

# THESE DE DOCTORAT DE

L'UNIVERSITE  
DE BRETAGNE OCCIDENTALE

ECOLE DOCTORALE N° 605

*Biologie Santé*

Spécialité : Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives (STAPS)

Par **Brice PICOT**

## **Influence de la plasticité proprioceptive sur la biomécanique associée au risque de rupture du ligament croisé antérieur au handball**

Thèse présentée et soutenue à Brest, le 09 septembre 2022

Unité de recherche : Laboratoire de Traitement de l'Information Médicale (UMR1101)

### **Rapporteurs avant soutenance :**

Laurence MOUCHNINO  
Romain SEIL

Maître de Conférences, HDR, Aix Marseille Université-CNRS.  
Professeur, Centre Hospitalier de Luxembourg, Luxembourg.

### **Composition du Jury :**

Présidente : Patricia THOREUX

PU-PH, Université Sorbonne Paris Nord.

Examineurs :

Pascal EDOUARD

Frédéric NOE

PU-PH, Université Jean Monnet Saint Étienne.

MCF, Université de Pau et des Pays de l'Adour.

Rapporteurs :

Laurence MOUCHNINO

Romain SEIL

Maître de Conférences, HDR, Aix Marseille Université-CNRS.

Professeur, Centre Hospitalier de Luxembourg.

Dir. de thèse :

Olivier REMY-NERIS

Co-dir. de thèse :

Nicolas FORESTIER

PU-PH, Université de Bretagne Occidentale, CHRU de Brest.

PU, Université Savoie Mont-Blanc.

### **Invité :**

Olivier MAURELLI

Fédération Française de Handball



Ce projet n'aurait pas pu se dérouler sans le soutien de la Fédération Française de Handball, la Société Française des Masseurs-Kinésithérapeutes du Sport, l'Université Savoie Mont-Blanc et le Laboratoire Interuniversitaire de Biologie de la Motricité.

Merci de votre confiance.





# Remerciements

*« Quand tu en es aux remerciements, ça sent le bout du chemin ! »*

Voilà une phrase que j'ai entendue plusieurs fois ces derniers temps ! C'est assez vrai au demeurant, mais... rédiger ces quelques paragraphes restait une étape importante pour moi dans ce long processus. C'est la partie qui peut sembler la plus facile à écrire mais, dans la mesure où elle sera la plus lue, j'ai choisi de lui consacrer un peu de temps. Ce sont aussi les premières lignes que vous lirez (peut-être les seules d'ailleurs, pour la majorité d'entre vous...), et pourtant les dernières que j'ai écrites et qui symbolisent les coulisses de ces quelques années de travail.

On dit souvent qu'une thèse est un long voyage ; on sait d'où l'on part mais jamais vraiment où l'on va..., une route parsemée d'embuches et de détours, avec des hauts et des bas, des moments forts et d'autres plus difficiles. Ce qui est certain aujourd'hui, c'est que je n'aurais jamais pu faire ce long chemin tout seul, sans l'aide de mes nombreux compagnons de route.

En écrivant ces mots je pense tout d'abord à mes directeurs de thèse, les deux guides de cette aventure. Olivier pour commencer, je tenais très sincèrement à te remercier pour ton soutien et le temps que tu as pu me consacrer. Tes nombreuses remarques ont toujours été pertinentes et m'ont permis de garder le cap tout au long du voyage. Nous avons appris à nous connaître et à travailler ensemble, à distance, dans un contexte sanitaire pas toujours simple et je me félicite des relations que nous avons entretenues. Merci, sincèrement, pour ton accueil, les échanges professionnels et ceux plus personnels que nous avons eus. Je regrette de ne pas avoir pu venir à Brest autant de fois que nous l'avions imaginé, mais dans un voyage il y a des imprévus... Je reviendrai certainement me perdre dans votre belle Bretagne que tu as su me faire découvrir, et je ne manquerais pas de te faire signe !

Nico, on se connaît depuis 15 ans maintenant et je crois que nous avons réussi un défi que je m'étais fixé au début de ce voyage ; lier le travail et l'amitié dans cette aventure. J'avoue être toujours surpris et admiratif de ta capacité à voir le bon côté des choses, à trouver une piste originale aux problèmes qui se posent. Depuis notre première rencontre dans les couloirs de l'école de kiné, nous avons continué nos nombreuses discussions, le plus souvent autour d'un verre (ou deux, ou plus...). Ces échanges et tes remarques m'ont permis de faire des points d'étapes, d'escales même, pour regarder en arrière le chemin parcouru, puis vers l'avant et les prochains objectifs... Il est certain que nous continuerons l'aventure ensemble.

Christophe, merci pour ton accueil et ta volonté de partage autour de la prévention des blessures au handball. J'ai découvert que chaque appel téléphonique avec toi prendrait 30 minutes au minimum, et que ma vision des choses allait nécessairement changer en raccrochant. Merci pour le recul que tu m'as apporté sur ce travail et la volonté de toujours ramener les choses au terrain. J'ai pu continuer à apprécier grâce à toi la gastronomie et le terroir breton ainsi que quelques coins cachés du Finistère. Je t'en remercie sincèrement et je suis convaincu que nous continuerons à nous passionner autour de toutes ces thématiques qui te sont chères.

Mathieu, j'ai grâce à toi découvert toute l'étendue de mon incompetence dans le traitement des données et le monde du codage informatique ! Je te remercie infiniment pour le temps que tu m'as consacré et l'investissement que tu as mis dans ce travail. Il est clair que sans toi je n'aurais jamais quitté le port... Dans la même veine, Baptiste et Max, vous m'avez épaulé sur la mise en place et le traitement des données expérimentales et je vous en remercie sincèrement ! A mes colocataires de bureau (Vévé, Caro, Gibier, Clément, Manon, Mathieu, Arthur et tous les autres...), merci d'avoir supporté ma présence et contribué à rendre nos longues journées de labo plus confortables... Ne pas évoquer mes acolytes de manip' et compagnons de cordée aurait été de mauvais goût et en écrivant ces lignes je pense à Jeanne, Guillaume et Marine qui ont largement contribué à la réussite de ce travail. Au cours de ce périple, j'ai aussi eu la chance de croiser en chemin des collègues, devenus à la longue des amis. Il est difficile d'en dresser une liste exhaustive mais François, David, Éric, Jean Yves, Jacques, Pierre, Alex, Franck et Patrick, merci de m'avoir permis de franchir certains cols et étapes difficiles.

Au-delà de l'aspect professionnel, l'entourage proche et les amis restent pour moi l'essence d'un voyage. En premier lieu je pense bien évidemment à Greg et Romain, avec qui nous avons passé un temps considérable, avec des sujets de discussion '*Que, rigoureusement, ma mère m'a défendu d'appeler ici*'. Je suis heureux et fier de vous avoir comme amis, et j'espère que nos fructueux échanges et réflexions continueront encore quelques temps... Je ne peux qu'enchaîner avec tous les copains qui gravitent autour de notre trajectoire et de nos vies (Hugal, Dam's, Blandin, Louloute, Mouliche, Briatte, Elisette, Béro, Chev', Germain et tous les autres...), merci d'être là. Nous nous sommes un peu éloignés ces derniers temps, mais quand il s'agit de remercier les personnes qui me sont chères je dois avouer que certains prénoms ressurgissent : Fafa, Mat, G.T, Jean Nicolas, Cam's & Carole, Flo, Lolo, Momo, Payu et tous ceux que j'ai oublié, sachez que nos années d'études restent des souvenirs de jeunesse qu'il me tarde de raviver !

## Remerciements

Je crois profondément que la famille est le socle de l'individu. En ce sens mes parents m'ont toujours poussé à me poser les bonnes questions et aller de l'avant. Même si vous n'avez toujours pas vraiment compris en quoi consistait mon travail, que vous me parlez encore de votre copine Murielle qui a de l'arthrose au genou ... je vous remercie infiniment du soutien que vous m'avez apporté. Je ne désespère pas que vous compreniez enfin que je n'y connais rien en arthrose... !

Océane, ma petite sœur, c'est vrai que de grandes distances nous séparent aujourd'hui mais nous trouverons le temps, je te le promets, de traverser quelques océans pour venir découvrir ta nouvelle vie. J'ai aussi appris à découvrir depuis quelques années une nouvelle famille d'accueil qui m'a ouvert chaleureusement ses portes dans le cœur de Haute Savoie. Graziella, Xavier, Vincent, Jonas et Léa, merci de m'avoir accepté dans votre équipe et encouragé dans les moments difficiles !

Lili, « *Dans un voyage ce n'est pas la destination qui compte mais toujours le chemin parcouru, et les détours surtout.* » (Phillipe Pollet-Villard)

Je ne pensais pas citer un Haut savoyard, mais je suis certain que ça te fera plaisir et je trouve que ça illustre plutôt bien notre parcours. Les détours surtout... S'il y a bien une personne qui m'a permis de dépasser les moments difficiles, et il y en a eu... c'est toi ! De ne pas m'égarer et de prendre du recul, c'est encore toi. Colombine, *ma gonzesse, celle qui je suis avec... ma princesse, celle qui je suis son mec...* Je suis fier de partager ta vie et je ne sais pas si je pourrais te remercier suffisamment pour ton soutien. Tu m'as offert il y a tout juste un an le plus beau des cadeaux. L'arrivée de ce petit bonhomme qui a égayé nos vies (pas toujours soyons honnêtes...) et qui m'a permis de relativiser certains moments difficiles. Merci de votre présence et de votre soutien, je vous aime... tout simplement. Noa, tu es encore trop petit pour comprendre tout le bien que tu nous apportes. Peut-être qu'un jour tu liras ces lignes et tu réaliseras à quel point tu as changé notre vision des choses.

J'espère vous rendre à tous au moins une petite partie de ce que vous m'avez apporté ! Merci à tous de m'avoir accompagné dans ce voyage...



# Liste des figures

<b>Figure 0.1.</b> Séquence de van Mechelen (1992). .....	<b>22</b>
<b>Figure 0.2.</b> Réseau de déterminants pour une blessure du LCA (A) chez un joueur de basket-ball et (B) chez une danseuse de ballet (Bittencourt et al. 2016).....	<b>25</b>
<b>Figure 0.3.</b> Modèle dynamique récursif de survenue des blessures dans le sport (Meeuwisse et al. 2007). .....	<b>26</b>
<b>Figure 1.1.</b> Modèle expliquant le lien entre la performance neurocognitive et le risque de blessures (Herman et al. 2015).....	<b>32</b>
<b>Figure 1.2.</b> Visualisation du rôle global des composants du SNC impliqués dans le contrôle neuromusculaire et sensorimoteur en lien avec le risque de blessure au membre inférieur(Diekfuss et al. 2020). .....	<b>37</b>
<b>Figure 1.3.</b> Diminution des connectivités fonctionnelles identifiées en amont d’une rupture du LCA (Diekfuss et al. 2019).....	<b>40</b>
<b>Figure 1.4.</b> Proposition d’un modèle explicatif de l’intégration neurocognitive dans le risque de blessure. ....	<b>45</b>
<b>Figure 1.5.</b> Les fuseaux neuromusculaires (d’après Duclos modifié de Proske & Gandevia 2012).....	<b>47</b>
<b>Figure 2.1.</b> Inclinaison controlatérale du tronc et inclinaison homolatérale du bassin (Kristianslund et al. 2014). .....	<b>58</b>
<b>Figure 2.2.</b> Rotation homolatérale du tronc et rotation médiale de la hanche (Kristianslund et al. 2014). .....	<b>59</b>
<b>Figure 2.3.</b> Antéversion du bassin, flexion de la hanche, du genou et cheville en position neutre (Kristianslund et al. 2014).....	<b>59</b>
<b>Figure 2.4.</b> Abduction de la hanche (Kristianslund et al. 2014). .....	<b>60</b>
<b>Figure 2.5.</b> Degrés de liberté du genou en vue antérieure (Weiss & Gardiner 2001).....	<b>61</b>
<b>Figure 2.6.</b> Analyse vidéo d'une lésion du LCA au handball (Olsen et al. 2004). .....	<b>64</b>
<b>Figure 2.7.</b> Technique de reconstruction cinématique en 3 dimensions (Koga et al. 2017). .....	<b>65</b>
<b>Figure 2.8.</b> Mouvements du genou expliquant le mécanisme lésionnel (Koga et al. 2010). .....	<b>66</b>
<b>Figure 2.9.</b> Modèle identifiant les variables impliquées dans l'augmentation des moments d'abduction de genou lors des changements de direction compris entre 30 et 110° (Donelon et al. 2020). .....	<b>75</b>
<b>Figure 2.10.</b> Diagramme en forêt montrant l’effet de l’anticipation sur la diminution du moment d’abduction de genou lors de tâches fonctionnelles (Giesche et al. 2021).....	<b>80</b>
<b>Figure 2.11.</b> Diagramme en forêt montrant l’effet de l’anticipation sur la diminution du moment de rotation médiale de genou lors de tâches fonctionnelles (Giesche et al. 2021).....	<b>81</b>
<b>Figure 2.12.</b> Comparaison des données cinématiques du membre inférieur lors de changements de direction entre des situations anticipées et non anticipées (Brown et al. 2014). .....	<b>82</b>
<b>Figure 2.13.</b> Comparaison des données cinétiques du membre inférieur lors de changements de direction entre des situations anticipées et non anticipées (Brown et al. 2014). .....	<b>84</b>
<b>Figure 2.14.</b> Comportement biomécanique à risque lors d’un changement de direction non anticipé au handball. Largeur d’appui importante, inclinaison controlatérale du tronc.....	<b>86</b>
<b>Figure 3.1.</b> Procédure expérimentale A) Equilibration sur sol stable B) Equilibration sur surface instable. ....	<b>91</b>
<b>Figure 3.2.</b> Exemple de calcul du déplacement des centres des pressions $dCoP$ dans le plan sagittal entre la phase de vibration (VIB) et la phase initial (PRE) lors d'un essai avec vibration de la cheville. ....	<b>93</b>

<b>Figure 3.3.</b> Exemple de calcul du $dRP_w$ sur sol stable (trait bleu) et sur sol instable (trait noir) lors d'un essai avec vibration de la cheville. ....	<b>94</b>
<b>Figure 3.4.</b> Paramètres utilisés dans l'évaluation de la réintégration proprioceptive. ....	<b>96</b>
<b>Figure 3.5.</b> Comparaison des coefficients de pondération proprioceptive basée sur les déplacements ( $dRP_w$ ) du centre des pressions et sur la vitesse ( $vRP_w$ ). ....	<b>99</b>
<b>Figure 3.6.</b> Evolutions individuelles du $dRP_w$ entre la condition stable et instable. Les sujets présentant un changement $> 100\%$ sont qualifiés de « rigides » alors que les sujets avec une évolution $< 100\%$ sont qualifiés de « plastiques ». ....	<b>100</b>
<b>Figure 3.7</b> Activités EMG moyenne (RMS) du semi tendineux (ST) lors des essais sur sol stable en condition de vibration cheville. ....	<b>101</b>
<b>Figure 3.8.</b> Corrélations entre les déplacements du centre des pressions enregistrés par la plateforme et le déplacement du lobe de l'oreille mesuré par l'évaluateur 1 en session 1 ( $R_1S_1$ ) et 2 ( $R_1S_2$ ), l'évaluateur 2 ( $R_2$ ) et 3 ( $R_3$ ). ....	<b>102</b>
<b>Figure 4.1.</b> Réalisation du SEBT. ....	<b>116</b>
<b>Figure 4.2.</b> Protocole de changement de direction. ....	<b>120</b>
<b>Figure 4.3.</b> Placement des marqueurs infrarouges ( $n=48$ ). ....	<b>122</b>
<b>Figure 4.4.</b> Procédure de reconstruction à partir de l'enregistrement statique en position debout et de la calibration des marqueurs. ....	<b>123</b>
<b>Figure 4.5.</b> Synchronisation des données électromyographiques, cinématiques et cinétiques. ....	<b>124</b>
<b>Figure 4.6.</b> Diagramme de flux. ....	<b>128</b>
<b>Figure 4.7.</b> Moyennes ( $\pm SD$ ) des performances obtenues au Star Excursion Balance. ....	<b>130</b>
<b>Figure 4.8.</b> Moyennes ( $\pm SD$ ) des asymétries entre les deux membres inférieurs au Star Excursion Balance Test. ....	<b>130</b>
<b>Figure 4.9.</b> Moyennes ( $\pm 95\%$ CI) des données cinétiques du genou lors des essais anticipés (bleu) et non anticipés (rouge) dans les 200 ms après la pose du pied au sol (IC). ....	<b>131</b>
<b>Figure 4.10.</b> Moyennes ( $\pm 95\%$ CI) des données cinématiques lors des CUT anticipés (bleu) et non anticipés (rouge). ....	<b>132</b>
<b>Figure 4.11.</b> Moyennes ( $\pm 95\%$ CI) des données EMG en conditions anticipées (bleu) et non anticipées (rouge) lors des manœuvres de CUT. ....	<b>133</b>
<b>Figure 4.12.</b> Moyennes ( $\pm 95\%$ CI) des données cinétiques du genou dans le groupe rigide (jaune) et plastique (vert) lors des manœuvres de CUT. ....	<b>134</b>
<b>Figure 4.13.</b> Moyennes ( $\pm 95\%$ CI) des données cinématiques chez les sujets rigides (jaune) et plastiques (vert) lors des manœuvres de CUT. ....	<b>135</b>
<b>Figure 4.14.</b> Moyennes ( $\pm 95\%$ CI) des données EMG chez les sujets plastiques (vert) et rigides (jaune) lors des manœuvres de CUT. ....	<b>136</b>
<b>Figure 4.15.</b> Résultats de la méta analyse de Collings et al. sur l'influence du score antérieur au SEBT dans le risque de blessures au membre inférieur. ....	<b>137</b>
<b>Figure 5.1.</b> Les différents niveaux de variabilité de mouvements (Brumagne et al. 2013). ....	<b>154</b>
<b>Figure 5.2.</b> Schéma d'un athlète avec (a) une faible capacité d'adaptation, (b) une forte capacité d'adaptation (Glasgow et al. 2013). ....	<b>155</b>

<b>Figure 5.3.</b> Modèle de Finch pour le développement des programmes de prévention. ....	<b>157</b>
<b>Figure 5.4.</b> Modèle de compréhension de la survenue de blessure (adapté de Bahr & Krosshaug 2005 et Meeuwisse 1994).....	<b>159</b>
<b>Figure 5.5.</b> Courbe ROC (en bleu) traduisant la capacité de l'analyse vidéo sur le déplacement antérieur du lobe de l'oreille) à distinguer les individus rigides et plastiques.....	<b>162</b>
<b>Figure 5.6.</b> Mises à jour 2021 sur les recommandations d'utilisation du SEBT (Picot et al. 2021).....	<b>163</b>
<b>Figure 5.7.</b> Données cinématiques ( $^{\circ}$ ) lors de la phase d'appui (%) chez les hommes (noir) et les femmes (gris). .....	<b>164</b>
<b>Figure 5.8.</b> Diagramme de corrélation entre la rotation interne maximale de hanche ( $^{\circ}$ ) et le valgus maximal de genou ( $^{\circ}$ ) lors de la phase d'appui sur l'ensemble de la population. ....	<b>164</b>
<b>Figure 5.9.</b> Proposition d'exercices destinés à solliciter la plasticité proprioceptive.....	<b>170</b>



# Liste des tableaux

<b>Tableau 1.1.</b> Définitions des différents aspects de la performance neurocognitive dans le contexte sportif (Herman et al. 2015).....	<b>30</b>
<b>Tableau 1.2.</b> Principaux résultats des études comparant les performances neurocognitives en lien avec la rupture du ligament croisé antérieur (Piskin et al. 2021). .....	<b>33</b>
<b>Tableau 2.1.</b> Mouvements des articulations principales impliquées dans la rupture du LCA.....	<b>57</b>
<b>Tableau 3.1.</b> Caractéristiques de la population (moyenne $\pm$ écart type).....	<b>99</b>
<b>Tableau 3.2.</b> Analyses de reproductibilité inter et intra observateur. ....	<b>103</b>
<b>Tableau 3.3.</b> Comparaison des valeurs de coefficient de pondération proprioceptive avec les données de la littérature. ....	<b>105</b>
<b>Tableau 4.1.</b> Recommandations de pratique et critères de réalisation du SEBT (Picot et al. 2021). ....	<b>117</b>
<b>Tableau 4.2.</b> Paramètres biomécaniques analysés.....	<b>125</b>
<b>Tableau 4.3.</b> Caractéristiques de la population (moyenne $\pm$ écart type).....	<b>129</b>
<b>Tableau 5.1.</b> Caractéristiques de la population totale (moyenne $\pm$ écart type) en fonction du profil proprioceptif. RP <sub>w</sub> = ratio de pondération proprioceptive. ....	<b>149</b>



# Liste des abréviations

ANT : Direction antérieure du star excursion balance test

BF : Muscle biceps fémoral

CHEV : vibration tendineuse appliquée à la cheville

COMP : Score composite obtenu lors du star excursion balance test

CoM : Centre de masse

CoP : Centre des pressions

CPP : Comité de protection des personnes

CUT : Changements de direction rapides (Cutting)

CUT<sub>ant</sub> : Changements de direction rapides anticipés

CUT<sub>nonant</sub> : Changements de direction rapides non anticipés

$dCoP$  : déplacement sagittal du centre des pressions

DF : Muscle droit fémoral

$dRP_w$  : Ratio de pondération proprioceptive basé sur le déplacement du centre des pressions

DVJ : Drop vertical jump

EEG : Electro encéphalogramme

EMG : Electromyogramme

GM : Muscle moyen fessier

IC : Contact initial

ICC : Coefficient de corrélation intraclasse

IMC : Indice de masse corporelle

IRMf : Imagerie par résonance magnétique fonctionnelle

LCA : Ligament croisé antérieur

LOMB : vibration tendineuse appliquée aux lombaires

LF : Muscle long fibulaire

MDC : Changement minimum détectable

PL : Direction postéro latérale du star excursion balance test

PM : Direction postéro médiale du star excursion balance test

POST : Phase post vibratoire

PRE : Phase pré vibratoire

REC : Paramètre postural de rééquilibration

RP<sub>W</sub> : Ratio de pondération proprioceptive

R<sub>1</sub>S<sub>1</sub> : Evalueur 1, Session 1

R<sub>1</sub>S<sub>2</sub> : Evalueur 1, Session 2

R<sub>2</sub> : Evalueur 2

R<sub>3</sub> : Evalueur 3

SEBT : Star Excursion Balance Test

SEM : Erreur standard de mesure

SENIAM : Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles

SPM : Cartographie statistique paramétrique (Statistical Parametric Mapping)

SNC : Système nerveux central

ST : Muscle semi-tendineux

vCoP : vitesse de déplacement du centre des pressions

VIB : Phase de vibration

VM : Muscle vaste médial

VL : Muscle vaste latéral

vRP<sub>W</sub> : Ratio de pondération proprioceptive basé sur la vitesse de déplacement du centre des pressions

2D : Deux dimensions

95% CI : Intervalle de confiance à 95 %

# Sommaire

REMERCIEMENTS .....	V
LISTE DES FIGURES .....	9
LISTE DES TABLEAUX .....	13
LISTE DES ABREVIATIONS .....	15
SOMMAIRE .....	17
INTRODUCTION GENERALE, CONTEXTE SPECIFIQUE AU SPORT ET A LA RUPTURE DU LIGAMENT CROISE ANTERIEUR.....	21
<b>LE HANDBALL</b> .....	21
<b>LA PREVENTION DES BLESSURES SPORTIVES</b> .....	21
<b>LA LESION DU LIGAMENT CROISE ANTERIEUR</b> .....	23
<i>Epidémiologie dans le handball et conséquences</i> .....	23
<i>Mécanismes lésionnels et facteurs de risque au handball</i> .....	24
CHAPITRE 1 : CONTEXTE NEUROPHYSIOLOGIQUE DE LA BLESSURE .....	29
<b>QUELLE EST LA NATURE DU LIEN ENTRE LE SYSTEME NERVEUX CENTRAL ET LA RUPTURE DU LIGAMENT CROISE ANTERIEUR ?</b> .....	29
a) <i>Neuroplasticité fonctionnelle consécutives à la rupture du LCA</i> .....	30
b) <i>Altérations du SNC associées à un haut risque biomécanique de lésion du LCA</i> .....	38
c) <i>Dysfonctions du SNC identifiées en amont d'une rupture du LCA</i> .....	39
<b>LE CONTROLE POSTURAL ET LA RUPTURE DU LCA</b> .....	41
<b>NEUROPHYSIOLOGIE DU CONTROLE POSTURAL</b> .....	43
<b>LA PONDERATION SENSORIELLE :</b> .....	43
<b>LA PROPRIOCEPTION</b> .....	46
a) <i>Proprioception du genou et rupture du LCA</i> .....	47
b) <i>Le tronc (région lombaire et pelvienne)</i> .....	48
c) <i>La cheville</i> .....	49
d) <i>L'évaluation de la proprioception</i> .....	50
e) <i>La vibration musculo-tendineuse</i> .....	50
f) <i>La repondération proprioceptive</i> .....	52
g) <i>Réintégration proprioceptive</i> .....	54
CHAPITRE 2 : APPROCHE BIOMECHANIQUE ET NEUROMUSCULAIRE DE LA RUPTURE DU LCA .....	57
<b>RAPPELS DE LA CINEMATIQUE DU MEMBRE INFERIEUR</b> .....	57
<i>Définitions des mobilités spécifiques à chaque articulation</i> .....	58
<b>DESCRIPTION DU MECANISME LESIONNEL</b> .....	62
<b>ANALYSES BIOMECHANIQUES DES CONTRAINTES SUR LE LCA</b> .....	68
a) <i>Le rôle de la hanche</i> .....	69
b) <i>Le rôle de la cheville</i> .....	72
c) <i>Le rôle du bassin et du tronc</i> .....	73
d) <i>Les stratégies motrices dans les changements de direction</i> .....	75
<b>FORCE ET ACTIVITE MUSCULAIRE DANS LE RISQUE DE RUPTURE DU LIGAMENT CROISE ANTERIEUR</b> .....	76
<b>RESUME ET PROBLEMATIQUE GLOBALE DE LA THESE</b> .....	87

