this study suggest female handball players have a large capacity for recovery following an isokinetic neuromuscular fatigue protocol. The lack of change in both active and passive stability markers calls for further studies to be carried out in conditions of play, to better define the impact of neuromuscular fatigue on the risk of ACL injury.

■ Proof copy for correction only. All forms of publication, duplication or distribution prohibited under copyright law. ■

FINDINGS

Active markers of knee stability respond differently to neuromuscular fatigue in female handball players, than for other sporting populations. Unloaded passive stability of the knee is not modified by neuromuscular fatigue.

IMPLICATIONS

Muscle endurance training may not be an important component for the prevention of ACL injuries in female handball players.

CAUTION

Fatigue has different effects in different sporting populations, calling for further studies to be carried out in conditions of play.

Conflict of Interest

The authors declare no conflict of interest.

References

- [1] Alentorn-Geli E, Myer GD, Silvers HJ, Samitier G, Romero D, Lázaro-Haro C, Cugat R. Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors. *Knee surgery, Sport Traumatol Arthrosc Off J ESSKA* 2009; 17: 705–729
- [2] Asim Bradic JB. Isokinetic Leg Strength Profile of Elite Male Basketball Players. *J Strength & Cond Res* 2009; 23: 1332–1337
- [3] Bahr R, Krosshaug T. Understanding injury mechanisms: A key component of preventing injuries in sport. *Br J Sports Med* 2005; 39: 324–329
- [4] Barber-Westin SD, Noyes FR. Effect of fatigue protocols on lower limb neuromuscular function and implications for anterior cruciate ligament injury prevention training. *Am J Sports Med* 2017; 036354651769384
- [5] Behrens M, Mau-Moeller A, Wassermann F, Bruhn S. Effect of fatigue on hamstring reflex responses and posterior-anterior tibial translation in men and women. *PLoS One* 2013; 8: e56988
- [6] Beldame J, Mouchel S, Bertiaux S, Adam J-M, Mouilhade F, Roussignol X, Dujardin F. Anterior knee laxity measurement: Comparison of passive stress radiographs Telos® and "Lerat", and GNRB® arthrometer. *Orthop Traumatol Surg Res OTSR* 2012; 98: 744–750
- [7] Boden BP, Sheehan FT, Torg JS, Hewett TE. Non-contact ACL Injuries: Mechanisms and risk factors. *J Am Acad Orthop Surg* 2010; 18: 520–527
- [8] Collette M, Courville J, Forton M, Gagnière B. Objective evaluation of anterior knee laxity; comparison of the KT-1000 and GNRB® arthrometers. *Knee surgery, Sport Traumatol Arthrosc Off J ESSKA* 2012; 20: 2233–2238
- [9] Croisier J-L, Codine P. Exercice musculaire excentrique. *Issy-les-Moulineaux: Elsevier Masson*; 2009
- [10] Croisier JL, Crielaard JM. Exploration isocinétique: Analyse des paramètres chiffrés. *Ann Réadaptation Médecine Phys* 1999; 42: 538–545
- [11] Croisier JLL, Crielaard JMM. Méthodes d'exploration de la force musculaire: Une analyse critique. *Ann Réadaptation Médecine Phys* 1999; 42: 311–322
- [12] Croisier JLL, Crielaard JMM. Exploration isocinétique: Analyse des paramètres chiffrés. *Ann Réadaptation Médecine Phys* 1999; 42: 538–545
- [13] Dai B, Mao D, Garrett WE, Yu B. Anterior cruciate ligament injuries in soccer: Loading mechanisms, risk factors, and prevention programs. *J Sport Heal Sci* 2014; 3: 299–306
- [14] Décarry S, Ouellet P, Vendittoli P-A, Desmeules F. Reliability of physical examination tests for the diagnosis of knee disorders: Evidence from a systematic review. *Man Ther* 2016; 26: 172–182
- [15] Donnell-Fink LA, Klara K, Collins JE, Yang HY, Goczalk MG, Katz JN, Losina E. Effectiveness of knee injury and anterior cruciate ligament tear prevention programs: A meta-analysis. *PLoS One* 2015; 10: e0144063
- [16] Ekstrand J, Hägglund M, Waldén M. Injury incidence and injury patterns in professional football: The UEFA injury study. *Br J Sports Med* 2011; 45: 553–558
- [17] El-Ashker S, Carson BP, Ayala F, De Ste Croix M. Sex-related differences in joint-angle-specific functional hamstring-to-quadriceps strength ratios. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc* 2017; 25: 949–957
- [18] Faul F, Erdfelder E, Buchner A, Lang A-G. Statistical power analyses using G*Power 3.1: Tests for correlation and regression analyses. *Behav Res Methods* 2009; 41: 1149–1160
- [19] Faul F, Erdfelder E, Lang A-G, Buchner A. G*Power: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behav Res Methods* 2007; 39: 175–191
- [20] Finch C. A new framework for research leading to sports injury prevention. *J Sci Med Sport* 2006; 9: 3–9. discussion 10
- [21] Ford KR, MYER GD, Hewett TE. Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. *Med Sci Sports Exerc* 2003; 35: 1745–1750
- [22] Ford KR, Schmitt LC, Hewett TE, Paterno MV. Identification of preferred landing leg in athletes previously injured and uninjured: A brief report. *Clin Biomech* 2016; 31: 113–116
- [23] González-Ravé JM, Juárez D, Rubio-Arias JA, Clemente-Suarez VJ, Martínez-Valencia MA, Abian-Vicen J. Isokinetic leg strength and power in elite handball players. *J Hum Kinet* 2014; 41: 227–233
- [24] Granados C, Izquierdo M, Ibanez J, Bonnabau H, Gorostiaga E. Differences in physical fitness and throwing velocity among elite and amateur women's handball players. *Int J Sport Med* 2007; 860–867
- [25] Hägglund M, Waldén M, Ekstrand J. Previous injury as a risk factor for injury in elite football: A prospective study over two consecutive seasons. *Br J Sports Med* 2006; 40: 767–772
- [26] Harrison EL, Duenkel N, Dunlop R, Russell G. Evaluation of single-leg standing following anterior cruciate ligament surgery and rehabilitation. *Phys Ther* 1994; 74: 245–252
- [27] Harriss D, Macsween A, Atkinson G. Standards for ethics in sport and exercise science research: 2018 Update. *Int J Sport Med Int J Sport Med* 2017; 38: 1126–1131
- [28] Hawker GA, Mian S, Kendzerska T, French M. Measures of adult pain: Visual Analog Scale for Pain (VAS Pain), Numeric Rating Scale for Pain (NRS Pain), McGill Pain Questionnaire (MPQ), Short-Form McGill Pain Questionnaire (SF-MPQ), Chronic Pain Grade Scale (CPGS), Short Form-36 Bodily Pain Scale (SF. *Arthritis Care Res (Hoboken)* 2011; 63: S240–S252
- [29] Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS, Colosimo AJ, McLean SG, Bogert van den AJ, Paterno MV, Succop P. 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* 2005; 33: 492–501