<b>CHAPITRE 3 : STRATEGIES DE CONTROLE POSTURAL CHEZ LES HANDBALLEURS .....</b>	<b>89</b>
<b>INTRODUCTION .....</b>	<b>89</b>
<b>MATERIEL ET METHODES .....</b>	<b>90</b>
a) <i>Déclaration d'éthique .....</i>	<i>90</i>
b) <i>Sujets .....</i>	<i>90</i>
c) <i>Procédure .....</i>	<i>90</i>
d) <i>Matériel .....</i>	<i>91</i>
e) <i>Paramètres étudiés .....</i>	<i>92</i>
f) <i>Analyse statistique .....</i>	<i>97</i>
<b>RESULTATS .....</b>	<b>99</b>
a) <i>Stratégies proprioceptives .....</i>	<i>99</i>
b) <i>Analyse vidéo .....</i>	<i>102</i>
<b>DISCUSSION .....</b>	<b>104</b>
<b>CONCLUSION .....</b>	<b>109</b>
<b>CHAPITRE 4 : INFLUENCE DES STRATEGIES PROPRIOCEPTIVES DE CONTROLE POSTURAL SUR L'ORGANISATION BIOMECHANIQUE DES HANDBALLEURS. ....</b>	<b>111</b>
<b>INTRODUCTION .....</b>	<b>111</b>
<b>MATERIEL ET METHODE .....</b>	<b>113</b>
a) <i>Déclaration d'éthique .....</i>	<i>113</i>
b) <i>Participants .....</i>	<i>113</i>
c) <i>Déroulement du protocole .....</i>	<i>114</i>
d) <i>Matériel et traitement des données .....</i>	<i>121</i>
e) <i>Analyse statistique .....</i>	<i>126</i>
<b>RESULTATS .....</b>	<b>128</b>
a) <i>Star Excursion Balance Test .....</i>	<i>129</i>
b) <i>Side cutting manœuvre .....</i>	<i>131</i>
<b>DISCUSSION .....</b>	<b>137</b>
a) <i>Star Excursion Balance Test .....</i>	<i>137</i>
b) <i>Side cutting Manœuvre .....</i>	<i>138</i>
<b>CONCLUSION .....</b>	<b>145</b>
<b>CHAPITRE 5 : DISCUSSION GENERALE, OUVERTURES ET APPLICATIONS PRATIQUES .....</b>	<b>147</b>
<b>NOUVEAUX RESULTATS PRELIMINAIRES .....</b>	<b>148</b>
<b>DE L'IMPORTANCE DE LA VARIABILITE DANS LE CONTROLE MOTEUR .....</b>	<b>153</b>
<b>L'INTEGRATION PROPRIOCEPTIVE COMME FACTEUR DE RISQUE ? QUELLES IMPLICATIONS POUR LA PREVENTION .</b>	<b>157</b>
<b>APPLICATIONS PRATIQUES DES RESULTATS .....</b>	<b>160</b>
a) <i>L'analyse vidéo comme outil d'évaluation de l'intégration proprioceptive .....</i>	<i>160</i>
b) <i>Utilisation du SEBT .....</i>	<i>162</i>
c) <i>Analyses biomécaniques hommes/femmes et implications pour la prévention .....</i>	<i>163</i>
<b>LIMITES ET OUVERTURES .....</b>	<b>165</b>
a) <i>Approche méthodologique .....</i>	<i>165</i>
b) <i>Ouvertures et futures pistes de recherche .....</i>	<i>168</i>
c) <i>Implications pour la prévention .....</i>	<i>169</i>
<b>ORIGINALITE DU TRAVAIL .....</b>	<b>172</b>
<b>CONCLUSION GENERALE .....</b>	<b>173</b>
<b>RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES .....</b>	<b>175</b>

*Sommaire*

<b>ANNEXES.....</b>	<b>210</b>
ANNEXE I : FORMULAIRE DE CONSENTEMENT (EXPERIMENTATION 1).....	211
ANNEXE II : FORMULAIRE DE CONSENTEMENT (EXPERIMENTATION 2).....	213
ANNEXE III : AVIS FAVORABLE DU COMITE DE PROTECTION DES PERSONNES.....	215
ANNEXE IV : PUBLICATIONS SCIENTIFIQUES EN LIEN AVEC LA THESE.....	218



# **Introduction générale, contexte spécifique au sport et à la rupture du ligament croisé antérieur**

## **Le handball**

Le handball est un sport collectif olympique pratiqué par plus de 20 millions de joueurs dans le monde et regroupés dans 209 fédérations reconnues par la Fédération Internationale de Handball ([www.ihf.info](http://www.ihf.info)). En France, c'est un des sports les plus populaires (549 295 licenciés en 2017) et le sport collectif le plus titré (8 titres mondiaux, 4 européens et 4 olympiques, hommes et femmes confondus) devenu en 2021 le premier à obtenir le titre olympique dans les collectifs masculin et féminin.

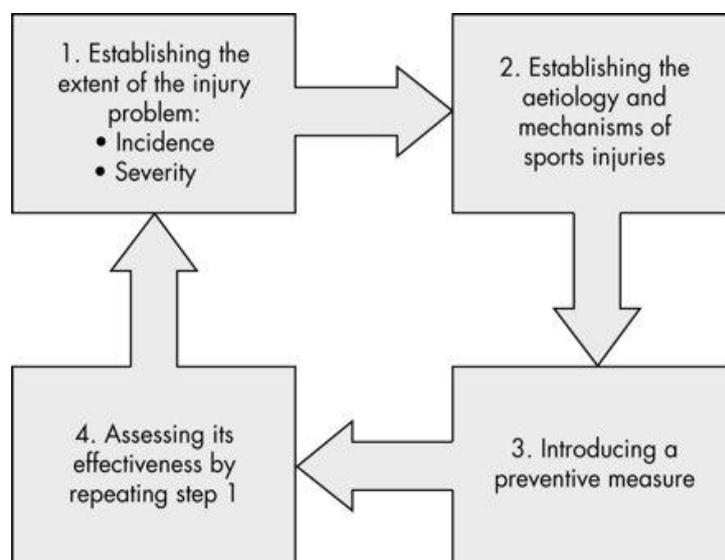
Il est aujourd'hui considéré comme un des sports les plus traumatisants avec une incidence moyenne de 63.4 blessures/1000 athlètes à l'année, toutes blessures confondues (Åman et al., 2016; Engebretsen et al., 2013; Luig et al., 2018). Parmi l'ensemble des blessures décrites, les atteintes aiguës du membre inférieur sont majoritaires (Bere et al., 2015; Seil et al., 1998). Les traumatismes de la cheville restent les plus fréquents (8-45 %) et ceux touchant le genou sont les plus sévères (7-27 %), en particulier la lésion du ligament croisé antérieur (LCA) qui représente environ 50 % des lésions ligamentaires du genou (Langevoort et al., 2007; Seil et al., 1998). Le handball se caractérise par des sprints répétés, de nombreux contacts entre les joueurs notamment lors de situations de « un contre un », impliquant et des changements de direction explosifs ainsi que des réceptions sur une jambe. Comme nous le verrons plus loin, il s'agit des deux situations les plus pourvoyeuses de lésions du LCA (Krosshaug et al., 2005; Olsen et al., 2004).

## **La prévention des blessures sportives**

Ce travail de thèse s'inscrit dans un contexte global de prévention des blessures en lien avec la pratique du handball. Plus spécifiquement, il s'agit d'améliorer les connaissances sur les lésions du ligament croisé antérieur et notamment de mieux comprendre les facteurs de risque en lien avec la survenue de cette blessure.

De nombreux protocoles de prévention des lésions du LCA existent déjà, notamment dans la pratique du handball (Myklebust et al., 2003, 2013; Petersen et al., 2005b; Zebis et al., 2016). Ceux-ci sont pour la plupart basés sur des exercices neuromusculaires destinés à cibler les facteurs de risques tels que le recrutement des ischios jambiers, le travail proprioceptif du membre inférieur ou encore l'organisation biomécanique des athlètes dans les situations à risque (Arundale et al., 2018). Si l'intérêt de la prévention est aujourd'hui bien démontré (Myer et al., 2013; Myklebust et al., 2013), il existe néanmoins des différences de réponses et d'efficacité dans les populations sportives suite à la mise en place de ce type de programmes (Grimm et al., 2015; Stevenson et al., 2015; Taylor et al., 2018, 2015). La raison qui explique ces disparités de résultats est encore mal comprise et de nouvelles recherches en lien avec les facteurs risques intrinsèques modifiables sont nécessaires pour améliorer l'efficacité des programmes préventifs.

Dans le contexte de prévention des blessures, quel que soit le sport pratiqué ou la lésion étudiée, le modèle proposé par Van Mechelen comprenant 4 étapes (**Figure 0.1**), reste à ce jour le plus utilisé (van Mechelen et al., 1992).



**Figure 0.1.** Séquence de van Mechelen (1992).

La première étape de cette séquence consiste à définir l'ampleur du problème par une analyse précise de l'épidémiologie et de la sévérité (gravité et conséquences) de la lésion étudiée. La deuxième étape, qui nous intéresse particulièrement dans le cadre de ce travail, consiste à établir l'étiologie (*i.e.* identifier les facteurs de risque) ainsi que les mécanismes lésionnels conduisant

à la survenue de la blessure. Enfin les étapes 3 et 4, qui ne seront pas abordées dans ce travail, se focalisent sur la mise place des programmes de prévention destinés à cibler les éléments identifiés lors de l'étape 2, puis d'évaluer l'efficacité de ces mesures en reprenant l'étape 1. La trame de cette introduction s'attachera à suivre les deux premières étapes du modèle de Van Mechelen afin de guider le lecteur au fil de la réflexion et de la construction de ce travail. Nous aborderons ainsi dans les prochains paragraphes l'épidémiologie et les conséquences de la lésion du ligament croisé antérieur (Etape 1), puis l'étiologie et les mécanismes lésionnels (Etape 2) spécifiques à la pratique du handball.

## **La lésion du ligament croisé antérieur**

### **Epidémiologie dans le handball et conséquences**

L'entorse du LCA est une pathologie traumatique majeure dans la pratique du handball (Laver et al., 2018). En effet, son incidence est estimée à 0.7–2.8 chez les femmes et 0.2–0.8 pour 1000h de pratique chez les hommes (Myklebust et al., 2003, 1997; Seil et al., 1998; Strand et al., 1990). Ces chiffres peuvent varier en fonction du niveau de jeu et sont plus importants en situation de match qu'à l'entraînement (Myklebust et al., 1998). Le handball est ainsi considéré comme le sport le plus pourvoyeur de ruptures de LCA avec le volleyball (Majewski et al., 2006). De même, les travaux de Kvist et al. ont montré qu'il s'agissait du quatrième sport générant le plus de lésions et de ligamentoplasties du LCA en Suède, puisqu'il concernait 6 % des patients (Kvist et al., 2014). On estime que 1 à 4 % des joueurs de handball subissent une lésion du LCA chaque année (Giroto et al., 2017; Laver et al., 2018; Olsen et al., 2005; Petersen et al., 2005a). On retrouve une large prédominance féminine dans la survenue de cette lésion, avec en moyenne 3 à 5 fois plus de blessures chez les femmes (Laver et al., 2018; Laver & Myklebust, 2015; Prodromos et al., 2007). De plus, la plupart des ruptures du LCA au handball surviennent chez les adolescents, en particulier les jeunes joueuses entre 14 et 19 ans (Lind et al., 2009; Sanders et al., 2016; Shea et al., 2004). Dans le cas de jeunes sportifs, la prise en charge chirurgicale est fréquente puisqu'on dénombre plus de 30.000 reconstructions en France chaque année (Beaufils et al., 2009) avec un coût individuel et sociétal important. Les conséquences à court terme sont nombreuses et entraînent un arrêt de la pratique sportive de plusieurs mois associé à une diminution de performance de l'ensemble de l'équipe (Kaux et al., 2017; Pappas et al., 2016). Il existe également des conséquences importantes à plus long terme, avec notamment une diminution de la qualité de vie pendant plus de 20 ans (Filbay et al., 2015)

et un risque majoré d'arthrose post traumatique du genou (Lie et al., 2019). Par ailleurs le risque de récurrences est majeur puisqu'il est 15 fois plus élevé que dans la population générale (Paterno et al., 2012). Les données provenant des registres scandinaves indiquent que la plupart des récurrences surviennent dans les deux ans postopératoires, avec un taux de 18 % chez les joueurs de moins de 20 ans (Webster & Feller, 2016) et de 5.2 % chez les joueurs de haut niveau (Lai et al., 2018). Dans les cinq ans qui suivent la lésion le taux de récurrences peut atteindre 23 % chez les jeunes athlètes de moins de 25 ans (Wiggins et al., 2016).

Chez le jeune athlète, l'objectif principal est de reprendre la pratique sportive (Arden et al., 2012), cependant seuls deux tiers des joueurs blessés retrouveront leur niveau de jeu antérieur (Arden et al., 2014). Ce chiffre est plus important (83 %) chez les athlètes de haut niveau (Lai et al., 2018). Ainsi, malgré le nombre important de travaux en lien avec la prévention de cette blessure, la rupture du LCA reste une problématique majeure dans la pratique du handball. Enfin, dans la mesure où toutes les lésions ne sont pas opérées, une large partie d'entre elles n'apparaissent pas dans les registres statistiques. Le problème est donc sous-évalué et nécessiterait une approche épidémiologique plus développée (Seil et al., 2016).

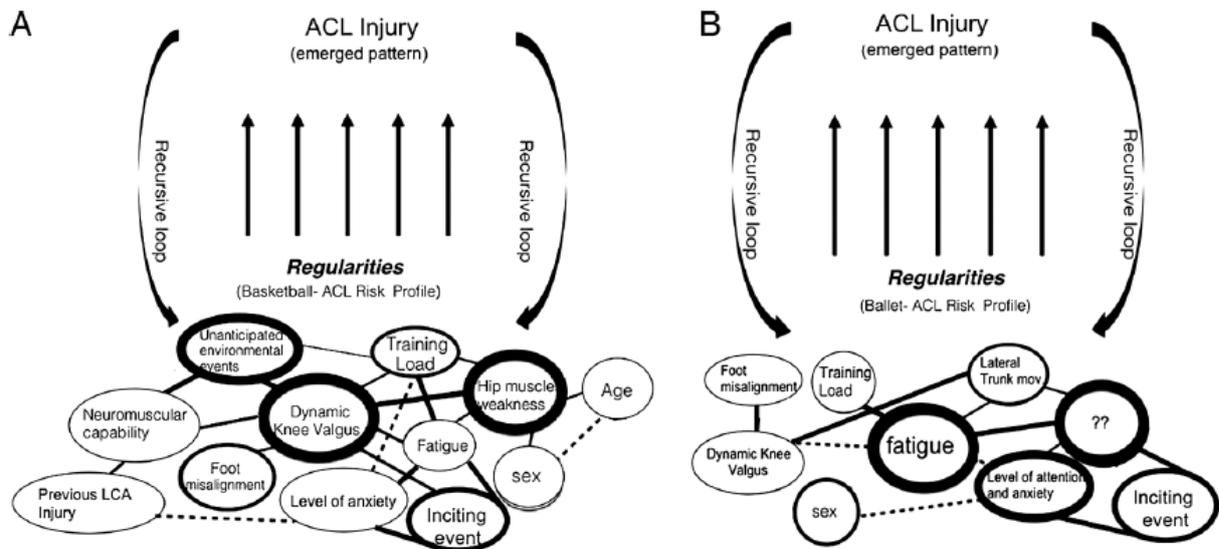
## Mécanismes lésionnels et facteurs de risque au handball

### *Mécanismes lésionnels*

Dans la pratique du handball, environ 80 % des ruptures du LCA surviennent en phase d'attaque, lorsque le joueur est en possession du ballon et en l'absence de contact direct avec l'adversaire (Myklebust et al., 2003; Olsen et al., 2004). Les deux situations de jeu les plus pourvoyeuses de blessures sont les réceptions de saut et les changements de direction rapides face à un adversaire (Koga et al., 2010; Laver et al., 2018; Myklebust et al., 1998; Olsen et al., 2004; Strand et al., 1990; Zebis & Bencke, 2018). Le mécanisme lésionnel semble survenir dans les 100 millisecondes qui suivent la pose du pied au sol, lors d'un valgus forcé du genou en légère flexion (Koga et al., 2017, 2010). La lésion du LCA est aujourd'hui considérée comme un mécanisme tridimensionnel (Kiapour et al., 2016; Quatman et al., 2014, 2010), combinant des contraintes en abduction et rotation médiale du genou associées à une traction antérieure du tibia sous l'action du quadriceps (Koga et al., 2010). Nous aborderons plus en détails la biomécanique lésionnelle du LCA au handball dans le Chapitre 2.

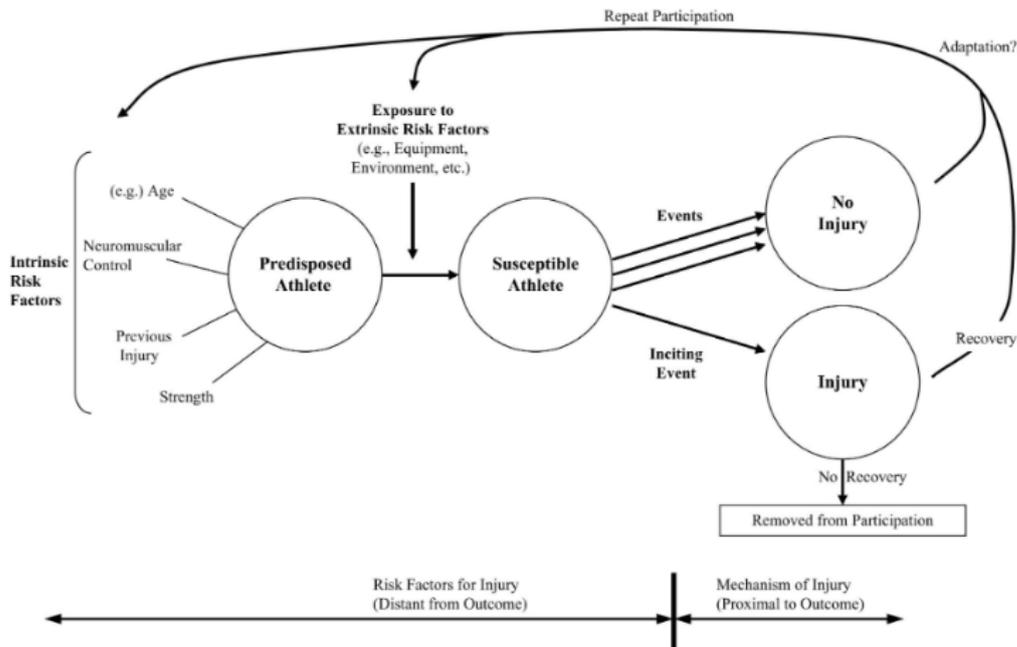
## Facteurs de risque

Lorsque l'on aborde la notion de risque traumatique, il est nécessaire de comprendre la nature multifactorielle de la blessure sportive (Bittencourt et al., 2016). En effet, celle-ci ne résulte pas d'une interaction linéaire directe entre des facteurs isolés et prédictifs, mais de l'interaction d'un ensemble de déterminants formant un réseau complexe pouvant aboutir à la survenue de la lésion (**Figure 0.2**).



**Figure 0.2.** Réseau de déterminants pour une blessure du LCA (A) chez un joueur de basket-ball et (B) chez une danseuse de ballet (Bittencourt et al. 2016).

Le modèle dynamique et récursif proposé plus tôt par Meeuwisse et al. nous permet de mieux comprendre l'ensemble des déterminants qui prédisposent (facteurs intrinsèques) et exposent (facteurs extrinsèques) l'athlète au risque de blessure sportive (Meeuwisse et al., 2007). Il est intéressant de noter que pour que la lésion survienne, la « somme » des facteurs de risque ne suffit pas, mais qu'il est nécessaire d'y ajouter un élément déclencheur (**Figure 0.3**). Comme nous le verrons plus loin, cet évènement se déroule le plus souvent lors d'une situation de jeu complexe qui aboutit à l'envoi d'une commande motrice inadaptée pour la stabilisation articulaire (voir Chapitre 1, 2 et 5).



**Figure 0.3.** Modèle dynamique récursif de survenue des blessures dans le sport (Meeuwisse et al. 2007).

- **Facteurs intrinsèques**

Plusieurs facteurs de risque intrinsèques de rupture du LCA font aujourd’hui consensus. Le sexe (Laver & Myklebust, 2015; Myklebust et al., 1997), les antécédents de blessures (Rafnsson et al., 2019), l’âge des joueurs, l’indice de masse corporelle ou encore certains paramètres anatomiques tels que la laxité articulaire ou la pente tibiale (Collings et al., 2021; Laver et al., 2018) sont des éléments bien identifiés dans la littérature scientifique. Des déterminants neuromusculaires et biomécaniques plus complexes augmentent significativement les contraintes sur le LCA (Donelon et al., 2020) et peuvent majorer le risque de blessure (Zebis et al., 2021). Parmi ces derniers, on retrouve une augmentation du valgus et de l’extension de genou couplée à une rotation médiale et une abduction de hanche lors des changements de direction rapides (Bencke et al., 2013; Kristianslund et al., 2014; Zebis et al., 2021). Plusieurs études ont également révélé qu’un mauvais contrôle du tronc, entraînant une inclinaison controlatérale à la direction du joueur majore les contraintes en abduction sur le genou (Kristianslund et al., 2014; Zazulak et al., 2007a, 2007b). Enfin un faible recrutement des ischios jambiers par rapport au quadriceps en amont de la pose du pied augmente le risque de rupture du LCA (Zebis et al., 2021, 2009). Nous détaillerons plus spécifiquement l’ensemble de ces éléments dans le chapitre 2, consacré aux déterminants biomécaniques et neuromusculaires impliqués dans la rupture du LCA lors des changements de directions (CUT).

Même s'il est difficile d'en dresser une liste exhaustive, d'autres facteurs de risque intrinsèques tels que le niveau physique (force, endurance, agilité...) ou encore les qualités de contrôle postural et proprioceptives de l'athlète sont impliquées dans la survenue d'une lésion du LCA chez les handballeurs (Bittencourt et al., 2016; Seil et al., 2018b) (**Figure 0.2**).

Il est intéressant de noter que l'ensemble des facteurs anatomiques (Rizzo et al., 2001; Zeng et al., 2013), hormonaux (Chaudhari et al., 2007; Hewett et al., 2007) neuromusculaires et biomécaniques (Hewett et al., 2017; Landry et al., 2007; Pollard et al., 2004) semblent majorés chez les femmes, ce qui explique la prédominance des lésions dans cette population.

Il semble important ici de rappeler la distinction entre l'identification d'un facteur de risque et la survenue d'une rupture du LCA. En effet, comme nous l'avons évoqué plus haut, la présence de facteurs intrinsèques prédispose l'athlète mais ne suffit pas toujours à l'apparition de la lésion. L'exposition de l'athlète à des facteurs de risque extrinsèques est nécessaire pour que le traumatisme survienne (Bahr & Krosshaug, 2005; Meeuwisse et al., 2007).

- **Facteurs extrinsèques**

Il existe de nombreux facteurs extrinsèques clairement identifiés dans la littérature qui exposent le sportif à une rupture de LCA. La pratique du handball en compétition est par exemple un facteur de risque majeur puisqu'on dénombre jusqu'à 20 fois plus de blessures en match qu'à l'entraînement (Raya-González et al., 2020). Les contraintes physiques et psychologiques dans ce contexte, l'apparition de fatigue ou encore le nombre de situations non anticipées pouvant expliquer cette différence importante (Cardinale et al., 2017). Le poste de jeu semble également influencer le risque puisque les arrières et les ailiers sont plus fréquemment touchés par la rupture du LCA (Myklebust et al., 2003, 1998, 1997; Olsen et al., 2003; Seil et al., 1998; Wedderkopp et al., 1997). En effet, les athlètes évoluant à ces postes de jeu réalisent de nombreux changements de direction et de réceptions unipodales, qui sont les situations de jeu les plus pourvoyeuses de blessures.

La pratique de sports collectifs en salle et sur un sol artificiel majore également le risque de blessure par rapport à des parquets (Collings et al., 2021; Olsen et al., 2003) probablement en raison de l'augmentation du coefficient de friction entre le sol et la chaussure (Serpell et al., 2012).

- Evènement traumatique

Pour aboutir à la survenue d'une blessure, une situation de jeu particulière est nécessaire (Bahr & Krosshaug, 2005). Les travaux évaluant l'organisation biomécanique et neuromusculaires des sujets (Donelon et al., 2020; Kristianslund & Krosshaug, 2013; Zebis et al., 2021) révèlent que les situations de duels en conditions non anticipées induisent des comportements plus à risque pour le LCA (Giesche et al., 2021). En effet, dans ces situations de jeu complexes, la charge cognitive liée à la gestion de l'environnement extérieur (le comportement de l'adversaire, la manipulation du ballon ou encore le placement des coéquipiers) implique une intégration optimale des entrées sensorielles par le système nerveux central (SNC) (Swanik, 2015). Une mauvaise gestion des informations afférentes et/ou de la commande motrice lors de ces situations peut aboutir à une organisation biomécanique mettant en contrainte l'articulation du genou et particulièrement le LCA (Grooms & Onate, 2016). Ainsi, la rupture du ligament croisé antérieur est aujourd'hui considérée comme la conséquence biomécanique d'une erreur sensorimotrice et les données récentes placent le SNC au centre de la problématique de cette lésion (Neto et al., 2019; Shultz et al., 2019).

# Chapitre 1 : Contexte neurophysiologique de la blessure

## Quelle est la nature du lien entre le système nerveux central et la rupture du ligament croisé antérieur ?

Le système nerveux central (SNC) tient depuis plusieurs années une place prédominante dans la compréhension des facteurs de risque de rupture du LCA (Needle et al., 2017; Shultz et al., 2019). Cette lésion résulte en effet d'un enchaînement d'erreurs sensorimotrices d'origine centrale<sup>1</sup>, aboutissant à une incapacité à maintenir une stabilité articulaire lors de tâches motrices complexes telles que les réceptions de sauts ou les changements de directions rapides (Gokeler et al., 2019; Piskin et al., 2021). De nombreux travaux ont mis en avant des altérations des processus d'intégration sensorimotrice dans le contexte de la blessure (Neto et al., 2019; Piskin et al., 2021) réparties en trois grandes catégories d'atteintes centrales:

- Des altérations consécutives à la lésion
- Des dysfonctions en lien avec une biomécanique qualifiée de haut risque de blessure
- Des déficits identifiés en amont de la blessure

Les résultats de plusieurs études rétrospectives (ou transversales) ont permis d'identifier des patterns d'activité cérébrale différents chez des patients ayant subi une rupture du LCA comparativement au membre controlatéral ou à des individus sains (Gokeler et al., 2019; Needle et al., 2017; Roy et al., 2017). Ces travaux ont notamment révélé une réorganisation centrale (*i.e.* neuroplasticité fonctionnelle<sup>2</sup>) au sein de plusieurs aires motrices et sensorielles (Kaprili et al., 2009). L'évaluation basale de l'activité cérébrale démontre l'existence d'altérations chez les sujets qui présentent un comportement biomécanique « à risque » pour le LCA (*i.e.* déplacement médial du genou dans le plan frontal) lors de la réalisation de tâches fonctionnelles

---

<sup>1</sup> Centres nerveux en charge de la motricité.

<sup>2</sup> Capacité du système nerveux central à s'adapter en réponse à des facteurs extrinsèques (environnementaux) ou intrinsèques (par exemple, une lésion anatomique). Ces adaptations peuvent impliquer des modifications des stratégies cognitives globales, le recrutement de circuits neuronaux différents, ou encore l'amplification ou la réduction de l'implication de certaines connexions ou zones du cerveau (Sharma et al., 2013).

(Bonnette et al., 2020). Enfin très récemment, certains travaux ont révélé des altérations du SNC en amont de rupture du LCA (Diekfuss et al., 2019a, 2019b; Grooms et al., 2015b).

### a) Neuroplasticité fonctionnelle consécutives à la rupture du LCA

La lésion du LCA entraîne une détérioration des propriocepteurs ligamentaires et donc d'une grande partie des signaux afférents, ce qui provoque une réorganisation globale du système sensorimoteur (Bonnette et al., 2020; Needle et al., 2017; Valeriani et al., 1999). Plusieurs revues systématiques récentes ont confirmé l'existence de modifications de l'activité cérébrale suite à des lésions du LCA (Neto et al., 2019; Piskin et al., 2021). De nombreuses altérations neurocognitives en lien avec des réorganisations corticales et cérébelleuses semblent survenir chez les athlètes blessés. Dans la mesure où le risque de blessure est majoré suite à une première lésion du LCA, cette neuroplasticité fonctionnelle, qui concerne à la fois les versants moteur et sensoriel, est aujourd'hui considérée comme un facteur de risque de récives.

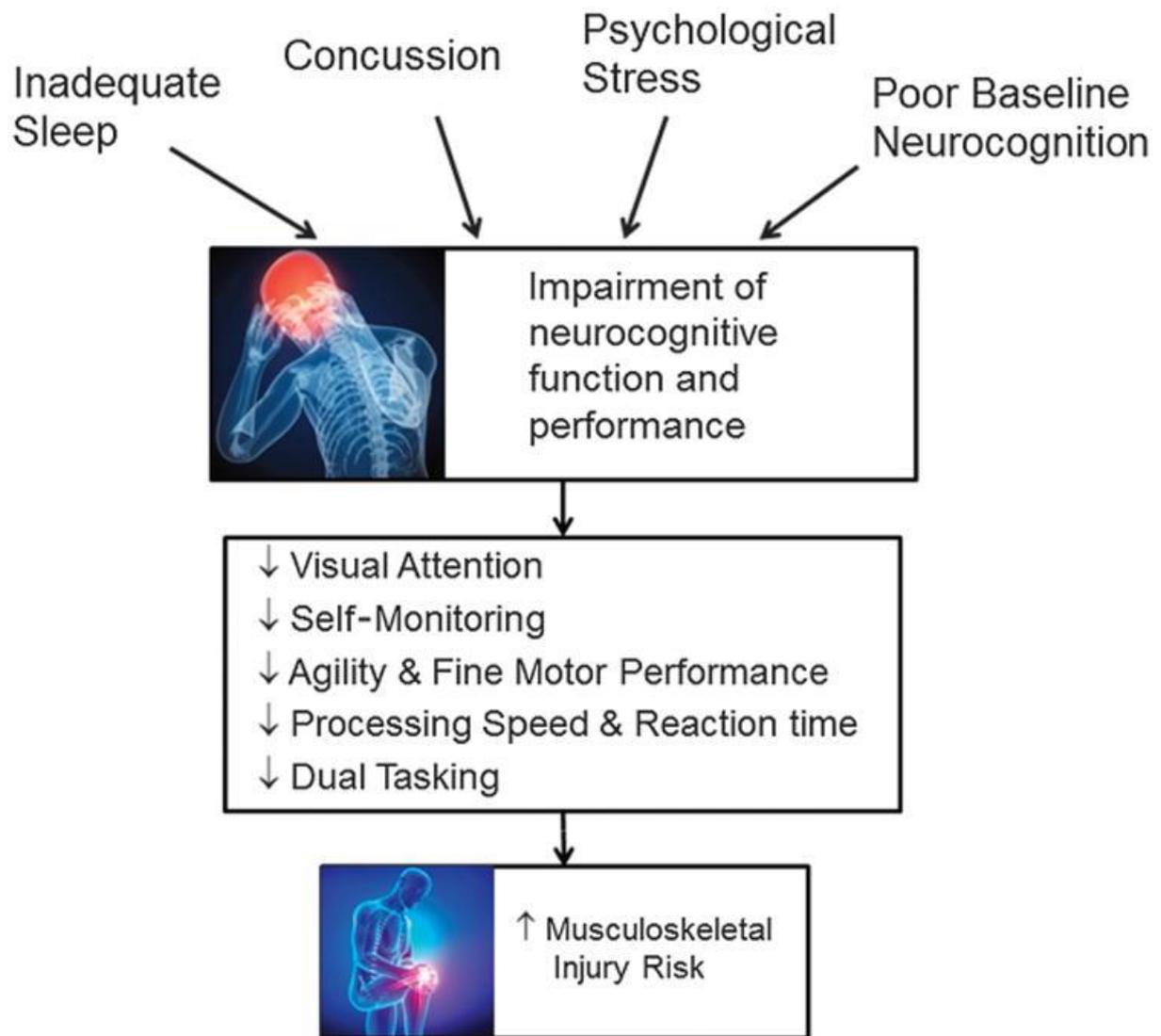
Des altérations des fonctions neurocognitives ou de performances posturales ont été mises en évidence entre 6 et 14 mois après la lésion lors d'exercices de doubles tâches (Ahmadi et al., 2020; Mohammadi-Rad et al., 2016; Negahban et al., 2013; Stone et al., 2018). La notion de performance neurocognitive dans le contexte sportif renvoie à plusieurs aspects définis dans le **Tableau 1.1** (Herman et al., 2015).

**Tableau 1.1.** Définitions des différents aspects de la performance neurocognitive dans le contexte sportif (Herman et al. 2015).

<b>Catégories</b>	<b>Définitions</b>
<b>Attention visuelle</b>	Capacité à se concentrer sur les entrées visuelles en excluant les stimuli moins essentiels
<b>Self-monitoring</b>	Capacité à se concentrer sur les signaux proprioceptifs
<b>Agilité/motricité fine</b>	Capacité à réaliser des ajustements précis de la commande motrice
<b>Vitesse de traitement de l'information (ou temps de réaction)</b>	Capacité à répondre à un stimulus dans un intervalle de temps donné
<b>Double tâche</b>	Capacité à s'engager dans deux activités simultanées en maximisant l'atteinte des objectifs

Les données de la littérature indiquent que les patients ayant subi une rupture du LCA présentent des déficits de temps de réaction, des atteintes de la mémoire visuelle et verbale ainsi que des altérations du contrôle postural (Ahmadi et al., 2020; Mohammadi-Rad et al., 2016; Negahban et al., 2013; Stone et al., 2018; Swanik et al., 2007). Le **Tableau 1.2** reprend les principaux résultats des études comparant les performances neurocognitives dans le contexte de cette blessure. Lors d'exercices en double tâche (test d'équilibre combiné à un test de Stroop auditif), les individus ayant subi une reconstruction du LCA dégradaient plus leurs performances cognitives (temps de réaction et taux d'erreurs dans les réponses) que les sujets sains (Mohammadi-Rad et al., 2016). D'autre part, l'ajout d'un test de mémoire visuelle à court terme (test d'empan de chiffres) diminuait les performances posturales des sujets opérés par rapport au sujets sains (Negahban et al., 2013).

Au niveau de l'activité cérébrale, il existe une augmentation des ondes Thêta du cortex cingulaire antérieur et des ondes rapides (Alpha-2) du cortex somatosensoriel lors de tâches de repositionnement articulaire du genou ou de reproduction de force du quadriceps (Baumeister et al., 2008b, 2011). Dans la mesure où ces régions sont impliquées dans les ressources attentionnelles (Baumeister et al., 2008a) ces auteurs suggèrent que la perturbation des afférences liée à la lésion ligamentaire pourrait être compensée par l'augmentation des ressources attentionnelles pour l'exécution de tâches motrices ou posturales (Piskin et al., 2021). Malheureusement, dans le contexte des sports collectifs où la charge cognitive est importante (gestion du ballon, des adversaires et des coéquipiers), toute augmentation de l'utilisation des ressources attentionnelles majore le risque de blessure (Almonroeder et al., 2019). La **Figure 1.1** reprend le modèle expliquant le lien entre les performances neurocognitives et le risque de blessures (Herman et al., 2015) dans lequel les auteurs soulignent également l'implication des contraintes psychologiques, d'un manque de sommeil ou encore d'autres traumatismes tels que les commotions cérébrales. L'ensemble de ces éléments diminuent en effet les marqueurs de performances cognitives (**Tableau 1.1**) et majorent le risque de lésions traumatiques.



**Figure 1.1.** Modèle expliquant le lien entre la performance neurocognitive et le risque de blessures (Herman et al. 2015).

**Tableau 1.2.** Principaux résultats des études comparant les performances neurocognitives en lien avec la rupture du ligament croisé antérieur (Piskin et al. 2021). ImPACT: Immediate Post-Concussion Assessment and Cognitive Testing.

Études	Participants	Tests	Délais	Principaux résultats
Swanik et al. 2007	Futurs LCA : n= 80, F/H= 45/35, 20.7 ±1.5 ans Contrôles : n= 80, appariés par âge et par sexe	Score ImPACT: mémoire auditive et visuelle, temps de réaction et vitesse de traitement de l'information	Blessures après les tests, délais non décrits	Performances cognitives plus faibles (temps de réaction et vitesse de traitement de l'information, mémoire visuelle et verbale) chez les futurs blessés
Mohammadi-Rad et al. 2016	LCA : n= 17 F/H = 1/16, 26.8 ±6.5 ans Contrôles : n= 17, F/H= 1/16, 26.2 ±7.3 ans	Double tâche lors d'exercice de maintien de l'équilibre (test de Stroop auditif)	6 à 12 mois post lésionnels	Diminution des performances cognitives (temps de réaction et nombre d'erreurs) chez les athlètes blessés pour maintenir l'équilibre
Ahmadi et al. 2020	LCA : n= 20 hommes, 26.6 ±3.5 ans Contrôles : n= 20 hommes, 26.0 ±4.9 ans	Double tâche lors d'exercices de maintien de l'équilibre (tâches de calcul mental continues)	14.10 ±3.9 mois après la chirurgie	Les athlètes opérés répondaient aux charges cognitives par une augmentation de stabilité posturale. Pas de différence chez les sujets sains.
Lion et al. 2018	LCA : n= 19, F/H= 5/14, 24.8 ±6.4 ans Contrôles : n=21, F/H=10/11, 24.9.3 ±3.7 ans	Double tâche en équilibre bipodal (Comptage à rebours en silence)	9.2 ±1.6 mois après la chirurgie	Aucune différence n'a été mise en évidence dans le déplacement du centre des pression et la surface d'équilibre entre les patients et les sujets sains.
Stone et al. 2018	LCA : n= 20, F/H= 12/8, 22.0 ±3.0 ans Contrôles : n= 20, F/H= 12/8, 22.0 ±3.0 ans	Test de suivi de tracé à la main, temps de réaction, poursuite de cible, tâches motrices fines, marche sur tapis à contre sens	Non décrits	Les patients opérés étaient meilleurs au suivi de tracé et semblaient utiliser des stratégies différentes lors des adaptations locomotrices.
Negahban et al. 2013	ACL : n= 25 hommes, 24.9 ±3.8 ans Contrôles : n= 25 hommes, 24.9 ±4.3 ans	Double tâche en appui monopodal (mémoire visuelle à court terme : test d'empan de chiffres inversé)	14.1 ±1.7 mois après la chirurgie	Diminution de stabilité posturale en double tâche chez les sujets blessés.

En plus des atteintes révélées lors de tests neurocognitifs, il existe une neuroplasticité fonctionnelle impactant à la fois les versants moteur et sensoriel du SNC à la suite de la blessure (Grooms et al., 2017; Needle et al., 2017). L'utilisation récente d'outils tels que l'Imagerie par Résonance Magnétique fonctionnelle (IRMf), les Stimulations Magnétiques Transcrâniennes (TMS) ou encore l'Electro Encéphalogramme (EEG) ont permis de révéler certaines altérations neurophysiologiques liées aux ruptures du LCA (Neto et al., 2019; Piskin et al., 2021; Shultz et al., 2019). Lors de la réalisation de tâches motrices simples, les sujets ayant subi une rupture du LCA semblent développer une neuroplasticité délétère par rapport aux sujets sains, impliquant notamment les aires corticales primaires et prémotrices (Needle et al., 2017). De même, les résultats d'analyses de densité spectrale révèlent une puissance plus importante des ondes Thêta dans le cortex frontal après une lésion du LCA (Baumeister et al., 2011, 2008b). Dans la mesure où cette zone est impliquée dans la mémoire de travail et la focalisation attentionnelle (Smith et al., 1999), ces données confirment qu'après la survenue de la blessure, plus de ressources cognitives sont nécessaires pour effectuer des tâches motrices simples (Neto et al., 2019). Cette augmentation du coût devient problématique lors de situations de jeu complexes qui impliquent une charge cognitive élevée (Burcal et al., 2019; Piskin et al., 2021). En effet, comme l'ensemble des fonctions cognitives influence la réussite de la tâche motrice (**Tableau 1.1**), il est aujourd'hui admis que leurs altérations peuvent majorer le risque de blessure chez l'athlète (Giesche et al., 2020; Herman & Barth, 2016; Wilke et al., 2020).

Plusieurs études ont également identifié des différences au niveau du cortex sensorimoteur chez des sujets après rupture du LCA. En ce qui concerne les altérations des voies efférentes, il existe une diminution d'excitabilité du cortex moteur consécutive à la lésion (Kuenze et al., 2015; Ward et al., 2016), ce qui implique qu'une activité corticale motrice plus importante est nécessaire pour déclencher une commande efférente identique (Brown & Teskey, 2014). Plusieurs travaux utilisant la TMS ont effet mis en évidence des seuils moteurs du quadriceps plus élevés sur le membre opéré que sur le membre sain (Lepley et al., 2020, 2019; Pietrosimone et al., 2015). Les athlètes blessés présentaient également lors de tâches motrices simples telles que du repositionnement articulaire ou des mouvements de flexion/extension de genou, une suractivité de certaines régions motrices (cortex moteur primaire, aire prémotrices supplémentaires) mesurée par IRMf, ce qui confirme une excitabilité plus faible du cortex moteur (Baumeister et al., 2008b; Grooms et al., 2017; Kapreli et al., 2009). Enfin récemment des inhibitions corticales ont également été mises en évidence par TMS chez des patients ayant souffert d'une rupture du LCA (Scheurer et al., 2020; Tang et al., 2020; Zarzycki et al., 2021,

2018). Il est intéressant de noter que la prise en charge chirurgicale ne semble pas corriger ces altérations centrales puisque plusieurs études ont identifié chez les patients opérés, une augmentation persistante de l'activité du cortex frontal par rapport à des sujets sains (Baumeister et al., 2008b; Grooms et al., 2015b).

Concernant les voies afférentes, la lésion ligamentaire entraîne une perturbation importante des signaux proprioceptifs combinée à une suractivité des nocicepteurs du fait des processus inflammatoires associés. Ces différents éléments modifient les informations sensorielles et leur traitement par le SNC, provoquant des réorganisations corticales chez les athlètes blessés (Chaput et al., 2022; Neto et al., 2019). Il existe en effet des altérations des potentiels évoqués au niveau du cortex somatosensoriel à la suite de stimulations per-opératoires du LCA rompu ou encore du nerf fibulaire commun chez les sportifs blessés (Courtney et al., 2005; Neto et al., 2019; Ochi et al., 1999; Valeriani et al., 1999). Ces altérations centrales semblent persister à long terme puisque plusieurs années après la blessure, une augmentation de l'activation et des connexions des zones sensori et visuomotrices impliquées dans la cognition visuospatiale et l'attention est constatée (Criss et al., 2020). Ces modifications ont été identifiées lors de mouvements de la hanche et du genou en IRMf. De plus, une augmentation de l'activité du gyrus lingual et du cortex visuel a été observée au moyen de l'IRMf et des analyses de densité spectrale (Baumeister et al., 2011, 2008b; Grooms et al., 2017; Kapreli et al., 2009). Les résultats de la revue systématique de Wikstrom et al. confirment une surutilisation des informations visuelles lors de tâches posturales chez les athlètes blessés (Wikstrom et al., 2017). Cette dépendance accrue aux signaux visuels consécutive à la blessure est considérée comme un mécanisme central de réorganisation sensorielle, destiné à compenser la dégradation des signaux proprioceptifs (et de leur intégration) afin de maintenir un contrôle postural et une stabilité articulaire efficaces (Grooms et al., 2015a). Dauty et al. ont également mis en avant des différences de contrôle postural lors de tâches d'équilibre entre des sujets ayant subi une reconstruction récente du LCA (15 jours) et des sujets contrôles (Dauty et al., 2010). Ces auteurs suggèrent une origine centrale à ces altérations du contrôle postural, indépendante du contrôle visuel. Ils supposent également que ces différences de stratégies posturales pourraient être présentes en amont de la blessure.

L'ensemble de ces résultats confirment que la lésion du LCA ne doit pas être considérée comme une simple atteinte musculosquelettique, mais plutôt comme un traumatisme complexe qui conduit à des réorganisations au sein du SNC potentiellement responsables d'une augmentation du risque de récurrences (Piskin et al., 2021; Shultz et al., 2019).

## **Résumé des altérations centrales identifiées à la suite de rupture du LCA :**

### Voies motrices :

- Augmentation des seuils moteurs (TMS)
- Augmentation de l'activité des aires motrices (IRMf)

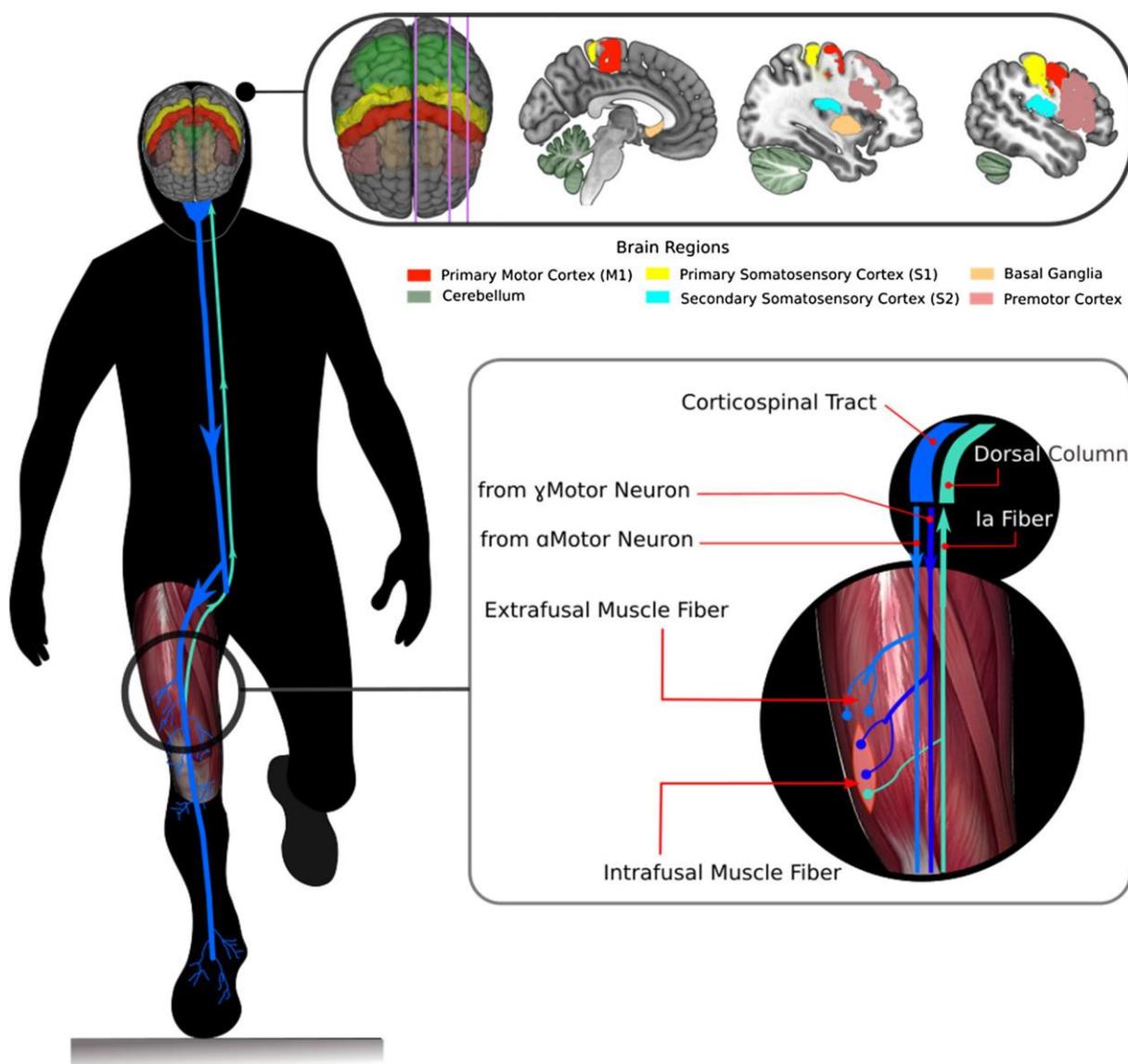
### Voies sensorielles :

- Augmentation des densités de fréquence Thêta dans le cortex frontal et Alpha 2 dans le cortex pariétal (EEG)
- Anomalie dans les potentiels évoqués somatosensoriels (EEG)
- Augmentation d'activité corticale dans les aires visuelles (IRMf)
- Diminution d'activité corticale dans les aires somatosensorielles (IRMf)
- Utilisation moins efficace par le SNC des ressources proprioceptives et attentionnelles (EEG)

### Fonctions neurocognitives :

- Augmentation des temps de réaction et diminution des vitesses de traitement de l'information
- Altération de la mémoire visuelle et verbale
- Augmentation des perturbations posturales lors de l'ajout de tâches cognitives
- Augmentation de la demande attentionnelle lors de tâches simples

Etant donné les schémas expérimentaux utilisés dans ces différents travaux (études rétrospectives ou transversales), il est difficile de savoir si cette neuroplasticité est une conséquence ou bien une cause de la rupture du LCA (Neto et al., 2019). Plusieurs auteurs se sont en effet posé la question de l'existence de ces altérations en amont de la blessure initiale (Grooms et al., 2015a, 2017) et quelques faisceaux de preuves ont récemment émergé dans la littérature laissant supposer que des déficits centraux pourraient prédisposer les athlètes à la blessure (Diekfuss et al., 2019b, 2019a). La **Figure 1.2** représente les différents éléments du SNC impliqués dans le risque de rupture du LCA et notamment le rôle des fuseaux neuromusculaires (fibres Ia) sur lequel nous reviendrons plus loin.