■ Proof copy for correction only. All forms of publication, duplication or distribution prohibited under copyright law. ■

- [30] Hewett TE, Shultz SJ, Griffin LY. American orthopaedic society for sports medicine. Understanding and preventing noncontact ACL injuries. *Human Kinetics* 2007
- [31] Hopkins WG, Marshall SW, Batterham AM, Hanin J. Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Med Sci Sports Exerc* 2009; 41: 3–12
- [32] Hughes G, Watkins J. A Risk-Factor Model for Anterior Cruciate Ligament Injury. *Sport Med* 2006; 36: 411–428
- [33] Institut national de la santé et de la recherche médicale (Inserm). *Activité Physique: Contextes Et Effets Sur La Santé. Synthèse Et Recommandations. Les éditions Inserm* 2008
- [34] Klouche S, Lefevre N, Cascua S, Herman S, Gerometta A, Bohu Y. Diagnostic value of the GNRB® in relation to pressure load for complete ACL tears: A prospective case-control study of 118 subjects. *Orthop Traumatol Surg Res OTSR* 2015; 101: 297–300
- [35] Lefevre N, Bohu Y, Naouri JF, Klouche S, Herman S. Validity of GNRB® arthrometer compared to TelosTM in the assessment of partial anterior cruciate ligament tears. *Knee surgery, Sport Traumatol Arthrosc Off J ESSKA* 2014; 22: 285–290
- [36] Lephart SM, Ferris CM, Riemann BL, Myers JB, Fu FH. Gender differences in strength and lower extremity kinematics during landing. *Clin Orthop Relat Res* 2002; 401: 162–169
- [37] Lund-Hanssen H, Gannon J, Engebretsen L, Holen K, Hammer S. Isokinetic muscle performance in healthy female handball players and players with a unilateral anterior cruciate ligament reconstruction. *Scand J Med Sci Sports* 1996; 6: 172–175
- [38] Manchado C, Tortosa-Martínez J, Vila H, Ferragut C, Platen P. Performance factors in women's team handball: Physical and physiological aspects—a review. *J strength Cond Res* 2013; 27: 1708–1719
- [39] Mouton C, Theisen D, Meyer T, Agostinis H, Nührenböcker C, Pape D, Seil R. Combined anterior and rotational knee laxity measurements improve the diagnosis of anterior cruciate ligament injuries. *Knee surgery, Sport Traumatol Arthrosc Off J ESSKA* 2015; 23: 2859–2867
- [40] Myklebust G. *Aspetar Sports Medicine Journal – ACL prevention in female handball. Aspetar, Sport Med J* 2014; 3: 206–210
- [41] Myklebust G, Engebretsen L, Braekken IH, Skjøberg A, Olsen O-E, Bahr R. Prevention of anterior cruciate ligament injuries in female team handball players: A prospective intervention study over three seasons. *Clin J Sport Med Off J Can Acad. Sport Med* 2003; 13: 71–78
- [42] 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* 1998; 8: 149–153
- [43] Myklebust G, Steffen K. Prevention of ACL injuries: How, when and who? *Knee surgery, Sport Traumatol Arthrosc Off J ESSKA* 2009; 17: 857–858
- [44] Noyes F, Barber-Westin S. Neuromuscular retraining in female adolescent athletes: Effect on athletic performance indices and noncontact anterior cruciate ligament injury rates. *Sports* 2015; 3: 56–76
- [45] Noyes FR, Barber-Westin SD. Neuromuscular retraining intervention programs: Do they reduce noncontact anterior cruciate ligament injury rates in adolescent female athletes? *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg Off Publ Arthrosc Assoc North Am Int Arthrosc Assoc* 2014; 30: 245–255
- [46] Olsen O-E, Myklebust G, Engebretsen L, Holme I, Bahr R. Exercises to prevent lower limb injuries in youth sports: Cluster randomised controlled trial. *BMJ* 2005; 330: 449
- [47] Olsen OE, Myklebust G, Engebretsen L, Holme I, Bahr R. Relationship between floor type and risk of ACL injury in team handball. *Scand J Med Sci Sports* 2003; 13: 299–304
- [48] Petersen W, Braun C, Bock W, Schmidt K, Weimann A, Drescher W, Eiling E, Stange R, Fuchs T, Hedderich J, Zantop T. A controlled prospective case control study of a prevention training program in female team handball players: The German experience. *Arch Orthop Trauma Surg* 2005; 125: 614–621
- [49] Peterson JR, Krabak BJ. Anterior cruciate ligament injury: Mechanisms of injury and strategies for injury prevention. *Phys Med Rehabil Clin N Am* 2014; 25: 813–828
- [50] Pinto MD, Blazeovich AJ, Andersen LL, Mil-Homens P, Pinto RS. Hamstring-to-quadriceps fatigue ratio offers new and different muscle function information than the conventional non-fatigued ratio. *Scand J Med Sci Sports* 2017
- [51] Proske U, Morgan D, Brockett C, Percival P. Identifying athletes at risk of hamstring strains and how to protect them. *Clin Exp Pharmacol Physiol* 2004; 31: 546–550
- [52] Robert H, Nouveau S, Gageot S, Gagnière B. Nouveau système de mesure des laxités sagittales du genou, le GNRB®. Application aux ruptures complètes et incomplètes du ligament croisé antérieur. *Rev Chir Orthopédique Traumatol* 2009; 95: 207–213
- [53] Sangnier S, Tourny-Chollet C. Comparison of the decrease in strength between hamstrings and quadriceps during isokinetic fatigue testing in semiprofessional soccer players. *Int J Sports Med* 2007; 28: 952–957
- [54] Sangnier S, Tourny-Chollet C. Study of the fatigue curve in quadriceps and hamstrings of soccer players during isokinetic endurance testing. *J Strength Cond Res* 2008; 22: 1458–1467
- [55] Scuderi GR, McCann P. *Sports Medicine : A Comprehensive Approach. 2nd edition Philadelphia: Mosby; 2004*
- Senioris A, Rousseau T, L'Hermette M, Gouzy S, Duparc F, Dujardin F et al. Validity of rotational laxity coupled with anterior translation of the knee: A cadaveric study comparing radiostereometry and the Rotab®. *Knee* 2017; 6: 215–219
- [56] Shultz SJ, Schmitz RJ, Benjamin A, Chaudhari AM, Collins M, Padua DA. *ACL Research Retreat VI: An Update on ACL Injury Risk and Prevention. J Athl Train* 2012; 47: 591–603
- [57] Small K, McNaughton L, Greig M, Lovell R. The effects of multidirectional soccer-specific fatigue on markers of hamstring injury risk. *J Sci Med Sport* 2010; 13: 120–125
- [58] De Ste Croix M, Einagar YO, Iga J, Ayala F, James D. The impact of joint angle and movement velocity on sex differences in the functional hamstring / quadriceps ratio. *Knee* 2017; 24: 745–750
- [59] Toumi H, Pournarat G, Best TM, Martin A, Fairclough J, Benjamin M. Fatigue and muscle-tendon stiffness after stretch-shortening cycle and isometric exercise. *Appl Physiol Nutr Metab* 2006; 31: 565–572