**Figure 1.2.** Visualisation du rôle global des composants du SNC impliqués dans le contrôle neuromusculaire et sensorimoteur en lien avec le risque de blessure au membre inférieur. La ligne bleue représente le tractus cortico spinal et les informations efférentes (motoneurone  $\alpha$  et  $\gamma$ ). La ligne verte représente la voie afférente provenant des régions musculaires (fibre Ia) via la colonne dorsale jusqu'au cerveau. (Diekfuss et al. 2020).

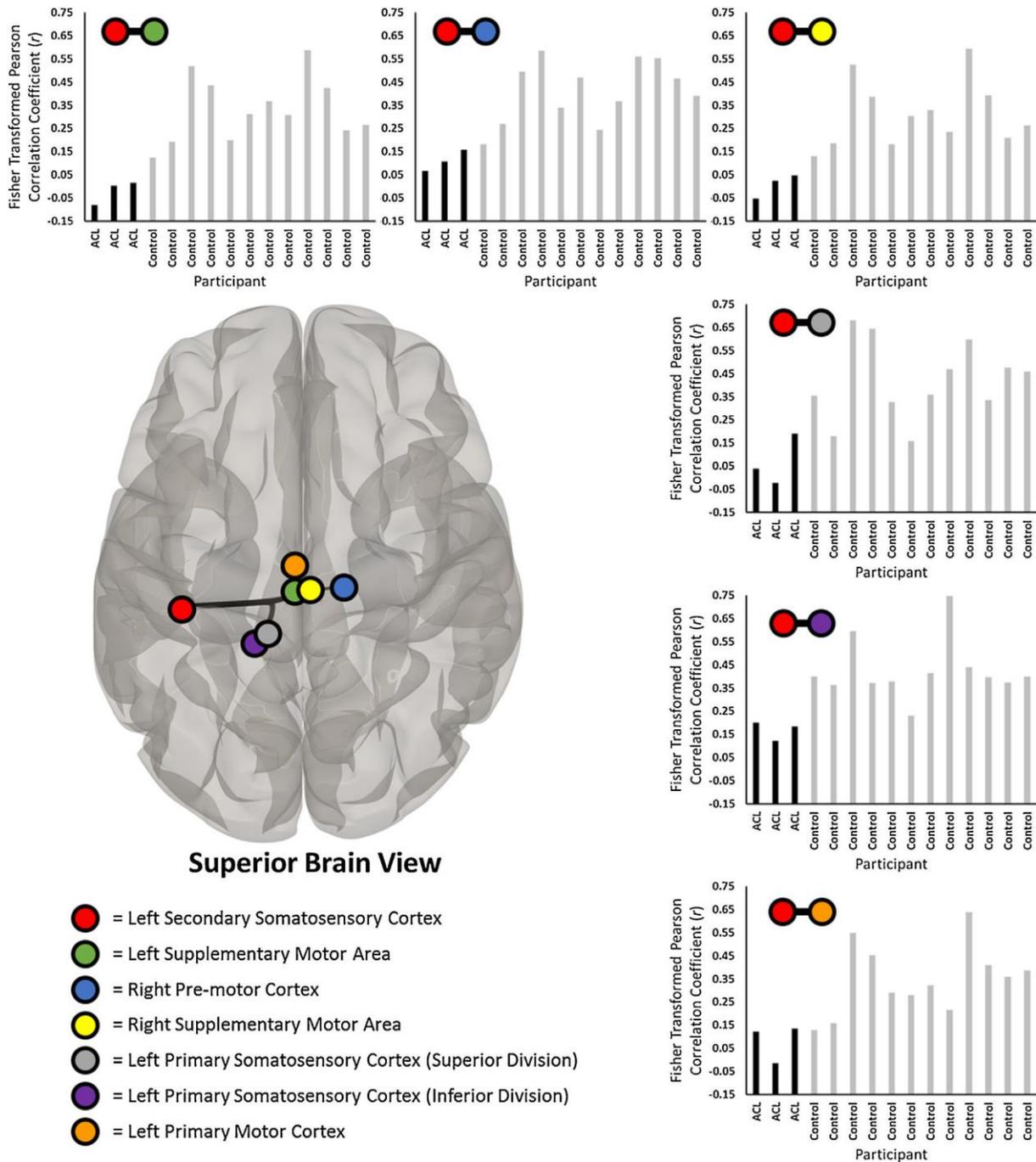
## b) Altérations du SNC associées à un haut risque biomécanique de lésion du LCA

A la suite d'un drop vertical jump, l'utilisation de l'EEG a très récemment permis de comparer les capacités d'adaptabilité des sujets considérés comme à haut risque de rupture du LCA (Bonnette et al., 2020). En effet, les signaux EEG reflètent à la fois une activité déterministe (prévisible) et stochastique (aléatoire) du cerveau (Deco et al., 2009b, 2009a). Bonnette et al. (2020) ont ainsi identifié des activités EEG au repos différentes traduisant une diminution d'adaptabilité chez les individus à risque (Stergiou & Decker, 2011). Une activité électro corticale altérée de la bande de fréquence Thêta frontale (Fz) et Alpha-2 centro-pariétale (C3 et P3) a été observée dans le groupe à « haut risque » de blessure, ce qui traduit une plus grande régularité (prévisibilité) et une capacité limitée du SNC à passer de l'état de repos à l'activité. Cette rigidité diminue la capacité de l'athlète à « détecter » et à organiser les commandes sensorimotrices lors de tâches complexes et signe une perte d'adaptabilité aux exigences cognitives et attentionnelles (Bonnette et al., 2020).

De nombreuses analyses simultanées de la fonction du SNC et de la cinématique des membres inférieurs indiquent des profils d'activité neuronale distincts, associés à un haut risque de blessure (Diekfuss et al., 2020). Lors d'un exercice de presse unipodale réalisés dans une IRMf, des déplacements exagérés du genou dans le plan frontal (*i.e.* valgus dynamique) étaient associés à des modifications des activités cérébrales des régions impliquées dans l'attention, le contrôle sensorimoteur et l'intégration sensorielle (Anand et al., 2021). Certains résultats préliminaires présentés lors de la dernière « ACL Research Retreat en 2019 », portant sur l'identification des facteurs de risque, ont par exemple relevé une corrélation entre l'activité du gyrus lingual (partie du cortex occipital impliquée dans le repérage d'un sujet dans l'espace) et des mouvements inadaptés du genou lors d'une tâche de squat bilatérale et de réceptions de saut avec une augmentation des contraintes sur le genou ("Abstracts," 2019; Shultz et al., 2019). Toutefois, bien que la littérature fasse état d'activités centrales associées à une biomécanique à haut risque de blessure du LCA (Diekfuss et al., 2020), les méthodes d'investigations employées (EEG, TMS, IRMf) restent coûteuses, très éloignées des analyses de tâches fonctionnelles et difficilement applicables en pratique courante.

### c) Dysfonctions du SNC identifiées en amont d'une rupture du LCA

Les travaux de Swanik suggèrent que l'altération des connexions centrales impliquées dans le contrôle postural et l'intégration proprioceptive pourrait prédisposer les athlètes à des ruptures du LCA (Swanik, 2015). Au niveau des performances neurocognitives, ces mêmes auteurs ont identifié une diminution des vitesses de traitement de l'information et de la mémoire visuelle et verbale (**Tableau 1.1**), peu de temps avant la survenue de ruptures du LCA (Swanik et al., 2007). Plus récemment, des études prospectives de suivi de cohortes ont également identifié des déficits centraux en amont de blessures, confirmant ainsi le rôle du SNC au cœur des facteurs de risque lésionnels (Diekfuss et al., 2019a, 2019b; Grooms et al., 2015b). Grooms et al. montrent par exemple chez un patient opéré du LCA que peu de temps avant une rupture controlatérale, le sujet présentait en IRMf une suractivation des zones responsables de la planification motrice, du traitement sensoriel et du contrôle visuo-moteur (Grooms et al., 2015b). Une fois encore, les auteurs suggèrent la présence de ces altérations en amont de la première lésion et soulignent que la neuroplasticité constitue un facteur de risque important (Grooms & Onate, 2016). Par ailleurs, des joueuses de football qui se sont rompues le LCA présentaient, comparativement à une population contrôle, une diminution des connexions entre le cortex sensoriel primaire (S1) gauche, impliqué dans le traitement des signaux proprioceptifs, et le lobe cérébelleux postérieur droit (Lobule XIIB), impliqué dans l'équilibre et la coordination (Diekfuss et al., 2019b, 2019a). Chez les hommes, de plus faibles connectivités ont été identifiées entre le cortex somatosensoriel secondaire gauche (S2) et i) les aires motrices supplémentaires gauche et ii) droite, iii) le cortex prémoteur droit, iii) le cortex somatosensoriel primaire gauche et iv) le cortex moteur primaire gauche (Diekfuss et al., 2019a). La **Figure 1.3** montre ces connexions significativement plus faibles chez les 3 athlètes qui se sont rompus le LCA peu de temps après l'étude. Le rôle prédominant du cortex sensoriel primaire et secondaire dans la planification et l'initiation du mouvement, implique que des altérations de connectivité identifiées en amont de la blessure pourraient diminuer la capacité à produire des réponses adaptées à des situations de jeu complexes (Piskin et al., 2021). Ainsi la façon dont le système sensorimoteur est organisé dans le but de maintenir un contrôle postural efficace grâce notamment à l'intégration des entrées proprioceptives peut légitimement être considéré comme un facteur de risque de rupture du LCA (Swanik, 2015).



**Figure 1.3.** Diminution des connectivités fonctionnelles entre le cortex somatosensuel secondaire gauche (cercle rouge) et six aires sensori-motrices identifiées chez trois sujets en amont d’une rupture du LCA (histogrammes noirs) par rapport aux sportifs témoins (histogrammes gris) (Diekfuss et al. 2019).

Les capacités d’intégration des informations proprioceptives en amont de la pose du pied au sol semblent en effet jouer un rôle décisif dans la commande motrice en lien avec les contraintes articulaires (DeMont et al., 1999). Dans certaines situations sportives telles que les changements de directions rapides, non anticipés et réalisés face à un adversaire, les contraintes cognitives peuvent dépasser un niveau qui ne permet pas au SNC de mettre en lien l’intégration

proprioceptive et la charge biomécanique appliquée sur le genou (Ghez & Krakauer, 2000; Kim et al., 2016; Swanik, 2015). Une diminution des connexions fonctionnelles entre les régions responsable de l'intégration sensorimotrice peut entraîner des altérations de la commande efférente à l'origine d'erreurs de position articulaire dans des situations de jeu à haut risque (Borotikar et al., 2008; Diekfuss et al., 2019a; Gitelman et al., 1999; Manto et al., 2012; O'Reilly et al., 2008). Ces inadéquations sensorimotrices provoquent *in fine* une diminution de la stabilité articulaire pouvant aboutir à la rupture du LCA (Ghez & Krakauer, 2000; Kim et al., 2016) et justifient le fait de se questionner sur le rôle de l'intégration proprioceptive et les comme facteur de risque du LCA (Grooms & Onate, 2016). Il s'agit non seulement de considérer les aspects centraux dans le contexte des blessures en implémentant des routines de tests de terrain (Shultz et al., 2019), mais également de mettre en place des suivis longitudinaux au sein des populations sportives afin de confirmer le lien entre les profils neurologique et le risque de lésions du LCA (Neto et al., 2019). Des analyses associant biomécanique et neurophysiologie sont donc nécessaires, cependant les outils d'imagerie actuels (IRMf, EEG, TMS) ne sont pas adaptés à l'analyse de tâches fonctionnelles proches des mécanismes lésionnels. Dans la mesure où le contrôle postural semble impliqué dans le risque de lésion du LCA (Collings et al., 2021; Oshima et al., 2018), il nous apparaît pertinent d'évaluer les capacités d'intégration proprioceptive des athlètes lors de tâches posturales selon différentes conditions d'équilibration.

## Le contrôle postural et la rupture du LCA

Le contrôle postural statique se définit comme la capacité à maintenir la projection de son centre de masse (CoM<sup>3</sup>) à l'intérieur du polygone de sustentation en position debout sur une surface d'équilibration stable et immobile (Peterka, 2018; Riemann et al., 1999). L'équilibre est atteint lorsque la résultante des forces appliquées aux différents segments du corps est nulle, et que la somme des moments appliqués au centre de masse est égale à zéro (Shumway-Cook & Woollacott, 1995). Le contrôle postural peut donc se définir comme l'ensemble des mécanismes nerveux permettant de maintenir ou de restaurer l'équilibre. Il est fréquemment étudié dans le domaine sportif car il s'agit d'un déterminant essentiel dans la performance (Hrysomallis, 2011; Sekulic et al., 2013). Dans un objectif de prévention des blessures, de

---

<sup>3</sup> Le CoM se définit ici comme le barycentre des centres de masse des segments corporels (*i.e.* point imaginaire où toute la masse du corps pourrait être localisée).

nombreux travaux ont évalué l'impact des lésions du LCA sur le contrôle postural (Dauty et al., 2010; Negahban et al., 2014) ainsi que son implication dans le risque de survenue de blessures (Lysholm et al., 1998; Negahban et al., 2014; Noyes & Barber-Westin, 2018; O'Connell et al., 1998; Paterno et al., 2010; Rozzi et al., 1999; Söderman et al., 2001). Dans ce domaine, la littérature scientifique rapporte des résultats discordants (Collings et al., 2021). En effet, certains travaux démontrent que l'analyse du contrôle postural chez des sportifs ne permet pas d'identifier de facteurs de risque (Steffen et al., 2017). A l'inverse d'autres auteurs ont identifiés, chez des joueuses de handball et de basketball, un mauvais contrôle postural comme facteur prédictif majeur de rupture de LCA (Oshima et al., 2018) ou de récives (Paterno et al., 2015, 2010). La variabilité des paramètres de contrôle postural et des méthodes d'investigations utilisées peut expliquer ces divergences de résultats. Dans le cas d'évaluations réalisées chez le sportif, des analyses basées sur des consignes plus complexes que celles de la « simple » tâche d'équilibre bipodal les yeux ouverts doivent être mises en place afin de pouvoir créer des situations perturbantes, capables de révéler des déficits associés à un facteur de risque (DuPrey et al., 2016; Hoffman et al., 1999; Kiers et al., 2013; Noyes & Barber-Westin, 2018; Steffen et al., 2017). Une méta analyse confirme que l'utilisation de tests plus dynamiques (*i.e.* surfaces d'équilibration instables ou perturbations extérieures) chez les sujets sportifs permet finalement d'apprécier les déficits posturaux de sujets opérés du LCA (Howells et al., 2011).

A la suite d'une rupture du LCA, les sujets présentent un déficit de contrôle postural majoré par rapport à des sujets sains (Arockiaraj et al., 2013; Herrington et al., 2009; Hewett et al., 2002; Negahban et al., 2014). En particulier, une méta analyse confirme que les sujets ayant subi une rupture du LCA présentent des déficits de contrôle postural unipodales les yeux ouverts (Lehmann et al., 2017). Les travaux récents de la même équipe ont révélé qu'au cours d'une tâche d'équilibre unipodal en l'absence de vision six semaines après la reconstruction chirurgicale, les patients augmentent les connections au niveau cortical par rapport aux sujets sains (Lehmann et al., 2021). Cette connectivité fonctionnelle plus élevée dans les zones somatosensorielles et visuelles traduit un mécanisme compensatoire destiné à contrôler la stabilité posturale de la jambe lésée. A plus long terme (*i.e.* 20 ans après la lésion), les sujets blessés présentent une moins grande adaptabilité de contrôle postural associée à des efforts plus importants de maintien de l'équilibre par rapport à des sujets sains (Stensdotter et al., 2016). Ceci conduit à un manque de flexibilité du contrôle moteur dans des situations non anticipées (Latash, 2000, 2012). Ces déficits de contrôle postural semblent principalement liés à des altérations de la pondération sensorielle.

## Neurophysiologie du contrôle postural

Lors de la station debout, considérée comme la posture de référence humaine, le SNC doit pouvoir organiser et gérer l'ensemble des tâches motrices nécessaire au comportement de l'individu (marcher, saisir...) tout en conservant un équilibre postural efficace. Dans les cas particuliers de situations dynamiques comme la marche, la course et les lancers par exemple, la projection du CoM est amenée à sortir du polygone de sustentation. La vitesse et le déplacement du CoM doivent donc être suffisamment importants pour que ce dernier puisse être repositionné au sein du polygone. Le centre des pressions (CoP), qui peut se définir comme le point d'application de la force de réaction moyenne (*i.e.* un point correspondant à la résultante des forces de réaction opposée aux forces produites par un individu) contrôle ainsi la vitesse et l'orientation du CoM. D'un point de vue fonctionnel, le contrôle postural est géré en permanence par le système nerveux central, lui-même alimenté par différents types d'entrées sensorielles originaires :

- du système visuel,
- du système vestibulaire,
- des afférences proprioceptives (ou somato-sensorielles).

Lors des activités sportives, l'athlète est en permanence en interaction avec son environnement, et l'intégration d'un ensemble d'entrées sensorielles lui permet d'organiser ses actions motrices en fonction du contexte environnemental.

### La pondération sensorielle :

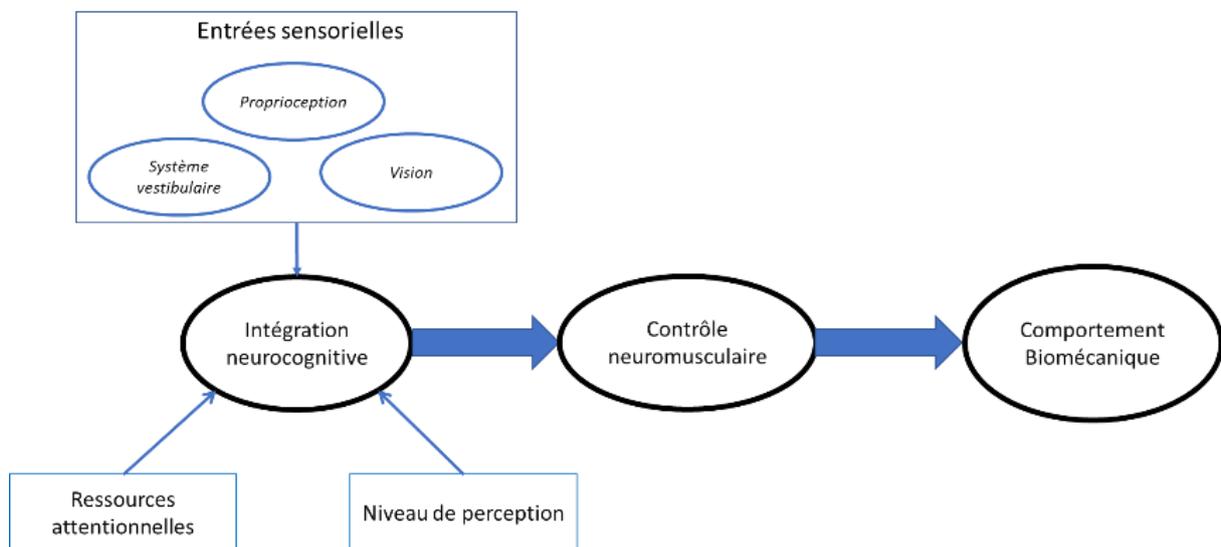
Comme cela a été évoqué, la blessure survient lors d'une tâche motrice réalisée dans un environnement complexe associé à une charge cognitive importante (Grooms & Onate, 2016; Krosshaug et al., 2007b; Olsen et al., 2004). Dans ces situations, l'efficacité du contrôle postural réside dans la capacité du SNC à utiliser et intégrer finement les entrées sensorielles les plus pertinentes (*i.e.* vestibulaires, visuelles et proprioceptives) et les repondérer de manière dynamique en fonction du contexte environnemental (Chiba et al., 2016; Peterka, 2018, 2002; Peterka & Loughlin, 2004). Certains travaux ont montré qu'il existe des variations interindividuelles importantes dans l'utilisation des entrées sensorielles (Shumway-Cook &

Woollacott, 1995). Ces différences, qu'il est possible de qualifier de stratégies (ou préférences) sensorielles semblent notamment dépendre de l'apprentissage antérieur des individus (Mesure & Lamendin, 2001), de leurs activités sportives (Vuillerme et al., 2001a) et/ou de l'âge des sujets (Ito et al., 2018; Sá et al., 2018). Il est par exemple possible de dissocier les individus « visuo-dépendants » et « non visuo-dépendants » en fonction de leurs capacités d'utilisation des entrées visuelles par rapport aux entrées proprioceptives et vestibulaires (Chiari et al., 2000; Guerraz et al., 2001; Isableu et al., 1997; Kluzik et al., 2005). La capacité des sujets à réorganiser le poids et la hiérarchie des entrées sensorielles est révélatrice d'une certaine adaptabilité (ou plasticité) du système postural. Le maintien de l'équilibre postural dépend donc de la capacité du SNC à repondérer de manière dynamique et rapide les différentes entrées sensorielles à disposition (Bronstein, 1986; Glasser et al., 2015; Horak & Macpherson, 2011; Oie et al., 2002; Peterka & Loughlin, 2004). Cette repondération peut s'opérer entre différentes modalités sensorielles (les entrées proprioceptives deviennent par exemple prépondérantes en l'absence de vision), ou bien au sein d'une même modalité sensorielle (proprioceptive). Cette plasticité, que certains qualifient d'abondance sensorielle, est une caractéristique essentielle du SNC chez des sujets sains (Assländer & Peterka, 2014; Latash, 2000). Une diminution de cette capacité de repondération traduit un déficit d'intégration sensorimotrice et un contrôle postural moins efficient (Hay et al., 1996; Peterka, 2018; Teasdale et al., 1991; Teasdale & Simoneau, 2001).

Des altérations de repondération sensorielle ont été observées dans plusieurs pathologies ostéoarticulaires. Une surutilisation des informations visuelles a par exemple été identifiée chez des sujets en situation d'instabilité chronique de cheville (Song et al., 2017). Dans le contexte de la rupture du LCA, la méta analyse de Wikstrom et al. (2017) révèle des altérations de repondération sensorielle au sein du système de contrôle postural. Elles se caractérisent par une prédominance des informations visuelles au dépend des informations proprioceptives qui conduit à une diminution des capacités d'adaptation lors de tâches motrices plus complexes (Davids et al., 2003; Nashner & Berthoz, 1978; Peterka, 2002; Swanik et al., 1999). Dans la pratique sportive, l'attention de l'athlète est focalisée sur la gestion dynamique du flux d'informations auquel il est soumis. La vision est principalement dédiée à la gestion de l'environnement extérieur, comme par exemple le placement des adversaires, des coéquipiers ou le suivi de la trajectoire du ballon (Han et al., 2015a; Swanik, 2015). Dans le cas d'un duel au handball, la gestion du contrôle articulaire est pilotée via l'intégration et l'utilisation des signaux proprioceptifs (Grooms et al., 2015a; Remaud et al., 2013). Lorsque les contraintes

environnementales augmentent, les athlètes doivent ajuster leur stratégie posturale et limiter le recours aux signaux visuels pour le maintien de l'équilibre (Paillard, 2017). Dès lors, les informations proprioceptives et plus particulièrement celles qui proviennent du membre inférieur deviennent cruciales dans le contrôle postural et la stabilité articulaire (Paillard, 2019, 2017; Paillard & Noé, 2006). Au cours de tâches sportives complexes, les capacités d'intégration et de repondération sensorielle dynamique influencent directement le contrôle postural de l'athlète, sa performance de l'athlète (Paillard et al., 2006) et potentiellement le risque de blessure (Diekfuss et al., 2019a, 2019b; Shultz et al., 2019).

La lésion du LCA peut donc finalement se définir comme la conséquence d'une biomécanique inadaptée (voir Chapitre 2), consécutive à une erreur de commande motrice (Piskin et al., 2021). Les efférences étant directement pilotée par les fonctions neurocognitives, elles-mêmes sous la dépendance du flux d'informations sensorielles et influencées par le niveau de perception ainsi que les ressources attentionnelles de l'athlète (**Figure 1.4**). Des altérations dans le traitement des entrées sensorielles sont alors considérées comme de potentiels facteurs de risque de blessures (Swanik, 2015). Dans le cadre de cette thèse, les travaux se sont focalisés sur les capacités d'intégration et d'utilisation des entrées proprioceptives chez les athlètes.



**Figure 1.4.** Proposition d'un modèle explicatif de l'intégration neurocognitive dans le risque de blessure.

## La proprioception

Le terme de proprioception a été utilisé pour la première fois par le neurophysiologiste Sir Charles Sherrington (Sherrington, 1920). Il correspond à la combinaison du latin *proprius* (propre ou soi) et « *perception* » qui désigne l'information sensorielle permettant à un individu de savoir où se trouvent les parties de son corps. Sherrington définit la proprioception comme "*la perception du mouvement des articulations et du corps ainsi que de la position du corps, ou de segments du corps, dans l'espace*". Ce « sixième sens » est à la base de la représentation interne de l'individu, du contrôle de la posture et des mouvements. La proprioception permet en effet de renseigner en permanence le SNC sur la position et le mouvement des différents segments du corps humain. Ces informations sensorielles permettent ainsi à l'homme de « *manipuler des objets sans le contrôle de la vue et de se déplacer dans le noir en évitant les obstacles* » (Proske & Gandevia, 2012). La proprioception regroupe à la fois le sens de la position (statesthésie) et celui du mouvement (kinesthésie). Elle repose principalement sur des signaux générés par des récepteurs musculaires, les fuseaux neuromusculaires, qui renseignent sur l'état et la vitesse d'étirement du muscle. Ils sont disposés en parallèle des fibres musculaires (**Figure 1.5**). De plus, on retrouve des récepteurs tendineux (les organes de Golgi) disposés à la jonction myotendineuse codant pour la tension développée au sein du système myotendineux (Proske & Gandevia, 2012). Il existe également au niveau cutané, notamment sous la voûte plantaire, des récepteurs (les corpuscules de Ruffini) sensibles à la pression et la tension de la peau (Mouchnino & Blouin, 2013). Enfin, on retrouve plusieurs types de récepteurs articulaires (les organes capsulaires de Ruffini, de Golgi et Paccini) informant sur la position et les mouvements des articulations. Cependant, il est établi que les principaux propriocepteurs sont les fuseaux neuromusculaires. Ils renseignent le système nerveux central (SNC) via les fibres *Ia* myélinisées de gros diamètre à conduction rapide et influencent la correction immédiate du mouvement (Proske & Gandevia, 2012). Le rôle des entrées proprioceptives et leur utilisation par le SNC semble être primordial dans le cadre des blessures sportives (Han et al., 2015a).

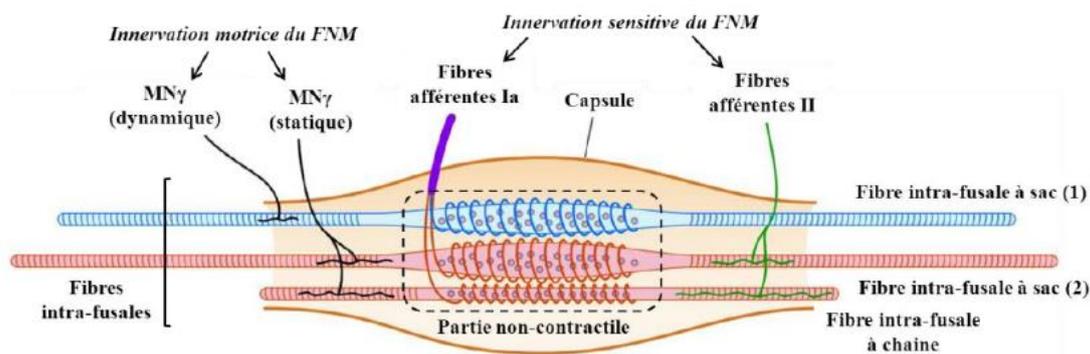


Figure 1.5. Les fuseaux neuromusculaires (d'après Duclos modifié de Proske & Gandevia 2012).

### a) Proprioception du genou et rupture du LCA

Etant donné que la proprioception du genou contribue à la stabilité articulaire (Lephart, 2000), il apparaît pertinent de l'aborder comme facteur de risque de rupture du LCA (Noyes & Barber-Westin, 2018). Les travaux de Nagai et al. (2013) ont démontré le rôle protecteur d'une bonne proprioception de genou (informations kinesthésiques) sur le risque biomécanique de rupture du LCA lors d'une tâche de réception d'un saut. Il est intéressant de noter que les patients ayant subi une reconstruction du LCA présentent une suractivation des zones corticales somatosensorielles lors de l'évaluation de la laxité du genou opéré par rapport au côté controlatéral et aux sujets sains (An et al., 2019). Ces différentes stratégies d'activation neuronale (*i.e.* neuroplasticité) confirment un découplage neuro-mécanique après lésion du LCA qui conduit à une altération de la perception et du contrôle sensorimoteur du genou (Baumeister et al., 2008b; Kapreli et al., 2009; Riemann & Lephart, 2002). Cependant, bien que la littérature appuie l'idée que la rupture du LCA s'accompagne d'un déficit proprioceptif du genou, il n'existe à notre connaissance pas de travaux qui prouvent l'impact direct d'un déficit proprioceptif sur le risque de blessure.

Si plusieurs travaux et méta-analyses (Kim et al., 2017; Laboute et al., 2019; Relph et al., 2014) montrent que les sujets ayant subi une rupture du LCA présentent une diminution de proprioception (évaluée par des tests de repositionnement et de seuil de détection de mouvements) du côté lésé par rapport au genou controlatéral et à des sujets sains, ces auteurs posent finalement la question de la pertinence clinique des résultats. En effet une revue de littérature ne montre pas de différence cliniquement pertinente entre des sujets sains, opérés et non opérés concernant le déficit proprioceptif du genou (Gokeler et al., 2012). En conséquence,

plutôt que l'évaluation de l'acuité proprioceptive, il convient d'étudier l'intégration et l'utilisation des informations proprioceptives provenant de la cheville et de la région lombaire en raison de leur implication dans la rupture du LCA (Hirjaková et al., 2016; Sainburg et al., 1993).

Dans la mesure où la rupture du LCA survient lorsque le pied est en appui au sol et dans les 100 millisecondes qui suivent le contact initial (Koga et al., 2010), il est nécessaire d'examiner l'intégration des informations proprioceptives des articulations sus et sous-jacentes (Noyes & Barber-Westin, 2018). En effet, si l'atteinte ligamentaire se situe au niveau du genou, il existe une implication importante des articulations de la cheville et de la région pelvienne (Koga et al., 2017). Les travaux de Kiefer et al. ont mis en évidence l'existence d'une altération du couplage sensorimoteur hanche-cheville lors de tâche de coordination posturale chez des sujets ayant subi une rupture du LCA (Kiefer et al., 2013). Ce déficit a récemment été décrit comme un facteur de risque de récurrence de rupture du LCA chez des femmes (Paterno et al., 2015). Dans les prochains paragraphes nous aborderons le rôle du contrôle neuromusculaire des articulations du membre inférieur impliquées dans le risque de rupture du LCA. Les aspects biomécaniques du tronc, du bassin et de la cheville dans le contexte de cette lésion seront ensuite traités au chapitre 2.

## b) Le tronc (région lombaire et pelvienne)

Le rôle du contrôle neuromusculaire du tronc a émergé récemment dans la littérature (De Blaiser et al., 2018; Shi et al., 2012). Dans la mesure où l'activation musculaire du tronc se conçoit « comme l'intégration pré programmée des muscles locaux, mono et polyarticulaires destinée à assurer la stabilité et la production de mouvements » (Kibler et al., 2006), des altérations du contrôle neuromusculaire à ce niveau peuvent prédisposer au risque de blessures, notamment à la lésion du LCA (Willson et al., 2005). Par exemple, la neuroplasticité consécutive à la rupture du LCA entraîne des altérations de l'activation des muscles stabilisateurs du tronc lors de tâches posturales considérées comme à risque pour le LCA (Tecco et al., 2006). De plus, de nombreux auteurs mettent en avant que des altérations de la proprioception, de la force et du contrôle moteur de la région lombaire jouent un rôle majeur dans le risque de rupture du LCA (Achenbach et al., 2018; Noyes & Barber-Westin, 2018; Raschner et al., 2012). Les travaux de Zazulak et al. ont identifié chez les femmes des déficits proprioceptifs de la région lombaire comme facteur de risque de rupture du LCA (Zazulak et

al., 2007a). Dans une autre étude, ces mêmes auteurs ont mis en évidence que les déficits de repositionnement lombaire et les historiques de lombalgies étaient des facteurs prédictifs important de traumatismes au niveau du genou (Zazulak et al., 2007b). Ces éléments allant dans le sens d'une diminution du contrôle neuromusculaire du bassin chez les femmes lors de tâches sportives (Hewett et al., 2005; Lawrence et al., 2008; Sigward et al., 2012). Selon Nguyen et al. la capacité à produire un plus grand moment de force des extenseurs de hanche n'est pas uniquement dépendant de la force maximale, mais plutôt d'une augmentation du contrôle neuromusculaire (*i.e.* de la boucle sensorimotrice) de cette articulation et de la région lombaire (Nguyen et al., 2018). La position du tronc et de la hanche étant fortement impliquée lors du mécanisme lésionnel (Boden et al., 2009; Cannon et al., 2019; Frank et al., 2013; Hewett et al., 2009; Hewett & Myer, 2011), il nous semble pertinent d'évaluer l'utilisation des informations proprioceptives provenant de la région lombaire chez les joueurs de handball.

### c) La cheville

La proprioception de la cheville est un élément fondamental dans la performance et la prévention des blessures dans le sport (Han et al., 2015a). Une diminution de la proprioception de la cheville est liée à une altération du contrôle du genou lors de tâche fonctionnelles chez les femmes ayant subi une rupture du LCA (Cronström & Ageberg, 2014). Lors de la pose du pied au sol, la position de la cheville influence nettement les contraintes articulaires du membre inférieur (voir Chapitre 2) puisqu'une attaque avant pied diminue directement les contraintes en valgus au niveau du genou (Kulmala et al., 2013). Boden et al. lors d'analyses vidéos de lésions du LCA ont également montré que les sujets présentaient une plus faible extension de cheville au contact initial que lors de situations sans survenue de blessure (Boden et al., 2009). La prise d'appui sur l'avant pied diminue le moment d'abduction, notamment lors de changements de direction rapides, en améliorant l'alignement global du membre inférieur, ce qui aboutit à une diminution du bras de levier à ce niveau (Donnelly et al., 2017; Kristianslund et al., 2014). L'attaque « avant pied » nécessite cependant une plus grande capacité d'absorption mécanique ainsi qu'une proprioception efficace au niveau de la cheville. Il s'avère que les sujets qui souffrent d'une instabilité chronique de cheville présentent une diminution des qualités d'absorption de la cheville lors de réceptions de sauts et de changements de direction (Kim et al., 2019a, 2019b). Ces déficits semblent être principalement associés à des déficits proprioceptifs plus particulièrement dans les capacités des individus à opérer des

repondérations sensorielles sur le membre porteur lors de tâches de contrôle postural statique (Hertel & Corbett, 2019; Lubetzky et al., 2017; McKeon & Hertel, 2008; Munn et al., 2010; Song et al., 2016). Ces déficits d'absorption distaux entraîneraient une augmentation des contraintes mécaniques appliquées au niveau du genou, même si à ce jour peu d'études ont démontré l'existence d'un lien direct entre l'entorse ou l'instabilité chronique de cheville et le risque de rupture du ligament croisé antérieur (Kramer et al., 2007; Theisen & Day, 2019).

Finalement, l'étude du contrôle proprioceptif du membre inférieur dans des tâches de contrôle postural apparaît comme une piste de compréhension des potentiels facteurs de risque de la rupture du LCA.

#### d) L'évaluation de la proprioception

Plusieurs méthodes destinées à l'évaluation de la proprioception sont décrites dans la littérature. L'évaluation du sens de la position par des tests de repositionnement articulaire (actifs ou passifs), de détection de seuils de mouvements passifs ou encore des tests actifs de discrimination de position angulaire sont les plus fréquentes (Han et al., 2016; Kim et al., 2017). Cependant, ces méthodes ne traduisent que les performances d'acuité proprioceptive d'une articulation lors d'une tâche simple et ne permettent pas d'évaluer leur intégration et utilisation par le SNC dans un contexte naturel lors de tâches motrice complexes qui requiert un contrôle articulaire efficace (Chaput et al., 2022). Han et al. ont ainsi mis en avant l'importance d'évaluer l'utilisation de proprioception de la cheville au niveau central lors de situations fonctionnelles comme les tâches d'équilibre par exemple (Han et al., 2016). Ces conditions permettent de mesurer l'intégration des signaux par le SNC en lien avec la performance posturale des athlètes notamment dans le contexte de la rupture du LCA (Hoffman et al., 1999).

#### e) La vibration musculo-tendineuse

L'utilisation inconsciente des informations proprioceptives provenant du membre inférieur peut être évaluée lors de différentes tâches posturales (Brumagne et al., 2013; Mahmoudian et al., 2016; Shanahan et al., 2014). L'équilibre postural en l'absence de vision dépend en effet majoritairement des signaux proprioceptifs originaires des muscles périarticulaires du membre

inférieur et du tronc (Bloem et al., 2000; Horak, 2006; Proske & Gandevia, 2012; Rogers et al., 1985).

L'étude de l'activité des fuseaux neuromusculaires (FNM) lors de tâches posturales complexes peut aujourd'hui se faire au moyen de différents outils dont le principal reste la vibration tendineuse (Goodwin et al., 1972; Saradjian et al., 2013). L'application de vibrations sur le muscle et/ou le tendon à une fréquence comprise entre 80 et 100 Hz induit en effet chez les sujets, une illusion de mouvement dans la direction de l'allongement musculaire. Les fibres afférentes *Ia* étant sensibles aux changements de longueur du muscle, l'activité des FNM est proportionnelle à la vitesse et la « quantité » d'étirement (Eklund, 1972). La vibration qui agit comme un « leurre sensoriel » est fréquemment utilisée pour investiguer l'intégration proprioceptive par le SNC lors de tâches posturales (Albert et al., 2006; Roll et al., 1989; Roll & Vedel, 1982). Ainsi, en station érigée, lorsque la vibration est appliquée sur une zone dont les signaux proprioceptifs sont prépondérants dans le maintien de l'équilibre, le sujet adopte une correction posturale inconsciente allant dans le sens opposé à l'illusion de mouvement (Brumagne et al., 2004; Eklund, 1972; Ivanenko et al., 1999). Cette réponse est dépendante du muscle vibré ainsi que du poids attribué par le SNC aux informations proprioceptives provenant de cette région anatomique. La vibration des triceps suraux conduit par exemple à un déplacement postérieur du centre des pressions (CoP), alors que la vibration des muscles postérieurs du cou induit un déplacement antérieur du CoP (Ivanenko et al., 1999). Plus le SNC utilise les signaux proprioceptifs originaires de la zone vibrée comme support du contrôle postural, plus la déstabilisation engendrée par la vibration de cette région sera importante. Il est donc possible de quantifier de manière fiable (Kiers et al., 2014) l'intégration et l'utilisation des informations proprioceptives par le SNC dans le contrôle postural (Brumagne et al., 2008, 2004; Forestier et al., 2015; Ivanenko et al., 2000; Kiers et al., 2012). La perturbation des entrées proprioceptives de la cheville et de la région lombaire permet donc d'évaluer la pondération sensorielle opérée par le SNC en fonction des conditions d'équilibration (Ceyte et al., 2007; Paillard & Noé, 2015; Thompson et al., 2007).

Lors de l'application de vibration tendineuse, l'illusion de mouvement perçue par l'individu s'accompagne d'une augmentation de l'activité des principales aires somato-sensorielles (Manto et al., 2012; Naito et al., 2007; Romaguère et al., 2003) mais également de l'activation d'un réseau impliquant de nouvelles aires cérébrales et cérébelleuses (Naito et al., 2016; Radovanovic et al., 2002; Romaguère et al., 2003). Ce réseau comprend d'une part des régions sensorimotrices (incluant S1, M1, l'aire motrice supplémentaire, le cortex cingulaire, le

putamen et le cervelet antérieur) impliquées dans la représentation posturale dynamique afin de permettre des corrections rapides du mouvement, et d'autre part des zones pariétales (telles que le gyrus supramarginal et le lobule pariétal inférieur) qui intègrent les signaux provenant de différentes parties du corps ainsi que de l'environnement. De plus, une activité significative a été retrouvée dans le gyrus temporal supérieur, zone qui a montré une implication dans le traitement proprioceptif et le contrôle postural (Goossens et al., 2019). Plusieurs travaux ont identifié une diminution d'activité ainsi que des déficits de connexions fonctionnelles entre ces différentes zones en amont de la survenue de lésions du LCA (Diekfuss et al., 2020, 2019b, 2019a; Grooms et al., 2015b).

## f) La repondération proprioceptive

L'utilisation des différentes sources proprioceptives varie selon les individus. Lors d'une tâche d'équilibre les yeux fermés, il s'avère que plus les sujets sont stables sur sol stable, moins ils le sont sur sol instable et inversement (Isableu & Vuillerme, 2006). Les auteurs de ce travail suggèrent qu'il existe une variabilité interindividuelle importante dans l'intégration des signaux proprioceptifs en fonction du type de support. Récemment, les travaux de Pavailler et al. 2016 ont confirmé ces résultats puisqu'en l'absence de vision sur sol stable, certains sujets utilisaient majoritairement les informations proprioceptives issues de la cheville, alors que d'autres ne les utilisaient que très peu (Pavailler et al., 2016). De même, les sujets atteints d'arthrose de genou présentaient une utilisation préférentielle des informations proprioceptives de la cheville par rapport à des individus sains (Mahmoudian et al., 2016; Shanahan et al., 2014). Les résultats sont comparables chez des sujets âgés puisque les travaux de Brumagne et al. montrent que ceux-ci utilisent préférentiellement les informations provenant de la cheville au dépend de celles provenant de la région lombaire (Brumagne et al., 2004).

Lorsque la fiabilité des signaux provenant d'une zone anatomique est diminuée, le SNC est capable de réaffecter sa dépendance proprioceptive à d'autres zones anatomiques (Goossens et al., 2019). Ces altérations sensorielles peuvent être liées à des facteurs extrinsèques, comme par exemple la modification du support d'équilibration, ou bien intrinsèques, comme les blessures, l'âge, la douleur ou encore la fatigue (Brumagne et al., 2008; Claeys et al., 2015; Goossens, 2018; Schieppati et al., 2002). Ces capacités de repondération dynamique des afférences par le SNC reflètent une plasticité proprioceptive fondamentale pour assurer un contrôle postural optimal (Peterka, 2018). Par exemple, l'altération des informations somatosensorielles en

provenance de la cheville et du pied suite à un refroidissement (5°) par botte contraint le SNC à augmenter le recours aux informations proprioceptives provenant de la hanche pour maintenir l'équilibre (Glasser et al., 2015). De plus, lors de tâches d'équilibration sur différentes surfaces en l'absence de vision, le SNC répond à l'utilisation des entrées proprioceptives provenant de différentes zones anatomiques. Sur une surface stable les sujets utilisent principalement les signaux proprioceptifs émanant de la cheville (Ivanenko et al., 2000, 1999). Cependant, lors du passage sur une surface instable, le SNC opère une repondération proprioceptive dynamique au profit des signaux provenant de la région lombaire (Brumagne et al., 2008; Forestier et al., 2015; Kiers et al., 2012). Cette flexibilité proprioceptive semble être un atout majeur du contrôle postural permettant de minimiser les déplacements du centre de pression et donc les risques de déséquilibres ou de blessures (Brumagne et al., 2004; Claeys et al., 2011; Peterka, 2018).

Des altérations de repondération proprioceptives peuvent cependant apparaître dans certaines pathologies, en présence de fatigue ou encore en fonction de l'âge des sujets (Hay et al., 1996; Teasdale et al., 1991). La fatigue des muscles postérieurs du tronc provoque par exemple une diminution d'utilisation des signaux proprioceptifs originaires de la région lombaire et une surutilisation des signaux de la cheville sur sol instable par rapport à une condition sans fatigue (Johanson et al., 2011). La fatigue musculaire localisée diminue ainsi les capacités de repondération en direction de cette zone alors même que les conditions d'équilibration imposeraient une réallocation proprioceptive vers cette région. De même, les sujets lombalgiques présentent une proprioception lombaire dégradée (Brumagne et al., 2000), associée à une altération des capacités de repondération des signaux proprioceptifs de la cheville en direction de la région lombaire lorsque les sujets s'équilibrent sur une surface instable (Brumagne et al., 2013, 2008; Claeys et al., 2011). Cette rigidité proprioceptive a par ailleurs été identifiée comme un facteur de risque majeur d'apparition de lombalgies (Odd ratio= 3.5) (Claeys et al., 2015). A l'inverse, la présence d'atteintes au niveau distal (neuropathie diabétique périphérique) semble modifier la pondération proprioceptive et favoriser le recours aux afférences provenant du bassin (Bonnet & Lepeut, 2011). Des travaux récents montrent également que les sujets en situation d'instabilité chronique de la cheville utilisent préférentiellement une stratégie de hanche lors de tâches dynamiques telles que des réceptions de saut, de propulsions, de changements de directions ou encore lors de frappes dans une balle (Doherty et al., 2015; Kim et al., 2018; Rios et al., 2015). Ceci, en raison des déficits proprioceptifs de la cheville présents chez ces patients. A noter que les sujets âgés « chuteurs »

présentent également une diminution des capacités de repondération proprioceptive par rapport aux sujets « non chuteurs » qui traduit une moindre flexibilité du système de contrôle postural (van den Hoorn et al., 2018). Dans la mesure où des déficits d'intégration sensorielle concourent au risque de rupture du LCA, il apparaît pertinent d'évaluer les capacités de repondération proprioceptive chez des handballeurs sains exposés au risque de blessure.

### g) Réintégration proprioceptive

Une autre forme d'évaluation de la repondération proprioceptive lors de tâches posturales concerne la réintégration des signaux afférents par le SNC (Teasdale & Simoneau, 2001). Comme évoqué plus haut, la vibration tendineuse entraîne une perturbation de l'équilibre qui génère un déplacement important du centre des pressions. A l'arrêt de la vibration, il existe une phase de rééquilibration permettant de retrouver les conditions posturales pré-vibratoires (*i.e.* vitesse et déplacement du centre des pressions au repos). Par exemple, on observe une projection antérieure rapide et de grande amplitude du CoP lors de l'arrêt de la vibration des tendon d'Achille sur sol stable (OVERSHOOT), suivie d'une phase de rééquilibration (Kiers et al., 2014). Cette phase de re stabilisation reflète les capacités de réintégration proprioceptive et de repondération sensorielle des sujets et présente, comme la plasticité sensorielle, une variabilité interindividuelle importante. Les sujets sains rétablissent leur orientation posturale initiale plus rapidement que les sujets âgés ou lombalgiques (Brumagne et al., 2004), ce qui témoigne d'une meilleure réintégration proprioceptive. De même, les gymnastes de haut niveau présentent un délai de récupération plus court que les sujets non gymnastes suite à l'arrêt de la vibration tendineuse de la cheville (Vuillerme et al., 2001a). Les auteurs concluent que les gymnastes sont capables de réorganiser plus rapidement la hiérarchie des entrées sensorielles nécessaires au contrôle postural. Enfin, les adolescents présentant une scoliose idiopathique présentent une plus grande variabilité de déplacement du CoP que des adolescents sains après l'arrêt de la vibration (Simoneau et al., 2006), ce qui témoigne à témoigne d'une moins bonne capacité de réintégration proprioceptive. L'évaluation de ce paramètre chez des athlètes sains semble donc pertinente dans le contexte de risque de rupture du LCA.

## **Résumé**

De nombreuses altérations centrales ont été mises en évidence à la suite d'une lésion du LCA. Ces déficits concernent à la fois les aspects neurocognitifs, moteurs et sensoriels et semblent associés au risque de récurrences. Les données actuelles mettent en avant un manque d'études prospectives et de travaux avec un suivi longitudinal à moyen et long terme sur des cohortes de patients ayant subi une lésion ou reconstruction du LCA. Plusieurs études récentes suggèrent également que certaines altérations existent en amont de la blessure et soient responsables du mécanisme lésionnel. Une amélioration des connaissances sur les liens entre l'intégration proprioceptive et le comportement biomécanique des athlètes est nécessaire afin de préciser le rôle des facteurs neurophysiologique dans la survenue de la blessure.

Le prochain chapitre s'attachera à dresser un état des lieux des connaissances biomécaniques en lien avec la lésion du LCA. Plus précisément, nous aborderons les éléments identifiés comme des facteurs de risque de blessure ainsi que les déterminants biomécaniques et neuromusculaires qui majorent les contraintes articulaires du genou lors de situations à risque.



# Chapitre 2 : Approche biomécanique et neuromusculaire de la rupture du LCA

## Rappels de la cinématique du membre inférieur

Le membre inférieur se compose de plusieurs articulations autorisant des mouvements dans les trois plans de l'espace. Comme nous le verrons dans ce chapitre, même si la rupture du ligament croisé antérieur concerne le genou, c'est la biomécanique de l'ensemble des articulations qui est impliquée. La terminologie utilisée pour décrire la mobilité articulaire peut varier selon les auteurs et les pays. Afin d'utiliser une nomenclature claire et homogène dans le reste du manuscrit, il apparaît nécessaire de détailler l'ensemble des termes qui seront utilisés. Le **Tableau 2.1** reprend les mouvements spécifiques de chaque articulation impliquée dans la rupture du LCA.