■ Proof copy for correction only. All forms of publication, duplication or distribution prohibited under copyright law. ■

Annexe II : Score de Lysholm

Instabilité		Douleur		Blocage		Gonflement	
Jamais de dérobage	25	Jamais	25	Jamais	15	Jamais	10
En exercice, rarement	20	En exercice, modérée	20	Accrochage sans blocage	10	Lors d'exercices intenses	6
En exercice, fréquemment	15	En exercice, importante	15	Blocage occasionnel	6	Lors d'une activité courante	2
Occasionnel, vie courante	10	Marche > 2 km, importante	10	Blocage fréquent	2	Constant	0
Souvent, vie courante	5	Marche < 2 km, importante	5	Blocage aigu à l'examen	5		
À chaque pas	0	Constante	0				
Escaliers		Accroupissement		Boiterie		Canne	
Pas de gêne	10	Pas de gêne	5	Aucune	5	Jamais	5
Léger handicap	6	Léger handicap	4	Modérée ou occasionnelle	3	En permanence	2
Une marche à la fois	2	Pas plus de 90°	2	Sévère et constante	0	Station debout impossible	0
Impossible	0	Impossible	0				
Lysholm Total :		0 à 64 points		65 à 83 points		84 à 100 points	
		Mauvais		Moyen		Bon / Excellent	

L'échelle de Lysholm est constituée de huit items, sur 100 points. Elle a été créée initialement pour évaluer les capacités fonctionnelles pour le suivi des ligamentoplasties du LCA. Son résultat est considéré comme très bon pour un score total compris entre 84 et 100 points (Briggs et al., 2009; Chaory & Poiraudau, 2004; Tegner & Lysholm, 1985).

Le score de Lysholm et celui de Tegner ont montré une excellente fiabilité test-retest (ICC = 0.9 et 0.8 respectivement), des effets planchers et plafond, une validité contre critère, une validité de construction et une sensibilité au changement (changement minimal détectable de 8.9 pour Lysholm et 1 pour le Tegner) acceptables (Chaory & Poiraudau, 2004).

Annexe III : Score de Tegner

- | | |
|----|---|
| 10 | Sport de compétition – niveau national ou international : football |
| 9 | Sport de compétition – niveau inférieur : football, hockey sur glace, gymnastique |
| 8 | Sport de compétition : squash, badminton, athlétisme (saut), ski alpin. |
| 7 | Sport de compétition : tennis, athlétisme (course à pied), moto-cross, speedway, handball, basket-ball. Sport de loisir : football, hockey sur glace, squash, athlétisme (saut), cross-country. |
- 6 Sport de loisir : tennis, badminton, handball, basket-ball, ski alpin, jogging à raison de 5 entraînements par semaine.
- 5 Sport de compétition : cyclisme. Sport de loisir : jogging à raison de deux entraînements par semaine sur sol irrégulier. Travail lourd : bâtiment...
- 4 Sport de loisir : cyclisme, jogging à raison de deux entraînements par semaine sur terrain plat.
Travail d'activité moyenne : chauffeur routier, travail domestique éprouvant.
- 3 Sport de compétition ou loisir : natation, travail léger, marche en forêt possible.
- 2 Travail léger, marche en forêt impossible.
- 1 Travail sédentaire, marche terrain plat possible.
- 0 Handicap professionnel.

Le Tegner activity-level scale est une échelle des activités physiques sportives et professionnelles : de 0 (Handicap professionnel dû au genou) à 10 (Sport de compétition type football or rugby au niveau national ou international) (Briggs et al., 2009; Tegner & Lysholm, 1985).

Le score de Lysholm et celui de Tegner ont montré une excellente fiabilité test-retest (ICC = 0.9 et 0.8 respectivement), des effets planchers et plafond, une validité contre critère, une validité de construction et une sensibilité au changement (changement minimal détectable de 8.9 pour Lysholm et 1 pour le Tegner) acceptables (Chaory & Poiraudau, 2004).

Annexe IV : Notice d'information

NOTE D'INFORMATION DESTINEE AUX PATIENTS

PARTICIPANT A LA RECHERCHE NON-INTERVENTIONNELLE



Titre de la recherche : Détermination des facteurs de risque de lésion du ligament croisé antérieur dans les sports pivots : Moment de survenue du pic de Vertical Ground Reaction Force lors d'un changement de direction, comparaison entre l'état de fatigue neuromusculaire (pré-fatigue/post-fatigue) et le sexe (homme/femme), Protocole Time To Peak (TTP).

ID RCB : 2018-A01464-51

Investigateur Principal de la recherche :

Timothée Gillot,

Masseur-Kinésithérapeute DE

IFMK du CHU de Rouen-Normandie

Laboratoire CETAPS, EA 3832, UFR STAPS, Normandie Université

CHU - Hôpitaux de Rouen

1 rue de Germont

76031 Rouen Cedex

Tél. : 02 32 88 06 71

Promoteur de la recherche :

CHU-Hôpitaux de Rouen

Délégation à la Recherche Clinique et à l'Innovation

1, rue de Germont, 76031 ROUEN Cedex

Tél. : 02 32 88 82 65, Fax : 02 32 88 82 87

Avis favorable du Comité de Protection des Personnes Ile De France 2 le : 17/12/2018

Madame, Monsieur,

Dans le cadre de votre suivi sportif, l'investigateur vous propose de participer à une étude non-interventionnelle : **Détermination des facteurs de risque de lésion du ligament croisé antérieur dans les sports pivots : Moment de survenue du pic de Vertical Ground Reaction Force lors d'un**

changement de direction, comparaison entre l'état de fatigue neuromusculaire (pré-fatigue/post-fatigue) et le sexe (homme/femme), Protocole Time To Peak (TTP).

Le but de cette note d'information est de vous expliquer le plus simplement possible tous les différents aspects de cette recherche, afin de vous permettre de décider de votre participation à celle-ci.

Votre participation est entièrement volontaire et vous avez le droit de refuser d'y participer.

Pourquoi réaliser cette recherche ?

Tous sports confondus, les blessures aux membres inférieurs représentent 68% des blessures chez les hommes et 65% chez les femmes, le genou étant l'articulation la plus concernée. L'atteinte du genou la plus préoccupante est la lésion du ligament croisé antérieur (LCA). Pour exemple, en France 35 000 ruptures du ligament croisé antérieur (LCA) ont été opérées en 2007, soit 1 pour 1900 habitants.

Dans la population sportive, la lésion du LCA semble préférentiellement concerner les femmes jeunes (15-25 ans), avec un risque entre 2,65 et 5,8 plus élevé. Le football présente le plus haut taux de blessure, avec 6,29 lésions/1000 expositions d'athlète (un athlète participant à un entraînement ou un match), suivi de près par les autres sports pivots (basketball, volleyball, handball).

Une lésion totale du LCA présente des conséquences immédiates et importantes pour l'athlète, à court, moyen et long terme : arrêt de jeu, diminution de la performance aérobie et musculaire, impact psychologique important, incertitudes concernant le niveau de reprise sportive, arthrose. Il est ainsi fondamental de déterminer les facteurs de risque de lésion du LCA pour permettre des actions de prévention ciblées.

Cette étude vise à déterminer l'effet de la fatigue musculaire et nerveuse accumulée au cours du jeu sur le geste sportif. Chez les femmes un protocole de fatigue neuromusculaire (enchaînement de sauts ou de gestes techniques) aurait pour conséquence une modification de coordination globale et de la qualité/quantité de l'appui au sol. Ceci ne serait pas mesuré chez les hommes, ce qui pourrait expliquer qu'ils soient moins exposés à la rupture du LCA. Moins l'atterrissage est anticipé, plus la différence est marquée.

La lésion du ligament croisé antérieur survient dans 2/3 des cas en dehors de tout contact notamment lors d'accélération, de pivots et de changements de direction. Ce sont ces actions que nous chercherons à simuler, de façon sécurisée, lors de ce projet de recherche.

La qualité gestuelle s'évalue à travers de nombreux paramètres, dont notamment la force de réaction du sol (notée vGRF). Il s'agit de la force exercée par le pied sur le sol, ou quantité d'appui, qui est un des facteurs de risque de blessure du LCA. Plusieurs études ont cherché à mesurer cette quantité de force de réaction du sol (vGRF) lors des tâches athlétiques en situation de fatigue. Les résultats sont prometteurs et engagent à réaliser de nouvelles mesures pour déterminer le moment où ce maximum de charge s'exerce lors d'un changement de direction. On mesure alors la durée entre le contact initial

du pied au sol et le pic de charge, défini par le « temps au pic ». Une diminution du temps au pic génèrerait un risque important de blessure du LCA car l'athlète ne serait alors pas prêt à réagir en cas d'action de jeu mal anticipée.