**Tableau 2.1.** Mouvements des articulations principales impliquées dans la rupture du LCA.

Mouvements articulaires agonistes/antagonistes		
<b>Tronc</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Extension</li> <li>• Inclinaison controlatérale</li> <li>• Rotation controlatérale</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Flexion</li> <li>• Inclinaison homolatérale</li> <li>• Rotation homolatérale</li> </ul>
<b>Bassin</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Antéversion</li> <li>• Inclinaison controlatérale</li> <li>• Rotation controlatérale</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Rétroversion</li> <li>• Inclinaison homolatérale</li> <li>• Rotation homolatérale</li> </ul>
<b>Hanche</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Flexion</li> <li>• Adduction</li> <li>• Rotation médiale (interne)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Extension</li> <li>• Abduction</li> <li>• Rotation latérale (externe)</li> </ul>
<b>Genou</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Flexion</li> <li>• Adduction (varus)</li> <li>• Rotation médiale</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Extension</li> <li>• Abduction (valgus)</li> <li>• Rotation latérale</li> </ul>
<b>Cheville</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Flexion plantaire</li> <li>• Varus (supination)</li> <li>• Rotation médiale</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Flexion dorsale</li> <li>• Valgus (pronation)</li> <li>• Rotation latérale</li> </ul>

## Définitions des mobilités spécifiques à chaque articulation

### *Le tronc*

Il s'agit des mouvements de l'ensemble de la colonne vertébrale et de la cage thoracique décrits par rapport à la position du bassin.

Dans le plan sagittal, la **flexion et l'extension** se définissent comme des mouvements dans lesquels le tronc se déplace respectivement en avant et en arrière.

Dans le plan frontal, l'**inclinaison controlatérale et homolatérale** se définissent comme des mouvements dans lesquels le tronc s'incline respectivement du côté opposé (**Figure 2.1**) ou du même côté que le changement de direction.



**Figure 2.1.** Inclinaison controlatérale du tronc et inclinaison homolatérale du bassin (Kristianslund et al. 2014).

Dans le plan horizontal (ou transversal), la **rotation controlatérale et homolatérale** se définissent comme des mouvements dans lesquels le tronc pivote dans le sens opposé ou dans le même sens que le changement de direction (**Figure 2.2**).



**Figure 2.2.** Rotation homolatérale du tronc et rotation médiale de la hanche (Kristianslund et al. 2014).

### *Le bassin*

Il s'agit des mouvements du segment pelvien décrits par rapport au référentiel terrestre (*i.e.* laboratoire d'analyse du mouvement).

Dans le plan sagittal, l'**antéversion** et la **rétroversion** se définissent comme des mouvements dans lesquels le bassin est incliné vers l'avant (**Figure 2.3**) ou vers l'arrière respectivement.



**Figure 2.3.** Antéversion du bassin, flexion de la hanche, du genou et cheville en position neutre (Kristianslund et al. 2014).

Dans le plan frontal, l'**inclinaison controlatérale et homolatérale** se définissent comme des mouvements dans lesquels le bassin est incliné du côté opposé ou du même côté que le sens du changement de direction (**Figure 2.1**).

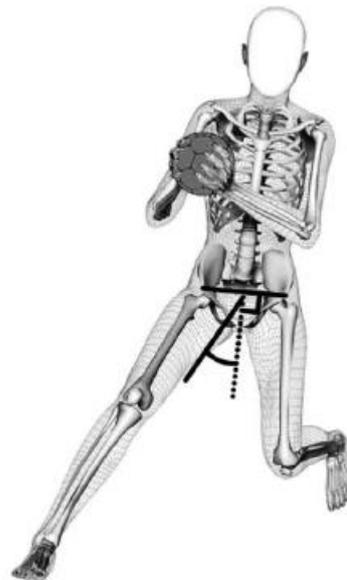
Dans le plan horizontal (ou transversal), la **rotation controlatérale et homolatérale** se définissent comme des mouvements dans lesquels le bassin pivote dans le sens opposé ou dans le même sens que le changement de direction.

### *La hanche*

Il s'agit de l'ensemble mouvements de l'articulation coxo-fémorale réalisés par le segment fémoral dans les trois plans de l'espace et décrits par rapport à la position du bassin.

Dans le plan sagittal, la **flexion et l'extension** se définissent comme des mouvements dans lesquels le fémur se déplace respectivement en avant et en arrière.

Dans le plan frontal, l'**adduction et l'abduction** se définissent comme des mouvements dans lesquels le fémur se rapproche et s'écarte respectivement de la ligne médiane du corps (**Figure 2.4**).



**Figure 2.4.** Abduction de la hanche (Kristianslund et al. 2014).

Dans le plan horizontal (ou transversal), la **rotation médiale (interne) et latérale (externe)** se définissent comme des mouvements dans lesquels la face antérieure du fémur se porte respectivement en dedans et en dehors (**Figure 2.2**).

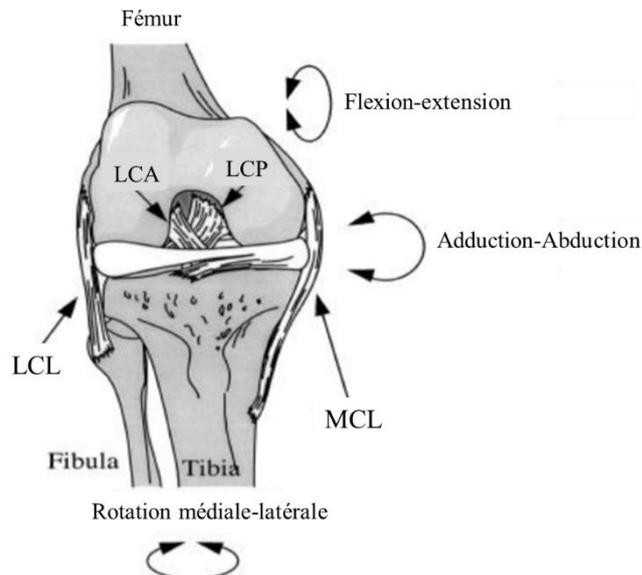
### Le genou

Il s'agit de l'ensemble des mouvements du tibia par rapport au fémur réalisés au niveau de l'articulation fémoro-tibiale (**Figure 2.5**).

Dans le plan sagittal, la **flexion et l'extension** se définissent comme des mouvements dans lesquels le tibia se déplace respectivement vers l'arrière ou l'avant.

Dans le plan frontal, l'**adduction (varus) et l'abduction (valgus)** se définissent plus exactement comme des bâillements articulaires dans lesquels le tibia se rapproche et s'écarte respectivement de l'axe du corps par rapport au fémur.

Dans le plan horizontal (ou transversal), la **rotation médiale (interne) et latérale (externe)** se définissent comme des mouvements dans lesquels le tibia pivote respectivement médialement ou latéralement (Weiss & Gardiner, 2001).



**Figure 2.5.** Degrés de liberté du genou en vue antérieure (Weiss & Gardiner 2001). LCA : ligament croisé antérieur, LCP : Ligament croisé postérieur, LCL : ligament collatéral latéral, MCL : ligament collatéral médial.

## La cheville

L'ensemble des amplitudes articulaires sont réalisées au niveau de la cheville et du pied par rapport à la position du tibia (la position neutre est définie pour un angle de 90° entre le bloc pied/cheville et le tibia) (**Figure 2.3**).

Dans le plan sagittal, la **flexion plantaire et dorsale** se définissent comme des mouvements dans lesquels la pointe du pied s'éloigne ou se rapproche du tibia.

Dans le plan horizontal (ou transversal), la **rotation médiale (interne ou parfois adduction) et latérale (externe ou parfois abduction)** se définissent comme des mouvements dans lesquels le pied se porte en dedans ou en dehors.

Dans le plan frontal, le **varus (supination) et le valgus (pronation)** se définissent comme des mouvements dans lesquels le pied s'incline respectivement sur sa face latérale ou médiale.

Ces précisions étant amenées, il est désormais possible de s'intéresser en détails au mécanisme lésionnel de rupture du LCA et aux déterminants biomécaniques des contraintes articulaires. Il est important de préciser que le LCA est un frein passif à la translation antérieure (*i.e.* tiroir), à l'abduction (*i.e.* valgus) et à la rotation médiale du tibia sous le fémur. La description précise du mécanisme lésionnel constitue la base d'analyse des études biomécaniques qui visent à identifier des facteurs de risque de rupture de LCA (Bahr & Krosshaug, 2005; Finch, 2006; van Mechelen et al., 1992).

## Description du mécanisme lésionnel

Dans la pratique du handball les changements de direction rapides réalisés face à un adversaire sont les situations les plus à risque de rupture du LCA (Boden et al., 2009; Koga et al., 2010; Olsen et al., 2004). Contrairement aux entorses de la cheville pour lesquelles des modèles descriptifs *in vivo* sont disponibles dans la littérature (Fong et al., 2009; Kristianslund et al., 2011), les connaissances sur les mécanismes lésionnels du LCA demeurent à ce jour spéculatives dans la mesure où aucune blessure n'est survenue dans des conditions contrôlées de laboratoire. En effet, les données biomécaniques relatives au mécanisme lésionnel ne proviennent que d'analyses vidéos qui restent néanmoins approximatives (Koga et al., 2017, 2010; Krosshaug et al., 2005). Les modélisations biomécaniques *in vitro* couplées à des études cadavériques ont confirmé la nature multi planaire de cette lésion et le rôle du moment

d'abduction de genou comme principale source de contraintes pour le LCA (Bates et al., 2017; Kiapour et al., 2016; Quatman et al., 2010). Les analyses vidéos de mécanismes lésionnels chez les handballeurs ont confirmé l'implication du valgus couplé à la rotation médiale et la traction antérieure du tibia générée par le quadriceps dans les 40 premières millisecondes suivant la pose du pied au sol (Koga et al., 2017, 2010).

Comme nous l'avons évoqué dans l'introduction, la compréhension des mécanismes lésionnels est une étape incontournable pour la prévention des blessures (Bahr & Krosshaug, 2005; Finch, 2006; van Mechelen et al., 1992). Lors des changements de direction rapides, on observe comme pour la course en ligne droite une phase de décélération suivie d'une phase d'accélération. Cependant, la particularité de cette tâche réside dans la réorientation du centre de masse nécessaire au changement de direction et qui génère des contraintes articulaires tridimensionnelles impliquées dans le risque de blessure (Brown et al., 2014). Plusieurs travaux ont analysé des vidéos de ruptures du LCA survenues au cours de match de handball et ont permis d'apporter des éléments importants pour la compréhension de la lésion (Koga et al., 2017, 2010; Olsen et al., 2004). Les premières analyses ont été recueillies auprès de six experts (trois médecins spécialistes du genou et trois entraîneurs de handball de haut niveau) à partir de plusieurs caméras avec des résolutions allant de moyenne à excellente (Olsen et al., 2004) (**Figure 2.6**).

Parmi les 20 vidéos analysées, 12 concernaient des changements de direction rapides lors de phases d'attaque à vitesses modérées (n=3) et hautes (n=9). Dans la majorité de ces situations la blessure survenait sans contact avec l'adversaire, le pied du joueur blessé fermement ancré au sol avec le genou proche de l'extension complète au moment du contact initial (**Figure 2.6**). Suite à la pose du pied, le genou du joueur effectuait un mouvement de valgus combiné à une rotation médiale ou latérale du tibia (**Figure 2.6**) avec la quasi-totalité du poids sur la jambe d'appui.



Figure 2.6. Analyse vidéo d'une lésion du LCA au handball (Olsen et al. 2004).

La fiabilité de ces méthodes d'estimation visuelle semble cependant limitée et les résultats provenant de ce type d'études restent discutables (Krosshaug et al., 2007a). L'évolution des outils numériques permet aujourd'hui de reconstruire les données cinématiques en trois dimensions grâce aux techniques MBIM (Model-Based Image-Matching) (Figure 2.7). Grâce à cet outil et bien qu'il soit impossible de déterminer le moment exact de la lésion, l'analyse de 7 blessures survenues lors de changements de direction a toutefois permis de mettre en évidence

une phase d'augmentation rapide du valgus de  $12^\circ$ , combinée à une rotation médiale du tibia de  $8^\circ$  dans les 40 ms suivant la pose du pied au sol (Koga et al., 2010). Ces éléments confirment que la combinaison de ces deux paramètres entraîne des contraintes majeures sur le ligament qui peuvent conduire à la rupture du LCA. Comme pour les précédentes études, les auteurs décrivent un genou proche de l'extension lors de la pose du pied ( $23^\circ$  de flexion) avec une charge appliquée estimée à 3 fois le poids du corps.

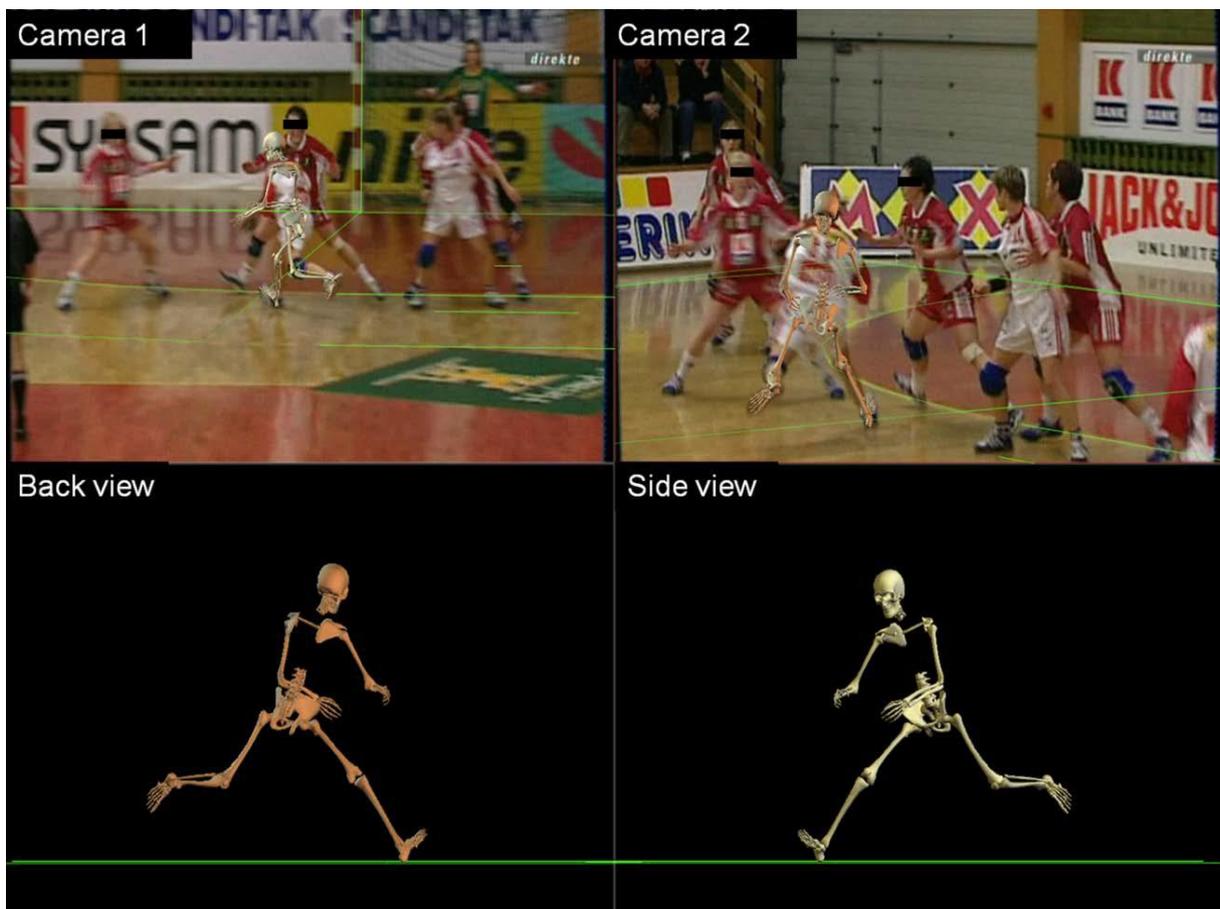
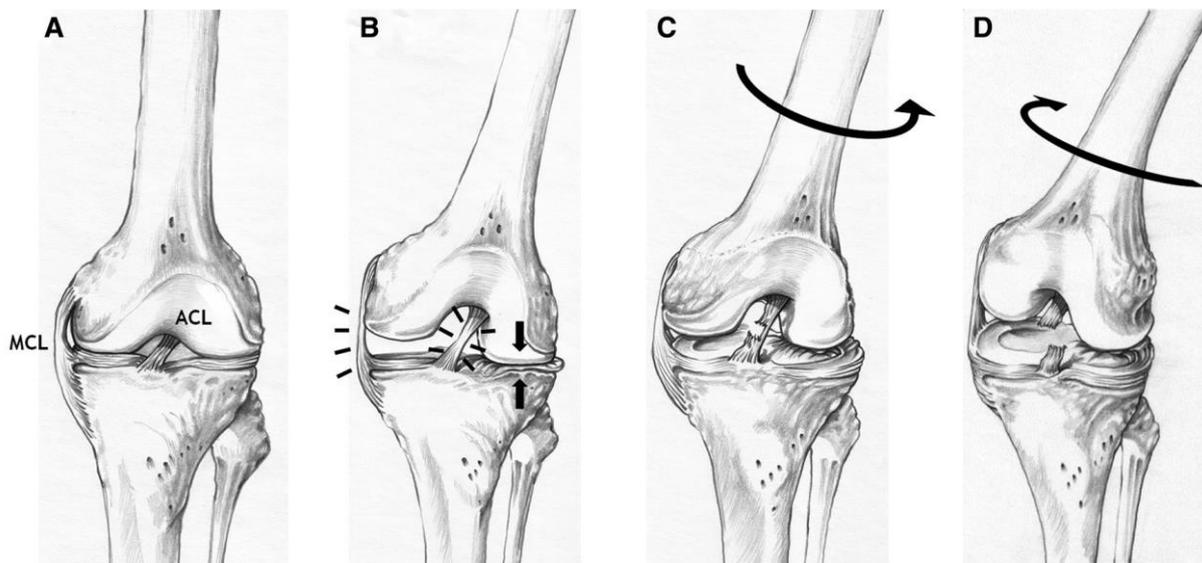


Figure 2.7. Technique de reconstruction cinématique en 3 dimensions (Koga et al. 2017).

L'hypothèse actuelle la plus probable concernant le mécanisme lésionnel qui survient dans les 100 ms qui suivent la pose du pied au sol (Koga et al., 2010) est illustrée par la **Figure 2.8**. Cette hypothèse repose sur les données cinématiques du genou de 10 situations de blessures qui se sont révélées particulièrement concordantes et régulières.



**Figure 2.8.** Mouvements du genou expliquant le mécanisme lésionnel (Koga et al. 2010). Lors de la pose du pied au sol avec le genou proche de l'extension (**A**), si une contrainte en valgus est appliquée, le LCA est mis en tension et il en découle une compression du compartiment latéral du genou (**B**). Au cours de cette période, la contraction du quadriceps nécessaire à l'amortissement et la décélération du joueur entraîne un mouvement de rotation latérale (flèche noire) du fémur par rapport au tibia (**C**). En effet, condyle fémoral latéral se déplace vers l'arrière alors que le tibia est tracté en avant et effectue une rotation médiale. L'ensemble de ces mouvements (valgus, rotation médiale, tiroir antérieur du tibia avec le genou proche de l'extension) conduit à la rupture du LCA dans les 40 ms qui suivent la pose du pied. Une fois la lésion survenue (**D**), il n'existe plus de frein au tiroir antérieur et le condyle fémoral médial se déplace alors également vers l'arrière (flèche noire), entraînant une rotation latérale du tibia (*i.e.* une rotation médiale du fémur).

Plus récemment les mêmes auteurs ont analysé la cinématique des articulations de la cheville et de la hanche lors des mêmes situations de blessures (Koga et al., 2017). Dès la pose du pied et pour les 40 ms suivantes, la hanche était positionnée à 51° de flexion et 29° de rotation médiale en moyenne. Les auteurs décrivent également que l'abduction de hanche passe de 21° à 16° au cours de cette même période. Concernant la cheville, toutes les blessures sont survenues avec la cheville en légère flexion dorsale (2°) traduisant une attaque talon. La supination augmentait de 7° à 12° dans les 40 ms qui suivaient le contact initial. La cheville était initialement positionnée en rotation latérale (5°) mais effectuait une rotation médiale de 7° jusqu'au moment supposé de la lésion.

L'analyse des données issues de ces enregistrements vidéo a permis d'identifier une cinématique du membre inférieur spécifique et reproductible des lésions du LCA lors des changements de direction rapides au handball. Cette cinématique peut se caractériser de la façon suivante :

- a) Lors du contact initial : une attaque talon combinée à une faible flexion de hanche et de genou.
- b) Dans les 40 ms qui suivent : un mouvement de valgus du genou associé à une rotation médiale et une traction antérieure du tibia via l'action du quadriceps. Une stabilisation des amplitudes de flexion et de rotation de hanche.

L'ensemble de ces éléments est supporté par des études biomécaniques et cadavériques montrant des contraintes maximales sur le LCA lors de l'application combinée de valgus, rotation médiale et traction antérieure du tibia sur un genou proche de l'extension (Kiapour et al., 2016; Quatman et al., 2014). En effet, une faible flexion de genou lors de la phase d'appui majore les forces de tiroir antérieur et les contraintes sur le LCA (Hashemi et al., 2010). Lors de changements de direction spécifiques à la pratique du handball réalisés en laboratoire, la flexion de genou observée est de 20 à 25° en moyenne au moment de la pose du pied (Kristianslund et al., 2014; Mok et al., 2017; Zebis et al., 2021). Cette faible amplitude, retrouvée également lors des situations lésionnelles (Koga et al., 2010) suggère que lorsque le genou est proche de l'extension, l'activité du quadriceps induit une traction antérieure du tibia et génère des contraintes articulaires importantes qui peuvent conduire à la rupture du LCA (Demorat et al., 2004; Koga et al., 2010). La rotation du genou au contact initial est également impliquée dans le risque de blessure. D'un point de vue biomécanique, la rotation médiale du tibia augmente directement les contraintes sur le LCA (Kiapour et al., 2016). Les résultats d'une étude prospective récente avec un suivi sur deux ans révèlent qu'une augmentation de 1° de rotation médiale majore le risque de 13 % de lésion du LCA chez les handballeuses (Zebis et al., 2021).

Afin de se rapprocher au maximum du mécanisme lésionnel, de nombreuses études en laboratoire ont analysé la biomécanique lors de tâches fonctionnelles similaires aux situations de blessure comme les changements de direction rapides (Fox et al., 2014; Kristianslund & Krosshaug, 2013). Dans la mesure où l'incidence des ruptures du LCA est 3 à 5 fois plus marquée chez les handballeuses (Laver et al., 2018), les comparaisons biomécaniques

hommes/femmes sont nombreuses et permettent indirectement d'identifier des comportements à risque de blessures (Bencke & Zebis, 2011; Fox et al., 2014; Mendiguchia et al., 2011).

## **Analyses biomécaniques des contraintes sur le LCA**

Une étude prospective utilisant le « drop vertical jump », tâche qui consiste à se laisser tomber d'une hauteur de 30cm, d'atterrir sur deux jambes puis de sauter le plus haut possible, a montré que l'augmentation du valgus est un facteur de risque prédictif de lésions chez des athlètes féminines (Hewett et al., 2005). Une augmentation de 4° du valgus au contact initial lors d'un changement de direction au handball majore en effet le moment d'abduction de genou de 20 % (Kristianslund et al., 2014). Il existe cependant des résultats discordants sur la capacité à prédire la survenue de lésions par l'analyse de sauts verticaux, notamment à partir de l'étude isolée du valgus de genou (Krosshaug et al., 2016; Nilstad et al., 2021). La lésion du LCA est en effet considérée comme un mécanisme complexe (Kiapour et al., 2016; Quatman et al., 2014, 2010) qui nécessite, au-delà de se centrer sur un paramètre isolé, la prise en compte de la biomécanique et du contrôle neuromusculaire de l'ensemble du membre inférieur et du tronc dans les trois plans de l'espace.

Afin de mettre en place des programmes de prévention efficaces (Finch, 2006; van Mechelen et al., 1992) de nombreux travaux ont analysé l'influence de la modification de la technique des athlètes sur les contraintes articulaires lors de changements de direction (Dempsey et al., 2007, 2009; Donnelly et al., 2012b). Au handball, le comportement biomécanique explique par exemple 62 % du moment d'abduction de genou, paramètre aujourd'hui considéré comme le principal pourvoyeur de contraintes sur le LCA (Kristianslund et al., 2014). Outre la cinématique du genou déjà abordée, les paramètres biomécaniques de la hanche (Hewett et al., 2006, 2005; Ireland, 1999), de la cheville (Dempsey et al., 2009, 2007; Donnelly et al., 2017; Nishizawa et al., 2022), du bassin (David et al., 2018, 2017) et du tronc (Donelon et al., 2020; Kristianslund et al., 2014) sont autant de facteurs d'influence des contraintes sur le LCA.