Les conséquences fonctionnelles, socio-économiques, émotionnelles d'une rupture du LCA interpellent. Dans une perspective de prévention, ce projet de recherche vise à déterminer, parmi les facteurs de risque de lésion du ligament croisé antérieur, l'impact de la fatigue sur le moment de survenue du pic de réaction du sol (vGRF). Notre hypothèse est que la réalisation d'un programme d'exercices reproduisant la fatigue neuromusculaire d'un match provoque chez les femmes une diminution du temps au pic de vGRF lors d'un changement de direction.

Les critères de sélection des participants et le nombre d'athlètes requis ont pour but de sélectionner un échantillon représentatif des athlètes les plus exposé(e)s à la lésion.

Ces résultats, s'ils s'avèrent probants, profiteront principalement aux athlètes en cours de formation et permettront de mieux orienter les programmes de prévention proposés dans les clubs. Ces résultats pourront justifier de réaliser une étude sur le long terme pour déterminer le lien entre le risque de blessure et les modifications du geste sportif relevées en situation de fatigue chez les athlètes.

Objectif de la recherche

L'objectif de la recherche est de déterminer le moment de survenue du pic de force de réaction verticale du sol (Vertical Ground Reaction Force, vGRF) lors d'un changement de direction, en fonction de l'état de fatigue neuromusculaire (pré-fatigue/post-fatigue) et du sexe (homme/femme).

Déroulement du suivi

Il s'agit d'une étude prospective, réalisée dans un seul centre et comparant deux groupes. Il est prévu d'inclure 33 athlètes par groupe, soit 33 femmes et 33 hommes. Le recrutement des sujets fera appel aux différentes équipes de sports pivots universitaires et locales de la région Rouennaise (football, handball, basketball, volleyball). L'étude se déroulera de janvier 2019 à septembre 2019.

La participation au protocole expérimental demande environ 2h par participant, réparties en 30 minutes lors de la première visite (pré-inclusion) et 1h30 lors de la journée de test. La date et l'horaire de ces tests vous seront proposés en tenant compte de vos impératifs. L'ensemble de l'étude se déroule dans le service de neurophysiologie du CHU de Rouen. Cette localisation est uniquement motivée par la facilité d'accès au matériel spécifique nécessaire aux enregistrements que nous souhaitons réaliser. Celui-ci et fixe est ne peut pas être apporté au sein de votre club de sport.

A votre arrivée dans le service, il vous sera demandé de remplir deux questionnaires nous permettant d'estimer l'état de forme de vos genoux, et de remettre des informations de poids, taille, activité sportive ... L'ensemble de ces informations sera rendu anonyme.

Vous devrez ensuite vous échauffer 10 minutes sur un vélo d'intérieur, à vitesse confortable.

Lors de la mesure, vous serez invité(e) à revêtir une tenue adaptée à la recherche: maillot de bain, short serré ou brassière pour les femmes, maillot de bain, short serré pour les hommes. L'enregistrement se déroulera pieds nus de façon à éviter tout biais lié au modèle de chaussure utilisé.

La manœuvre de test est similaire à un changement de direction tel quel vous le pratiquez en entraînement. A notre signal, vous devrez effectuer ce changement de direction après une courte prise d'élan, vous emmenant à 45° de votre direction de départ vers une porte située à 2 m du départ, le plus rapidement possible. La direction de cette porte (droite, gauche), vous sera indiquée de façon aléatoire au moment du départ sur un écran situé face à vous. Dix passages seront enregistrés.

Avant la mesure, vous serez équipé(e) de petits marqueurs réfléchissants, disposés sur des repères anatomiques précis et collés à l'aide d'un adhésif hypoallergénique. Ces 22 marqueurs nous permettront d'enregistrer de façon très précise votre mouvement, à l'aide de 9 caméras infra-rouges via un système VICON®. La réaction du sol au cours de votre appui (vGRF) sera enregistrée par des capteurs disposés dans le sol (plateforme de force AMTI). Ces mesures nous permettront ensuite d'analyser votre changement de direction sur ordinateur, par le biais d'une reconstruction en 3 dimensions réalisée dans un logiciel spécialisé.

Cette manœuvre test vous sera proposée avant, et après un programme d'exercices reproduisant la fatigue neuromusculaire d'un match. Comme pratiqué en entraînement, celui-ci consiste à réaliser 50 step-up (montée de marche) sur une marche de 30 cm, suivi par 15 sauts verticaux unipodaux, à vitesse et hauteur maximale, pour chaque jambe. A la fin de chaque série sera enregistrée la hauteur maximale de saut unipodal et vous devrez noter votre perception de l'effort à l'aide d'une grille (échelle de Borg 6-20). Si l'état de fatigue suffisant n'est pas atteint à l'issue de la première série, il vous sera demandé de répéter l'exercice.

A l'issue de ce programme d'exercice, vous réaliserez à nouveau dix passages réussis de la manœuvre test.

Vous serez ensuite invités à récupérer de l'effort consenti, et une collation vous sera proposée.

Bénéfices attendus et risques prévisibles

La participation à cette étude expérimentale est soumise au volontariat et ne fera pas l'objet d'aucune rémunération. Vous bénéficierez toutefois à l'issue de la recherche d'un retour détaillé sur votre performance lors du test et d'une éducation aux actions, gestes et exercices de prévention de la lésion du LCA. Les investigateurs feront bénéficier les équipes participantes, ainsi que leur encadrement, d'interventions éducatives pour la prévention des lésions du LCA. Une fiche synthèse de ces leviers de prévention vous sera distribuée. L'intérêt de cette éducation au risque lésionnel et des programmes de prévention de la lésion du LCA a notamment été démontré par Olsen et ses collaborateurs et diminue le risque de près de 50% chez les athlètes.

L'ensemble des mesures et tests réalisés sont effectués de façon courante dans l'entraînement, le suivi et l'évaluation des sportifs au cours de leur saison sportive. Ce protocole ne vous expose à aucun risque supplémentaire au regard de votre niveau sportif.

Vos droits

L'investigateur doit vous fournir toutes les explications nécessaires concernant cette recherche. Si vous souhaitez vous en retirer à quelque moment que ce soit, et quel que soit le motif, vous continuerez à bénéficier du suivi sportif et cela n'affectera en rien votre surveillance future.

Dans le cadre de la recherche auquel l'investigateur vous propose de participer, un traitement informatique de vos données personnelles va être mis en œuvre pour permettre d'analyser les résultats de la recherche au regard de l'objectif de cette dernière qui vous a été présenté. A cette fin, les données médicales vous concernant seront transmises au promoteur ou aux personnes ou sociétés agissant pour son compte, en France. Ces données seront identifiées par un code et/ou vos initiales. Ces données pourront également, dans des conditions assurant leur confidentialité et un niveau de sécurité suffisant, (Le cas échéant faire l'objet de transferts nationaux ou internationaux entre équipes de recherche dans des états pouvant ne pas avoir le même niveau d'exigence en termes de protection des données personnelles et ainsi être transmises aux autorités de santé françaises et internationales, à tout autre partenaire du promoteur en France, dans l'Union Européenne et en dehors de l'Union Européenne.

Le traitement informatique des données mis en œuvre au cours de cette recherche par le promoteur est conforme à la Méthodologie de Référence MR-003 de la Commission Nationale Informatique et Libertés (CNIL).

Conformément aux dispositions de la loi relative à l'informatique, aux fichiers et aux libertés, vous disposez à tout moment d'un droit d'accès et de rectification des données informatisées vous concernant (loi n° 2004-801 du 6 août 2004 modifiant la loi n° 78-17 du 6 janvier 1978 relative à l'informatique, aux fichiers et aux libertés). Vous disposez également d'un droit de rectification ou d'opposition à la transmission des données couvertes par le secret professionnel susceptibles d'être utilisées dans le cadre de cette recherche et d'être traitées.

Vous pouvez également accéder directement ou par l'intermédiaire de votre investigateur à l'ensemble de vos données médicales en application des dispositions de l'article L1111-7 du code de la santé publique. Ces droits s'exercent auprès de l'investigateur qui vous suit dans le cadre de la recherche et qui connaît votre identité.

Cette recherche a obtenu un avis favorable du CPP Ile De France II le 17/12/2018.

Votre participation à cette recherche est volontaire et vous n'êtes en aucun cas obligé d'y prendre part. Cela ne changera en rien vos relations avec l'investigateur qui vous prend en charge ni avec l'équipe médicale ou votre encadrement sportif.

Dans le cas où vous souhaiteriez retirer votre accord de participation, ce retrait n'a pas d'incidence sur les activités menées et sur l'utilisation des données obtenues sur la base de l'accord initial avant que celui-ci n'ait été retiré. Vous pourrez arrêter votre participation à tout moment..

Après avoir lu cette note d'information, vous pouvez recevoir toute information complémentaire à propos de cette étude auprès de l'investigateur qui vous a proposé d'y participer, ou auprès du coordonnateur de l'étude, adresse, n° de téléphone. Timothée Gillot, CHU - Hôpitaux de Rouen, 1 rue de Germont, 76031 Rouen Cedex, Tél. : 02 32 88 06 71.

Annexe V : Variables de sortie enregistrées par le VICON ® (VICON Motion System, 2017)

Sortie	Description
1. Cinématique	
Angles	
AbsAnkleAngle	Angle entre le vecteur AJC vers KJC et le vecteur AJC vers TOE
AnkleAngles	Relatif. Angles entre la jambe et le pied.
FootProgressAngles	Absolu. Angle entre le pied et le repère global (coordonnées).
HipAngles	Relatif. Angle entre le bassin et la cuisse.
KneeAngles	Relatif. Angle entre la cuisse et la jambe.
PelvisAngles	Absolu. Angle entre le bassin et le repère de coordonnées du laboratoire.
2. Cinétique	
Forces	
AnkleForce	Force entre la jambe et le pied.
GroundReactionForce	Force échangée entre le pied et le sol lors de la marche.
HipForce	Force entre le bassin et la cuisse.
KneeForce	Force entre la cuisse et la jambe.
NormalizedGRF	Force de réaction du sol exprimée en pourcentage du poids du corps.
WaistForce	Force entre le bassin et le thorax.
Moments	
AnkleMoment	Moment entre la jambe et le pied.
HipMoment	Moment entre le bassin et la cuisse.
KneeMoment	Moment entre la cuisse et la jambe.
WaistMoment	Moment entre le bassin et le thorax.

Puissances

AnklePower	Puissance entre la jambe et le pied.
HipPower	Puissance entre le bassin et la cuisse.
KneePower	Puissance entre la cuisse et la jambe.
WaistPower	Puissance entre le bassin et le thorax.