## a) Le rôle de la hanche

Le contrôle proximal du membre inférieur (*i.e.* de la région lombo-pelvienne) est impliqué dans la stabilité articulaire du genou et le risque traumatique (Koga et al., 2017). Une revue de littérature révèle que le contrôle de la hanche dans les trois plans de l'espace diffère significativement entre les hommes et les femmes (Mendiguchia et al., 2011).

### *Le plan sagittal*

Une étude prospective récente chez 208 handballeuses et footballeuses de haut niveau identifie le déficit de flexion de hanche lors de changements de direction comme facteur prédictif de lésion du LCA (Zebis et al., 2021). Le risque de blessure diminue en effet de 44 % si la joueuse augmente de 10° sa flexion de hanche lors de la pose du pied (RR =0.56 (95 % CI: 0.34–0.92)). De même lors d'un Drop Vertical Jump (DVJ) sur deux pieds, une augmentation de 10° de flexion lors de la phase de réception diminue de 39 % le risque de lésion (Leppänen et al., 2017). Une faible flexion de hanche contribue ainsi à la survenue de rupture du LCA au handball (Koga et al., 2017).

Les mouvements de la hanche dans ce plan sont essentiels à la stabilité articulaire du genou, particulièrement lors des phases de réceptions sur une jambe au cours desquelles elle joue un rôle important dans la dissipation de l'énergie (Yeow et al., 2011) et l'absorption des contraintes en valgus (Hewett et al., 2016). En effet, des amplitudes de flexion suffisantes sont nécessaires à la dissipation des moments de force lors du contact avec le sol (Decker et al., 2003). La diminution des amplitudes articulaires dans le plan sagittal pendant la phase d'amortissement induit une augmentation des contraintes au niveau des structures passives comme le LCA (Schmitz et al., 2007; Stearns et al., 2013). Une augmentation des forces de contraintes en translation antérieure du tibia a également été observée lors de réceptions de saut avec une faible flexion de hanche et de genou, ce qui majore le risque de rupture du LCA (Sell et al., 2007; Southard et al., 2012). D'autres travaux ont montré que lors d'un DVJ sur deux pieds, les femmes qui présentent une stratégie préférentielle de hanche (*i.e.* caractérisée par une proportion de moment de force plus important de cette articulation), sont celles pour lesquelles les contraintes du genou dans le plan frontal sont les plus faibles (Nguyen et al., 2018). Les auteurs constatent également que cette stratégie se transfère lors d'une réception unilatérale de saut vers l'avant. L'ensemble de ces éléments confirme l'implication de la hanche et de la

diminution de ses capacités d'absorption comme facteur de risque de lésion ligamentaire (Colby et al., 2000; Hewett et al., 2016; Pollard et al., 2010; Yu et al., 2006).

Il existe des différences importantes de genre puisque les femmes présentent une position plus érigée lors des phases de réception de sauts conduisant à une diminution de l'absorption des contraintes par les muscles de la hanche au dépend de la stabilité articulaire de la cheville et du genou (Decker et al., 2003). Plusieurs travaux suggèrent également que les femmes sous-utilisent les extenseurs de hanche (Cahalan et al., 1989; Claiborne et al., 2006; Zazulak et al., 2005), entraînant une surcharge des contraintes frontales du genou et donc un risque majoré de rupture du LCA (Hewett et al., 2005; Lawrence et al., 2008; Nguyen et al., 2018). En effet, par rapport aux hommes, elles compensent un déficit de moment extenseur de la hanche par une augmentation du moment extenseur du genou lors de réceptions de sauts (Decker et al., 2003; Ford et al., 2010; Sigward et al., 2012).

Des résultats divergents existent concernant les amplitudes de flexion de hanche en fonction du sexe des individus. Plusieurs études (Landry et al., 2007; Mclean et al., 2004; Salci et al., 2004; Schmitz et al., 2007) indiquent que les femmes, considérées comme plus à risque de blessures, présentent une flexion de hanche plus faible que les hommes au contact initial d'une réception de saut ou de changements de direction. Les données prospectives les plus récentes confirment qu'une limitation de flexion de hanche majore le risque de rupture du LCA chez les handballeuses (Zebis et al., 2021). Cette diminution est en effet compensée par une augmentation des déplacements dans le plan frontal lors des phases d'amortissement.

### *Le plan frontal*

Lors des changements de direction, l'abduction de hanche est un déterminant majeur des contraintes sur le LCA (Donelon et al., 2020), notamment en raison de son impact sur l'augmentation du moment d'abduction de genou lors de la pose du pied (Dempsey et al., 2009, 2007; Donelon et al., 2020; Fedie et al., 2010; Jones et al., 2015; Weir et al., 2019). Les analyses vidéos de blessures au handball révèlent une largeur d'appui plus importante que lors des situations sans survenue de lésion (Olsen et al., 2004). L'augmentation de l'abduction de hanche de 4° entraîne une augmentation du bras de levier des forces de réaction au sol (Kristianslund et al., 2014) et majore le moment d'abduction de genou de 17 % chez les joueuses de handball.

Lors de la réception d'un saut, la combinaison d'adduction et de rotation médiale de hanche est un déterminant important des contraintes sur le LCA (Imwalle et al., 2009), qui provoque un mouvement de valgus dynamique du genou probablement responsable de la lésion du LCA

(Donelon et al., 2020; Fox et al., 2014; Powers, 2010). Ce mouvement de valgus dynamique est lié à un déficit de force des muscles de la hanche et entraîne une augmentation du risque de blessures (Hewett et al., 2005; Imwalle et al., 2009; Numata et al., 2018; Zebis et al., 2021). A noter que le déplacement médial du genou, plus marqué chez les femmes lors de réceptions de sauts, est également lié à une augmentation de l'adduction et de la rotation médiale de la hanche (Powers, 2010).

Au final, lors des phases de changements de direction rapides, une abduction de hanche majorée augmente les contraintes en valgus sur le genou (Dempsey et al., 2009, 2007; Sigward & Powers, 2007). A l'inverse, lors de la réception d'un saut, la combinaison d'adduction et de rotation médiale entraîne un valgus du genou plus contraignant pour le LCA. Ainsi, il apparaît clairement que le contrôle neuromusculaire de la hanche dans le plan frontal est directement impliqué dans les risques de blessures du LCA (Hewett & Myer, 2011), et ce dans les deux situations considérées comme les plus à risque au handball (*i.e.* réception ou changement de direction) (Olsen et al., 2004).

### *Le plan transversal*

Le contrôle neuromusculaire de la hanche en rotation a également un rôle important, à la fois dans la survenue des lésions du LCA au handball (Bencke et al., 2014; Sakaguchi et al., 2015) mais aussi comme facteur de risque de récurrences après ligamentoplastie (Paterno et al., 2010). Il existe en effet une forte corrélation entre la rotation médiale de hanche et le valgus du genou lors de la phase d'appui d'un changement de direction rapide au handball (Picot et al., 2022b). Une augmentation de rotation médiale majore directement le moment d'abduction de genou (Chappell et al., 2007; Kristianslund et al., 2014; McLean et al., 2005; Pollard et al., 2007, 2004; Sigward et al., 2015) ce qui implique que lors de réceptions de sauts ou de changements de direction, la combinaison d'une rotation médiale de hanche et d'un valgus du genou augmente le risque d'atteinte du LCA (Donelon et al., 2020; Fox et al., 2014). Une fois encore, il existe des résultats contradictoires dans la littérature en fonction du sexe des sujets et des tâches étudiées. Les femmes semblent présenter une rotation médiale de la hanche plus importante que les hommes lors des changements de direction rapides (Sigward & Powers, 2007). A l'inverse, d'autres auteurs (Landry et al., 2007; Lephart et al., 2002; Nguyen et al., 2018) n'ont pas mis en évidence de différences significatives entre les femmes et les hommes sur ce type de tâche.

Enfin, un mauvais contrôle neuromusculaire de la hanche dans les trois plans augmente les contraintes au niveau du genou et majore les risques de rupture du LCA (Fox et al., 2014; Griffin et al., 2000; Mendiguchia et al., 2011; Pollard et al., 2010). En conséquence, les pistes de réflexions sur la prévention des ruptures du LCA via des exercices centrés sur cette articulation se multiplient (Ford et al., 2015; Myer et al., 2008). Bien qu'une diminution des contraintes en abduction de genou soit observée suite à un programme de prévention ciblé sur le recrutement des muscles de la hanche, la courte durée du programme (4 semaines) évoque pour les auteurs une amélioration du contrôle neuromusculaire plutôt qu'un réel gain de force musculaire (Stearns & Powers, 2014).

## b) Le rôle de la cheville

### *Le plan sagittal*

En course à pied, une attaque avant pied diminue les contraintes en valgus au niveau du genou (Kulmala et al., 2013). Lors des changements de direction, la pose du pied au sol affecte également la biomécanique du membre inférieur (Donelon et al., 2020) puisqu'une augmentation de 16° de la flexion plantaire (*i.e.* attaque avant pied) diminue de 13 % le moment d'abduction de genou (Donnelly et al., 2017; Kristianslund et al., 2014). Les analyses vidéos au handball ont révélé que lors de ruptures de LCA, les sujets présentaient une flexion dorsale plus importante, avec une amplitude moyenne de 2° au contact initial (Koga et al., 2017; Olsen et al., 2004; Waldén et al., 2015). Ces éléments ont été confirmés lors de changements de direction rapides avec une diminution des moments d'abduction de genou lors d'un appui sur l'avant pied (David et al., 2017; Dempsey et al., 2009, 2007; Donnelly et al., 2017). En effet d'un point de vue biomécanique, lors d'une attaque arrière pied avec le genou proche de l'extension, les muscles gastrocnémiens se retrouvent en position d'allongement maximal (*i.e.* insuffisance fonctionnelle passive), ce qui les empêche d'absorber correctement les forces de réaction au sol (Boden et al., 2009).

### *Le plan frontal*

A notre connaissance il n'existe aucune étude ayant mis en évidence un lien entre les contraintes appliquées sur le LCA et les mouvements de la cheville dans le plan frontal.

### *Le plan transversal*

Il semble exister un lien direct entre le placement du pied au sol en rotation et les contraintes appliquées sur le LCA lors des changements de direction. Les athlètes présentant des moments d'abduction de genou excessifs (Sigward & Powers, 2006) posent leurs pieds avec une rotation médiale plus marquée, ce qui majore les angles et les moments d'abduction et de rotation médiale de genou par rapport à une position neutre ou une rotation latérale (Nishizawa et al., 2022). De plus, un pied placé en rotation médiale modifie la cinématique de la hanche, du pelvis et du tronc ce qui conduit à une augmentation significative des contraintes sur le LCA. Des résultats similaires ont également été retrouvés lors de réceptions de sauts uni et bipodaux (Ishida et al., 2015; Sakurai et al., 2020) bien que Kristiansund et al. n'aient mis en avant qu'un faible lien entre la rotation du pied et les moments d'abduction de genou chez les handballeuses (Kristianslund et al., 2014).

### c) Le rôle du bassin et du tronc

Dans la mesure où le segment bassin/tronc est le plus volumineux du corps humain (environ la moitié de la masse de l'individu), il influence nettement l'amplitude et la direction des forces de réactions au sol (Donelon et al., 2020). Au handball, la position des bras ou la manipulation d'un ballon impactent directement le moment d'abduction de genou lors de changements de direction (Chaudhari et al., 2005). Certains auteurs ont par ailleurs montré qu'une diminution des capacités de repositionnement lombaire dans le plan horizontal augmente le risque de rupture du LCA (Zazulak et al., 2007a, 2007b).

### *Dans le plan sagittal*

Une position plus érigée du tronc combinée à une phase d'amortissement plus « raide » est décrite comme favorisant les ruptures du LCA lors de mouvements à risque (Blackburn & Padua, 2008; Fox et al., 2014; Laughlin et al., 2011; Pollard et al., 2010; Shimokochi et al., 2013). De plus, un déficit de mobilité du tronc en flexion lors de la réception de sauts est un élément majeur dans l'identification des athlètes à risque de lésion du LCA (Padua et al., 2015).

### *Dans le plan frontal*

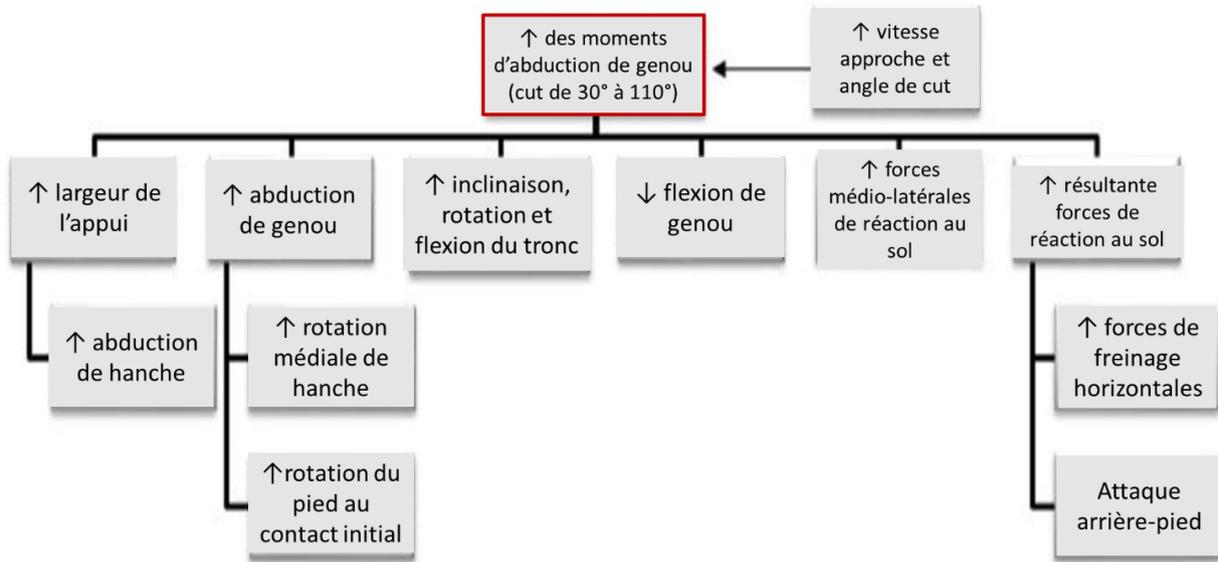
Le contrôle de l'inclinaison du tronc lors des tâches dynamiques affecte directement le risque de rupture du LCA (Donelon et al., 2020; Kristianslund et al., 2014). L'amplitude d'inclinaison controlatérale du tronc est d'ailleurs plus importante chez les femmes que chez les hommes au moment de la pose du pied lors d'une rupture de LCA (Hewett et al., 2009). L'inclinaison controlatérale à la direction du changement de direction est positivement corrélée au moment d'abduction maximal du genou du fait de l'augmentation du bras de levier des forces de réaction au sol dans le plan frontal (Chaudhari et al., 2005; Dempsey et al., 2007; Jamison et al., 2012; Jones et al., 2015; Mornieux et al., 2014; Weir et al., 2019). Une augmentation de 8° majore en effet les contraintes en abduction de genou de 7 %, devenant de ce fait un facteur prédictif significatif du moment d'abduction de genou chez les handballeuses (Kristianslund et al., 2014). Une étude prospective a permis d'identifier des sujets à risque de blessure lors d'une tâche de contraintes latérales appliquées sur le tronc (Zazulak et al., 2007a). Les sujets qui ne parvenaient pas à limiter les déplacements latéraux du tronc présentaient une incidence plus marquée de lésions du LCA. Enfin, la modification de la technique de changement de direction qui consiste à réduire l'inclinaison controlatérale du tronc ainsi que la largeur de l'appui permet de diminuer les moments d'abduction de genou de 36 % (Dempsey et al., 2009).

### *Dans le plan horizontal*

Les analyses vidéo (Ireland, 1999) décrivent une rotation controlatérale du tronc par rapport à la direction du changement de direction au cours de la rupture du LCA. Chez les handballeurs, une rotation homolatérale du tronc à la trajectoire du changement de direction diminue les contraintes au niveau du genou (Kristianslund et al., 2014). La pré orientation du bassin dans la nouvelle direction permet également de diminuer les contraintes articulaires (David et al., 2017). Enfin les amplitudes de rotation du tronc et d'abduction de hanche expliquent 81 % des moments d'abduction de genou avec, en effet, une diminution des contraintes si le tronc est orienté vers direction la nouvelle trajectoire (Frank et al., 2013).

En conclusion, les résultats obtenus par Kristianslund et al. en 2014 chez une population de 123 handballeuses de haut niveau ayant réalisé un total de 738 changements de direction ont permis d'identifier les principaux prédicteurs de moment d'abduction de genou au contact initial. La **Figure 2.9** issue d'une revue systématique récente (Donelon et al., 2020) résume finalement l'ensemble des déterminants biomécaniques associés aux contraintes sur le LCA

lors de changements de direction. Ce modèle permet de synthétiser les éléments aujourd'hui considérés comme de potentiels facteurs de risque de blessure lors des changements de direction rapides.



**Figure 2.9.** Modèle identifiant les variables impliquées dans l'augmentation des moments d'abduction de genou lors des changements de direction compris entre 30 et 110° (Donelon et al. 2020).

#### d) Les stratégies motrices dans les changements de direction

L'absorption des forces de réaction au sol est principalement liée à la mobilité des articulations (hanche, genou et cheville) dans le plan sagittal (Donelon et al., 2020). Récemment des différences au niveau des stratégies motrices ont été identifiées aussi bien chez les hommes que chez les femmes. Les travaux de Donnelly et al. lors de changements de direction non anticipés ont mis en évidence deux stratégies d'appui au sol (Donnelly et al., 2017). Les résultats révèlent que si une majorité d'athlètes utilisent une attaque « avant pied » (qui permet une meilleure absorption des forces de réactions au sol par la cheville), certains sujets présentent une attaque « arrière-pied » qui augmente au contraire les contraintes d'absorption au niveau du genou et majorent potentiellement le risque de rupture du LCA.

Les résultats des travaux récents de David et al., indiquent également qu'il existe deux stratégies prédominantes lors des changements de direction, combinant la pose du pied et l'orientation du bassin au contact initial (David et al., 2018, 2017). La première, qualifiée de stratégie « anticipée » concerne la majorité des sujets et se caractérise par une faible largeur d'appui et

une attaque avant pied associées à une pré orientation du bassin dans la direction du mouvement. Les auteurs qualifient cette stratégie de « cheville » car elle sollicite principalement cette articulation et permet de diminuer les contraintes et la puissance d'absorption du genou.

La seconde stratégie, qualifiée de « retardée » se caractérise par un contact initial au niveau de l'arrière-pied, le bassin restant orienté vers l'avant lors de la phase d'appui. Les auteurs observent une augmentation de la contrainte au niveau proximal, et qualifie cette stratégie de « genou/hanche » avec un risque majoré de blessure. A ce jour, il n'existe aucune hypothèse sur l'origine de ces différentes stratégies et il apparait pertinent d'évaluer l'implication du système nerveux central dans la biomécanique des changements de direction.

## **Force et activité musculaire dans le risque de rupture du ligament croisé antérieur**

L'analyse du rôle des muscles de la cuisse et de la hanche sur les contraintes appliquées au genou montre qu'un déficit de force majore le risque de lésions du LCA (Bencke et al., 2018, 2000; Cronström et al., 2016; Khayambashi et al., 2016; Zebis et al., 2021, 2009). Une étude rétrospective chez 225 athlètes a permis de mettre en évidence que les jeunes sportives dont la force musculaire était plus faible (mesurée par une répétition maximale lors d'un squat chargé), présentaient une proportion plus importante de blessures au genou (Odd ratio=9.5) et en particulier du LCA (Odd ratio=7) (Ryman Augustsson & Ageberg, 2017). Ces résultats sont à relativiser puisque d'autres équipes n'ont pas identifié de lien entre une diminution de force et le risque de blessure. L'étude prospective de Steffen et al. 2016 n'a pas révélé d'association significative entre la force développée sur une presse et le risque de rupture du LCA (Steffen et al., 2016). De même la force isocinétique des ischios jambiers, du quadriceps ou encore le ratio ischios-jambiers/quadriceps ne semblent pas influencer le risque de blessure. La méta-analyse de Cronström et al. ne révèle pas de lien entre la force des ischios jambiers et l'augmentation du valgus maximal de genou lors d'un squat unipodal ou un drop vertical jump bilatéral (Cronström et al., 2016). Ces résultats ont été confirmés dans une autre méta-analyse récente (Collings et al., 2021) qui n'a pas permis de conclure à l'intérêt des tests de force des ischios-jambiers ou du quadriceps pour identifier des sportifs à risque de blessure, notamment chez les athlètes féminines.

Le rôle des muscles de la hanche (en particulier, les extenseurs, rotateurs latéraux et abducteurs) est primordial dans la première phase de l'appui (Bencke et al., 2013). Une diminution de force des extenseurs associée à une diminution de recrutement du grand fessier expliquent respectivement 9.2 % et 3.3 % de la variabilité du valgus de genou lors d'une réception de saut (Hollman et al., 2013). L'étude prospective de Khayambashi et al. chez 501 athlètes (138 femmes et 363 hommes) a montré qu'une faiblesse des rotateurs latéraux et des abducteurs de hanche en isométrique est un facteur prédictif de lésions sans contact du LCA (Khayambashi et al., 2016). Très récemment, les résultats d'une étude prospective de deux ans indiquent qu'une diminution de force isométrique des muscles rotateurs latéraux de hanche majore le risque de lésion du LCA (Zebis et al., 2021). Les auteurs de ce travail ont calculé qu'une augmentation de force de  $0.1 \text{ N.Kg}^{-1}$  de poids corporel diminuait le risque blessure de 23 %. Le niveau de force de ce groupe musculaire était le seul (parmi les rotateurs médiaux, abducteurs, adducteurs, extenseurs de hanche ou encore les fléchisseurs et extenseurs de genou) à influencer sur le risque de blessure. Plusieurs éléments biomécaniques peuvent expliquer l'implication spécifique de ce groupe musculaire dans le risque de rupture du LCA. La méta analyse de Cronström et al. en 2016 révèle qu'une diminution de force des abducteurs de hanche entraîne une augmentation de l'abduction (*i.e.* du valgus) de genou lors de la pose du pied au sol (Cronström et al., 2016; Heinert et al., 2008; Homan et al., 2013). Cette majoration du valgus est également associée à une diminution de la force excentrique des rotateurs externes (Claiborne et al., 2006) et des extenseurs de hanche (Cronström et al., 2016). Une fois encore des résultats contradictoires existent puisque l'étude prospective de Steffen et al., 2016 réalisée sur 8 ans chez 867 athlètes (dont 420 handballeurs) n'a pas permis de mettre en évidence de lien entre la force isométrique des abducteurs de hanche et le risque de blessures (Steffen et al., 2016).

Finalement, une faiblesse des abducteurs et rotateurs latéraux entraîne une incapacité à limiter les mouvements excessifs d'adduction et de rotation médiale de hanche (Bencke et al., 2013; Jacobs et al., 2007), conduisant à une augmentation importante du valgus et des contraintes sur le LCA lors de tâches fonctionnelles telles que les réceptions de sauts ou les changements de direction (Bencke et al., 2013; Jacobs et al., 2007). Le fait que des résultats discordants existent s'explique par la qualité des études et la fiabilité des outils d'évaluation de la force musculaire de la hanche (Alzahrani et al., 2021). Toutefois, la force musculaire n'est pas le seul paramètre impliqué dans la biomécanique du mécanisme lésionnel. En effet, étant donné son délai de survenue (*i.e.* moins de 100 ms après la pose du pied), un recrutement rapide des muscles est

nécessaire pour limiter les contraintes sur le LCA (Besier et al., 2003). Les schémas (pattern) d'activation musculaire pourraient également expliquer la survenue de blessures et il convient d'évaluer également les capacités de préactivation des muscles du membre inférieur (Steffen et al., 2016).