Annexe VI : Modèle Plug in Gait Lower Body modifié (VICON Motion System, 2017)

Marqueurs du modèle Plug-in-Gait Lower Body

LASI	Left ASIS (épine iliaque antéro-supérieure gauche)	Épine iliaque antéro-supérieure gauche.
RASI	Right ASIS (épine iliaque antéro-supérieure droite)	Épine iliaque antéro-supérieure droite.
LPSI	Left PSIS (épine iliaque Postéro-supérieure gauche)	Épine iliaque postéro-supérieure gauche.
RPSI	Right PSIS (épine iliaque Postéro-supérieure droite)	Épine iliaque postéro-supérieure droite.
SACR	Sacral wand marker (sacrum)	Sur la peau, au milieu des épines iliaques postéro-supérieures.
LKNE	Left Knee (genou gauche)	Epicondyle externe du genou gauche
RKNE	Right Knee (genou droit)	
LTHI	Left Thigh (cuisse gauche)	Tiers latéral bas de la cuisse, juste sous l'oscillation de la main
RTHI	Right Thigh (cuisse droit)	
LANK	Left Ankle (cheville gauche)	Malléole externe, le long d'une ligne passant par l'axe transmalléolaire
RANK	Right Ankle (cheville droit)	
LTIB	Left Tibial Wand Marker (tibia gauche)	Tiers inférieur de la jambe, détermine l'alignement avec l'axe de flexion de la cheville
RTIN	Right Tibial Wand Marker (tibia droit)	
LTOE	Left Toe (orteil gauche)	Tête du second métatarse, au niveau de la séparation médio-pied et avant-pied
RTOE	Right Toe (orteil droit)	
LHEE	Left Heel (talon gauche)	Calcaneum, même hauteur que la marque des orteils
RHEE	Right Heel (talon droit)	

Marqueurs tronc du modèle Plug-in-Gait Full Body

C7	7 ^{ème} vertèbre cervicale	Epine de C7
T10	10 ^{ème} vertèbre thoracique	Epine de T10
CLAV	Clavicule	Incisure jugulaire entre la clavicule et le sternum
STRB	Sternum	Processus xyphoïde du sternum
RBAK	Right Back (scapula droite)	Milieu de la scapula droite

Annexe VII : Avis favorable du CPP en date du 20/12/2018

Comité de Protection des Personnes
« Ile de France II »

38
DPI

Bureau :

Présidente : Stéphane DONNADIEU
Vice-Président : Marie-France MAMZER-BRUNEEL
Secrétaires : Laura CHEVREAU, Pierre COLONNA, Lionel GOUA de BAIX

Membres :

C. ARDIOT, C. BADOUAL, C. BALLOUARD, H. BEAUSSIER, J.-L. BRESSON, C. BROISSAND, M. DE FALLOIS, S.-M. FERRIÉ, L. GUEST, A.-S. JANNOT, M. LARGEAU, M. SEHAN, P. VAN ES

Secrétariat : Nora VESTRIS

PARIS, le 20/12/2018



M. Julien BLOT
Direction de la Recherche et de
l'innovation
CHU de Rouen
1 rue GERMONT
76031 ROUEN

Projet de recherche n°: 2018-06-08 RIPH 3°
N° ID RCB : 2018-A01464-51

Le Comité a été saisi en date du 28/05/2018 par M. Julien BLOT d'une demande d'avis pour un projet de recherche impliquant la personne humaine de catégorie 3° intitulé:

« Détermination des facteurs de risque de lésion du ligament croisé antérieur dans les sports pivots : Moment de survenue du pic de Vertical Ground Reaction Force lors d'un changement de direction, comparaison entre l'état de fatigue neuromusculaire (pré-fatigue/post-fatigue) et le sexe (homme/femme). »

Investigateur en France : M. T. GILLOT
Promoteur : CHU de ROUEN

Les informations relatives à ce projet ont été examinées lors des réunions du 02/07/2018 et du 17/12/2018 sur la base des éléments suivants :

Courrier de demande d'avis daté et signé
Formulaire de demande d'avis, daté et signé
Protocole de la recherche V1 du 18/05/2018
Résumé du protocole en français V1 du 18/05/2018
Lettre d'information personne participant à la recherche V1 du 18/05/2018
Liste des investigateurs V1 du 18/05/2018
Cahier d'observation, questionnaires
Origine et nature des données nominatives recueillies, le cas échéant ; la justification du recours à celles-ci ; le mode de circulation des données, les destinataires des données personnelles traitées ; la durée de conservation des données ; le cas échéant le transfert de données en dehors de l'UE
Déclaration de conformité à une méthodologie homologuée de référence par la commission nationale de l'informatique et des libertés.
Courrier de réponse à nos remarques
Autorisation des Chefs de Service
CV Nathalie CHASTAN

Projet de recherche n°: 2018-06-08 RIPH 3°
N° ID RCB : 2018-A01464-51

Objet : Lettre d'information personne participant à la recherche V1.1 du 08/07/2018

Le Comité a adopté, lors de sa séance du 17/12/2018, la délibération suivante :

AVIS FAVORABLE*

*Préciser dans la note d'information la tenue vestimentaire ; parler d'étude clinique ou de recherche plutôt que d'expérimentation.

Ont participé à la délibération du (identité et qualité des membres, catégorie) : liste page 2.

Dr Stéphane DONNADIEU,
Président du CPP Ile de France 2



Projet de recherche n°: 2018-06-08 RIPH 3°
N° ID RCB : 2018-A01464-51

Annexe VIII : Amendement au CPP en date du 17/04/2019

Comité de Protection des Personnes
« Ile de France II »

Président : Stéphane DONNADIEU
Vice-Présidente : Marie-France MAMZER-BRUNEEL
Secrétaires : Laura CHEVREAU, Pierre COLONNA, Lionel GOUA de BAIX

Membres :

C. ARDIOT, C. BADOUAL, C. BALLOUARD, H. BEAUSSIER, J.-L. BRESSON, C. BROISSAND, M. DE FALLOIS, A.GOUEL, L.GUEST, A-S. JANNOT, M.LARGEAU, J.NEVANT, M.SEHAN, P. VAN ES

Secrétariat : Nora VESTRIS

PARIS, le 17/04/2019



M. Ali BOUNACER
Direction de la Recherche et de l'innovation
CHU de Rouen
1 rue GERMONT
76031 ROUEN

Projet de recherche n°: **2018-06-08 MS1 RIPH 3°**
N° ID RCB : 2018-A01464-51

Le Comité a été saisi en date du **12/03/2019** par **M. Ali BOUNACER** d'une demande de modification substantielle n°1 pour un projet de recherche impliquant la personne humaine de catégorie 3° intitulé:

« Détermination des facteurs de risque de lésion du ligament croisé antérieur dans les sports pivots : Moment de survenue du pic de Vertical Ground Reaction Force lors d'un changement de direction, comparaison entre l'état de fatigue neuromusculaire (pré-fatigue/post-fatigue) et le sexe (homme/femme). »

Investigateur en France : M. T. GILLOT
Promoteur : CHU de ROUEN

Les informations relatives à ce projet ont été examinées en réunion du **15/04/2019** sur la base des éléments suivants :

- Courrier de demande du Promoteur
- Courrier de l'investigateur, Mr GILLOT Timothée
- Protocole, version 2 du 07/03/2019, les modifications sont surlignées en jaune
- Résumé, version 2 du 07/03/2019, les modifications sont surlignées en jaune
- Notice d'information, version 2 du 07/03/2019, les modifications sont surlignées en jaune

Projet de recherche n°: **2018-06-08 RIPH 3°**
N° ID RCB : 2018-A01464-51

Le Comité a adopté, lors de sa séance du **15/04/2019**, la délibération suivante :

AVIS FAVORABLE

Ont participé à la délibération du (identité et qualité des membres, catégorie) : liste page 2.

Dr Stéphane DONNADIEU,
Président du CPP Ile de France 2



CPP Ile de France 2
149, rue de Sèvres
75 743 Paris cedex 15
Carré Necker - Porte N2
Tél. : 01 42 19 26 88
Fax : 01 44 49 45 06

Projet de recherche n°: **2018-06-08 RIPH 3°**
N° ID RCB : 2018-A01464-51

Etude des risques de lésion du ligament croisé antérieur chez la joueuse de sports pivot

La lésion du ligament croisé antérieur est une atteinte sévère et fortement prévalente chez les joueuses de sports pivot (handball, basketball). Le développement des sports féminins incite à en comprendre les causes et les mécanismes.

Cette thèse a pour objectif d'étudier le risque de lésion du ligament croisé antérieur de la joueuse de sport pivot et son évolution lors de l'exposition à une charge de travail.

La première partie est bibliographique et expose le caractère dynamique du risque de blessure en sport. La complexité des interactions entre facteurs de risque et mécanisme lésionnel dans la lésion du LCA est présentée selon une approche épidémiologique puis biomécanique. Ces éléments mettent en valeur l'importance des facteurs de risque neuromusculaires dans la transition vers l'évènement incitatif d'une lésion du LCA. L'effet d'une charge de travail aigue sur ces facteurs est peu décrit chez les sportives pivot ce qui soulève plusieurs questions de recherche.

La deuxième partie est expérimentale, avec deux études prospectives et une revue systématique de la littérature utilisant des outils d'évaluation de la force musculaire, d'analyse systématique de la littérature et de mesures de biomécaniques (cinétique, cinématique et laximétrie).

Nos résultats montrent la spécificité de réponse à la fatigue isocinétique de la joueuse de handball. La cinétique de la réception de saut est la plus impactée par un protocole de fatigue neuromusculaire, les changements de direction semblant les moins modifiés. Nous identifions le caractère précoce, entre 46 et 48 ms après contact initial, de la mise en contrainte des structures activo-passives du genou lors de 766 changements de direction. Nos travaux montrent également que les joueuses abordent le changement de direction avec des amplitudes de genou compatibles avec le mécanisme lésionnel, une posture du tronc plus érigée et une vitesse angulaire de flexion de genou que nous estimons plus élevée que les hommes.

La troisième partie de ce travail propose une discussion et une mise en lien de ces résultats, ainsi que leurs perspectives pour la prévention des lésions du LCA chez les joueuses de handball et basketball.

Mots clés : ligament croisé antérieur, blessure hors contact, fatigue, biomécanique, isocinétisme, stabilité de genou.

Study of the anterior cruciate injury risk in women in multidirectional sports

ACL injuries are severe and highly prevalent in female handball and basketball players. The increasing participation of women in multidirectional sports conduces to a better understand the mechanism and causes of the injury.

The aim of this thesis is to investigate anterior cruciate ligament injury risk among female players in multidirectional sports and its workload-induced changes.

The first part is a narrative review about the dynamic process of sports injury. Epidemiologic and biomechanic approaches were used to explain the complexity of risk factors and injury mechanism interaction. These data showed the key role of neuromuscular risk factors in building the incitative event of anterior cruciate ligament injuries. The lack of knowledge about the impact of an acute workload on those risk factors in female multidirectional sports needs to be addressed.

The second part is an experimental report, including two prospective studies and a systematic review using muscular assessment, systematic tools for literature review and biomechanical analysis (kinetics, kinematics and laximetry).

The results showed the specificity of female handball players when performing an isokinetic fatigue protocol. The jump landing kinetic was the most impacted by a fatigue protocol. Cutting techniques were the less impacted. The analysis of 766 side-step-cutting showed that knee joint loading is anticipated (46 to 48 ms after initial contact) in female handball and basketball players. It was also shown that women performed side-step-cutting with similar knee amplitude than the injury mechanism, a less flexed trunk position and a highest angle-velocity than men.

The third part of this work proposes a discussion of those results in relation to their perspectives for the prevention of anterior cruciate ligament injury risk in female handball and basketball players.

Keywords : anterior cruciate ligament, non-contact injuries, fatigue, biomechanics, isokinetics, knee joint stability.