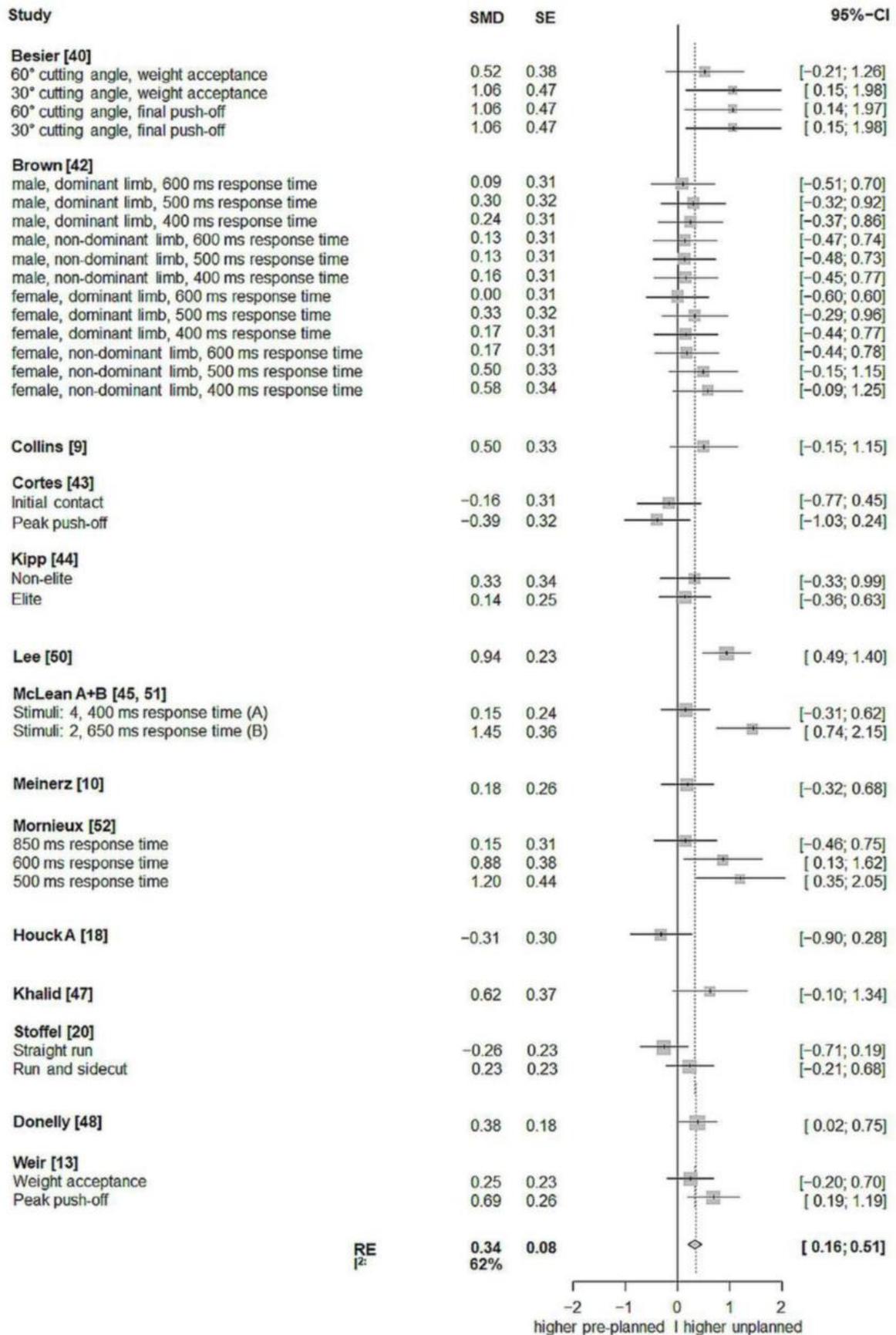
En ce qui concerne l'activité des ischios jambiers et du quadriceps, Zebis et al. en 2009 démontrent leur rôle central sur le risque de blessure dans une étude prospective chez 55 handballeuses et footballeuses de haut niveau suivies pendant 2 saisons sportives. L'analyse de changements de direction anticipés a révélé qu'une augmentation de l'activité électromyographique (EMG) du vaste latéral ainsi qu'une diminution du semi tendineux dans les instants qui précèdent la pose du pied au sol prédisposaient les athlètes à une lésion du LCA (Zebis et al., 2009). L'activité du quadriceps entraîne en effet une augmentation des forces de translation antérieure du tibia (Bencke et al., 2018; Demorat et al., 2004; Kiapour et al., 2016), tandis que celle des ischios jambiers limite ce mouvement de tiroir responsable des contraintes sur le LCA. Le muscle semi tendineux en particulier réalise une adduction de genou et stabilise le moment externe d'abduction (Zebis et al., 2009). Ces résultats ont été récemment confirmés par une seconde étude prospective réalisée chez 90 athlètes dont 54 handballeuses. Les résultats de ce travail montrent qu'une diminution de l'activité du semi tendineux 50 ms avant le contact initial augmente le risque de blessure (Zebis et al., 2021). Le rôle protecteur des ischios jambiers, et notamment le compartiment médial, semble aujourd'hui faire consensus dans le contexte des ruptures du LCA (Bencke & Zebis, 2011; Chappell et al., 2007; Sigward & Powers, 2006; Zebis et al., 2016).

Concernant l'activité des muscles de la hanche, une méta-analyse révèle qu'une diminution d'activation du grand fessier majore le valgus maximal du genou lors de différentes tâches de réception et de squat (Cronström et al., 2016). Ceci pourrait s'expliquer par son rôle d'abducteur et de rotateur latéral du fémur. Concernant le moyen fessier, il ne semble pas y avoir de lien entre son activation musculaire et le valgus du genou lors de ces tâches fonctionnelles. De nombreux travaux ont identifié un lien entre la diminution de force musculaire de la hanche et l'augmentation de l'activité EMG des muscles de cette articulation (Hollman et al., 2013; Homan et al., 2013; Nguyen et al., 2011; Popovich & Kulig, 2012). Les individus semblent ainsi pouvoir compenser une faiblesse musculaire par un recrutement EMG supérieur afin de maintenir un alignement adéquat des membres inférieurs. Ces données expliquent également les discordances de résultats sur les liens entre force musculaire et risque de lésion (Cronström et al., 2016) et confirment l'importance d'évaluer les capacités d'activation et non pas seulement

celles relatives à la force développée. Il n'existe cependant aucune étude à notre connaissance ayant évalué le lien entre le timing d'activation (et notamment la préactivation) des muscles de la hanche et le risque de rupture du LCA.

## De l'importance de l'anticipation...

Le handball est considéré comme un des sports les plus pourvoyeurs de lésions du LCA (Åman et al., 2016; Engebretsen et al., 2013; Luig et al., 2018) où la très large majorité des lésions surviennent en match (*i.e.* lors de situations non anticipées) puisque l'incidence rapportée est 8 à 30 fois plus importante qu'à l'entraînement (Myklebust et al., 2003, 1998). Dans la pratique de ce sport, les blessures surviennent principalement lors de changements de direction sans contact avec l'adversaire (Laver & Myklebust, 2015). La complexité de ces tâches motrices entraîne des contraintes tridimensionnelles importantes sur le ligament (Koga et al., 2010; Olsen et al., 2004) et de nombreux protocoles ont tenté de reproduire ces situations en laboratoire (Kristianslund et al., 2014; Zebis et al., 2021). Si certains paramètres comme le sexe (Benjaminse et al., 2011; Picot et al., 2022b), la technique (Dempsey et al., 2009; Donelon et al., 2020), la vitesse et l'angle de débordement (Dos'Santos et al., 2018) ou encore la présence d'un défenseur (McClean et al., 2004) majorent les contraintes appliquées sur le genou, plusieurs revues systématiques et méta-analyses ont également révélé que les tâches non anticipées augmentaient le risque de blessures (Almonroeder et al., 2015; Brown et al., 2014; Giesche et al., 2021; Wilke et al., 2020). D'un point de vue neurophysiologique (voir Chapitre 1), la rupture du LCA est aujourd'hui considérée comme une erreur sensorimotrice survenant dans des situations complexes, assimilables à des situations de double voire triple tâches, pour lesquelles les performances neurocognitives sont décisives (Herman et al., 2015). L'ensemble des données disponibles sur le sujet (**Figure 2.10** et **Figure 2.11**) indiquent que la présence d'une situation non anticipée augmente les moments d'abduction (différence moyenne standardisée= 0.34, 95 % CI : 0.16 à 0.51) et de rotation médiale de genou (différence moyenne standardisée= 0.51, 95 % CI : 0.23 à 0.79). En revanche aucune différence n'a été mise en évidence dans le plan sagittal.



**Figure 2.10.** Diagramme en forêt montrant l'effet de l'anticipation sur la diminution du moment d'abduction de genou lors de tâches fonctionnelles (Giesche et al. 2021).

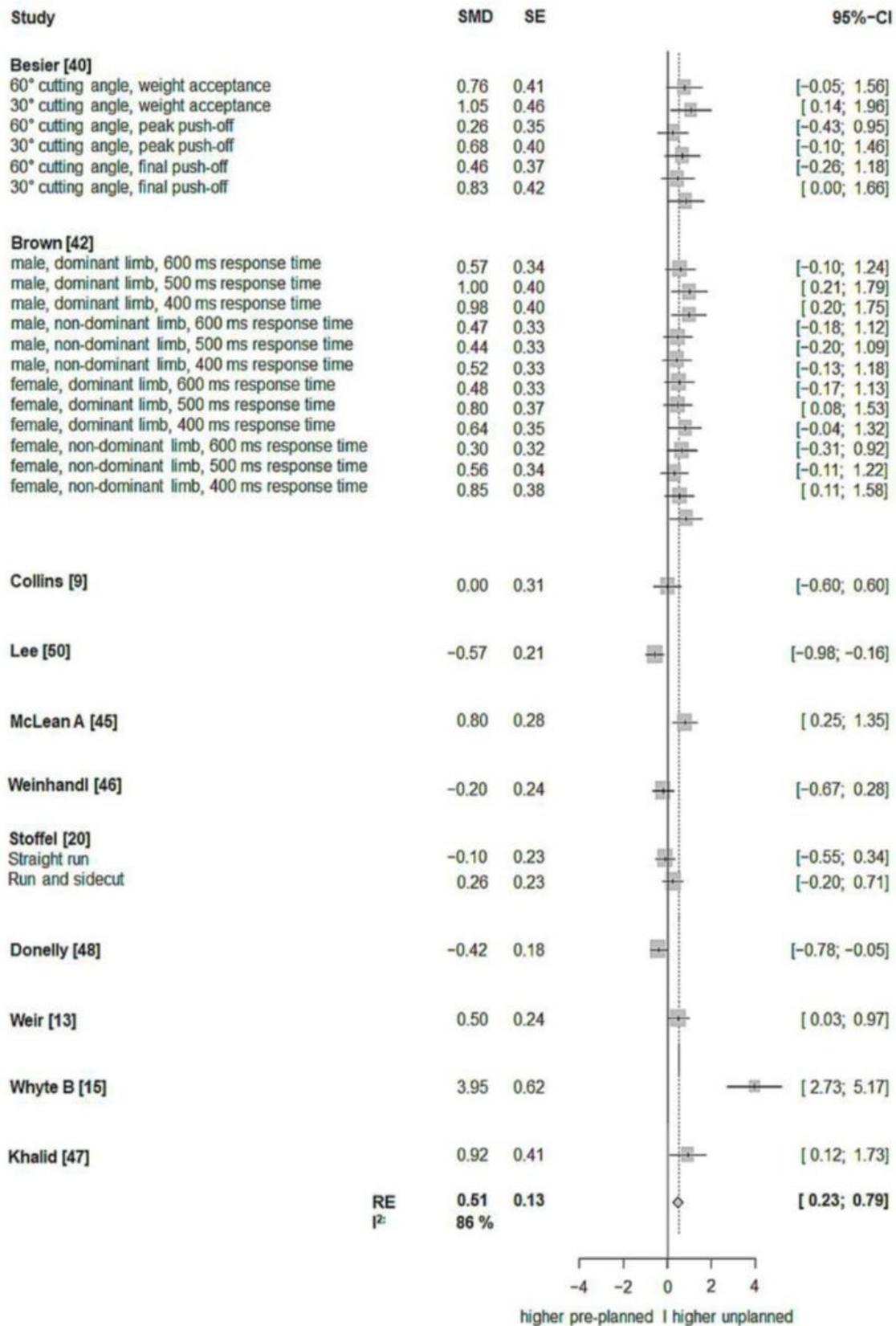


Figure 2.11. Diagramme en forêt montrant l'effet de l'anticipation sur la diminution du moment de rotation médiale de genou lors de tâches fonctionnelles (Giesche et al. 2021).

Concernant les indices cinématiques, la méta-analyse de Giesche et al. ne révèle aucune différence significative entre les deux types de tâches quels que soient les plans de mouvements (faible niveau de preuves). Le sexe, le délai de réaction ou encore le type de stimuli ne semblent pas avoir d'influence directe sur l'augmentation des moments de force dans le plan frontal. En revanche une faible expertise dans la tâche motrice entraîne une majoration de ces contraintes lors de situations non anticipées.

Knee joint angles Sidestepping phase	Angle of sidestep (°)	Planned sidestep (°)	Unplanned sidestep (°)	p value	SEM	Unplanned–planned sidestepping	
						Mean change; ±90 % CL	Qualitative inference
<b>Flexion (+)/extension (-)</b>							
<b>Initial contact</b>							
Cortes et al. [53]	45	15 ± 5	21 ± 5	[0.0010]	3.1	5.3; ±2.2	Trivial*
Dempsey et al. [43] <sup>a</sup>	45	14 ± 5	15 ± 5	(0.37)	(3.1)	1.4; ±2.7	Unclear
<b>Weight acceptance</b>							
Besier et al. [45] <sup>b</sup>	30	32 ± (6)	35 ± (6)	[8.2E-5]	1.2	3.3; ±0.9	Small +ive****
Besier et al. [45] <sup>c</sup>	60	32 ± (6)	34 ± (6)	0.0050	1.3	2.0; ±1.0	Small +ive**
Cochrane et al. [47] <sup>a</sup>	30	26 ± 6	26 ± 7	0.42	3.7	0.59; ±1.23	Trivial*
Cochrane et al. [47] <sup>a</sup>	60	25 ± 6	25 ± 7	0.38	4.1	0.73; ±1.37	Trivial*
Dempsey et al. [43] <sup>a</sup>	45	30 ± 5	32 ± 3	0.038	2.1	2.4; ±1.8	Small +ive**
Donnelly et al. [49] <sup>a</sup>	45	30 ± 5	30 ± 5	(0.602)	(2.1)	0.20; ±0.64	Trivial***
<i>Meta-analysed effect</i>		±5.5				1.6; ±0.6	Unclear
<b>Peak push-off</b>							
Besier et al. [45] <sup>b</sup>	30	45 ± (6)	51 ± (6)	[2.3E-7]	1.0	5.4; ±0.8	Moderate +ive****
Besier et al. [45] <sup>c</sup>	60	47 ± (6)	51 ± (6)	[9.4E-6]	1.1	3.9; ±0.9	Moderate +ive**
Cochrane et al. [47] <sup>a</sup>	30	48 ± 6	54 ± 7	2.3E-11	3.2	5.5; ±1.1	Moderate +ive****
Cochrane et al. [47] <sup>a</sup>	60	53 ± 6	54 ± 6	0.019	3.9	1.9; ±1.3	Small +ive**
Cortes et al. [53]	45	45 ± 5	52 ± 6	[0.0010]	4.3	7.2; ±3.0	Large +ive**
<i>Meta-analysed effect</i>		±5.6				5.3; ±1.3	Moderate +ive*
<b>Final push-off</b>							
Besier et al. [45] <sup>b</sup>	30	23 ± (5)	25 ± (5)	[9.2E-4]	1.0	2.0; ±0.8	Small +ive***
Besier et al. [45] <sup>c</sup>	60	23 ± (5)	24 ± (5)	0.012	1.1	1.5; ±0.9	Small +ive**
<b>Abduction (-)/adduction (+)</b>							
<b>Initial contact</b>							
Cortes et al. [53]	45	-0.80 ± 3.90	-1.5 ± 3.9	0.039	0.77	-0.70; ±0.54	Trivial*
<b>Peak push-off</b>							
Cortes et al. [53]	45	-4.0 ± 5.3	-7.2 ± 5.3	[0.0010]	1.9	-3.2; ±1.3	Moderate +ive*
<b>Internal (+)/external rotation (-)</b>							
<b>Initial contact</b>							
Cortes et al. [53]	45	5.2 ± 6.5	8.2 ± 4.7	0.031	3.0	2.9; ±2.1	Small +ive**

Values are mean ± SD; ± pooled standard deviation; standard error of measurement (SEM); mean change; ± confidence limits (CL) (90 %); meta-analysed effect; ±90 % confidence limits (CL)

(+), a positive kinematic value is associated with the corresponding knee joint angle; (-), a negative kinematic value is associated with the corresponding knee joint angle; curved parentheses, imputed values; squared brackets, back-calculated p values from inequalities; +ive, -ive, substantial positive and negative changes with unplanned relative to planned sidestepping

Trivial, small, moderate and large inference: \* possibly, 25–75 %; \*\* likely, 75–95 %; \*\*\* very likely, 95–99.5 %; \*\*\*\* most (or extremely) likely, >99.5 %

<sup>a</sup> Only pre-intervention or control data used

<sup>b</sup> 30° sidestepping task

<sup>c</sup> 60° sidestepping task

**Figure 2.12.** Comparaison des données cinématiques du membre inférieur lors de changements de direction entre des situations anticipées et non anticipées (Brown et al. 2014).

La méta analyse de Brown et al. qui concerne spécifiquement l'effet des tâches non anticipées lors de changements de direction fait état d'effets négligeables en début de phase d'appui sur les angles de flexion, d'abduction et de rotation médiale de genou (**Figure 2.12**). En revanche les auteurs confirment grâce aux données cinétiques, que les situations non anticipées sont associées à une augmentation des moments d'abduction de genou au contact initial et dans la phase d'amortissement (**Figure 2.13**). De même, le moment de rotation médiale du genou dans la première phase de l'appui semble majoré en conditions non anticipées.

Knee joint moments: Sidestepping phase	Angle of sidestep (°)	Planned sidestep (Nm·kg <sup>-1</sup> ·m <sup>-1</sup> )	Unplanned sidestep (Nm·kg <sup>-1</sup> ·m <sup>-1</sup> )	p value	SEM	Unplanned–planned sidestepping	
						Mean change; ±90 % CL	Qualitative inference
<b>Flexor (-)/extensor (+)</b>							
<b>Initial contact</b>							
Cortes et al. [53]	45	-0.16 ± 0.14	0.014 ± 0.110	0.0030	0.12	0.18; ±0.09	Large -ive*
<b>Weight acceptance</b>							
Besier et al. [45] <sup>a, b</sup>	30	-0.29 ± 0.37	-0.31 ± 0.45	0.73	0.12	-0.019; ±0.096	Unclear
Besier et al. [45] <sup>b, c</sup>	60	-0.24 ± 0.47	-0.15 ± 0.47	0.14	0.14	0.093; ±0.105	Small +ive*
Dempsey et al. [43] <sup>d</sup>	45	-1.0 ± 0.3	-0.91 ± 0.23	(0.337)	(0.13)	0.060; ±0.109	Trivial*
Donnelly et al. [49] <sup>d</sup>	45	-2.1 ± 0.6	-2.2 ± 0.4	0.39	0.12	-0.020; ±0.041	Trivial****
<i>Meta-analysed effect</i>		± 0.43				-0.039; ±0.050	Trivial****
<b>Peak push-off</b>							
Besier et al. [45] <sup>a, b</sup>	30	-2.2 ± 0.6	-2.4 ± 0.6	0.010	0.10	0.14; ±0.08	Small -ive*
Besier et al. [45] <sup>b, c</sup>	60	-2.0 ± 0.5	-1.6 ± 0.6	[1.2E-5]	0.11	-0.37; ±0.08	Moderate +ive**
Cortes et al. [53]	45	-1.9 ± 0.2	-1.9 ± 0.2	0.27	0.09	0.042; ±0.065	Small -ive*
<i>Meta-analysed effect</i>		± 0.43				-0.080; ±0.042	Trivial*
<b>Final push-off</b>							
Besier et al. [45] <sup>a, b</sup>	30	0.010 ± 0.125	-0.027 ± 0.150	0.016	0.031	0.038; ±0.024	Small -ive**
Besier et al. [45] <sup>b, c</sup>	60	0.041 ± 0.145	0.029 ± 0.200	0.41	0.033	0.012; ±0.026	Trivial**
<b>Abductor (+)/adductor (-)</b>							
<b>Initial contact</b>							
Cortes et al. [53]	45	-0.050 ± 0.080	-0.038 ± 0.070	0.25	0.025	0.012; ±0.018	Trivial*
<b>Weight acceptance</b>							
Besier et al. [45] <sup>a, b</sup>	30	0.024 ± 0.270	0.31 ± 0.29	[2.7E-5]	0.092	0.29; ±0.07	Moderate -ive***
Besier et al. [45] <sup>b, c</sup>	60	0.33 ± 0.34	0.51 ± 0.33	[0.0020]	0.10	0.18; ±0.08	Small -ive***
Dempsey et al. [43] <sup>d</sup>	45	0.38 ± 0.26	0.40 ± 0.23	(0.67)	(0.097)	0.020; ±0.085	Unclear
Donnelly et al. [49] <sup>d</sup>	45	0.37 ± 0.30	0.48 ± 0.27	0.13	0.38	0.11; ±0.12	Small -ive**
Lee et al. [52] <sup>e</sup>	45	0.31 ± 0.28	0.59 ± 0.25	(7.4E-4)	(0.18)	0.28; ±0.11	Moderate -ive**
Lee et al. [52] <sup>f</sup>	45	0.47 ± 0.26	0.72 ± 0.36	(1.8E-3)	(0.18)	0.25; ±0.11	Moderate -ive**
<i>Meta-analysed effect</i>		± 0.29				0.19; ±0.04	Moderate +ive***
<b>Peak push-off</b>							
Besier et al. [45] <sup>a, b</sup>	30	-0.33 ± 0.90	-0.18 ± 0.97	0.0050	0.097	0.15; ±0.07	Small -ive***
Besier et al. [45] <sup>b, c</sup>	60	-0.20 ± 0.99	-0.070 ± 0.730	0.014	0.11	0.13; ±0.08	Trivial**
Cortes et al. [53]	45	-0.52 ± 0.40	-0.37 ± 0.36	0.035	0.16	0.15; ±0.11	Small -ive**
<i>Meta-analysed effect</i>		± 0.76				0.14; ±0.05	Trivial*
<b>Final push-off</b>							
Besier et al. [45] <sup>a, b</sup>	30	0.12 ± 0.11	0.22 ± 0.09	[1.8E-5]	0.030	0.098; ±0.023	Moderate -ive***
Besier et al. [45] <sup>b, c</sup>	60	0.21 ± 0.12	0.29 ± 0.12	[1.3E-4]	0.033	0.084; ±0.025	Moderate -ive**
<b>Internal (-)/external rotator (+)</b>							
<b>Weight acceptance</b>							
Besier et al. [45] <sup>a, b</sup>	30	-0.075 ± 0.055	-0.17 ± 0.10	[5.9E-6]	0.026	-0.096; ±0.020	Large -ive***
Besier et al. [45] <sup>b, c</sup>	60	-0.15 ± 0.08	-0.23 ± 0.09	[1.1E-4]	0.028	-0.074; ±0.022	Moderate -ive***
Dempsey et al. [43] <sup>d</sup>	45	-0.17 ± 0.07	-0.26 ± 0.18	(0.0010)	(0.039)	-0.090; ±0.035	Large -ive*
Donnelly et al. [49] <sup>d</sup>	45	-0.33 ± 0.36	-0.20 ± 0.15	0.0020	0.22	0.13; ±0.07	Small +ive**
Lee et al. [52] <sup>e</sup>	45	-0.20 ± 0.10	-0.15 ± 0.11	(0.012)	(0.048)	0.050; ±0.031	Small +ive**
Lee et al. [52] <sup>f</sup>	45	-0.21 ± 0.10	-0.15 ± 0.10	(0.0040)	(0.048)	0.060; ±0.031	Moderate +ive*
<i>Meta-analysed effect</i>		± 0.15				0.030; ±0.024	Trivial*
<b>Peak push-off</b>							
Besier et al. [45] <sup>a, b</sup>	30	-0.27 ± 0.12	-0.34 ± 0.10	[5.9E-4]	0.036	-0.076; ±0.028	Moderate -ive*
Besier et al. [45] <sup>b, c</sup>	60	-0.31 ± 0.12	-0.33 ± 0.10	[0.217]	0.039	-0.022; ±0.030	Trivial*
<b>Final push-off</b>							
Besier et al. [45] <sup>a, b</sup>	30	-0.035 ± 0.032	-0.059 ± 0.030	[8.7E-5]	0.0087	-0.023; ±0.007	Moderate -ive**
Besier et al. [45] <sup>b, c</sup>	60	-0.060 ± 0.042	-0.090 ± 0.040	[2.7E-5]	0.0095	-0.029; ±0.007	Moderate -ive**

Values are means ± standard deviation; ±pooled standard deviation; standard error of measurement (SEM); mean change; ±confidence limits (CL) (90 %); meta-analysed effect; ±confidence limits (CL) (90 %)

(+), a positive kinematic value is associated with the corresponding knee joint angle; (-), a negative kinematic value is associated with the corresponding knee joint angle; curved parentheses, imputed values; squared brackets, back-calculated p values from inequalities, +ive, -ive, substantial positive and negative changes with unplanned relative to planned sidestepping

<sup>a</sup> 30° sidestepping task

<sup>b</sup> Knee moment data reported as Nm·kg<sup>-1</sup>

<sup>c</sup> 60° sidestepping task

<sup>d</sup> Only pre-intervention or control data used

<sup>e</sup> Low-level athletes

<sup>f</sup> High-level athletes

Trivial, small, moderate and large inference: \* possibly, 25–75 %; \*\* likely, 75–95 %; \*\*\* very likely, 95–99.5 %; \*\*\*\* most (or extremely) likely, >99.5 %

**Figure 2.13.** Comparaison des données cinétiques du membre inférieur lors de changements de direction entre des situations anticipées et non anticipées (Brown et al. 2014).

Les différences rapportées peuvent s'expliquer par le fait que les situations dites anticipées autorisent une planification suffisante des stratégies motrices nécessaire à la réalisation de la tâche. En effet, la programmation de la phase d'amortissement réalisée sur la base des indices sensoriels (visuels, auditifs ou autres) disponibles en amont de l'initiation du changement de direction permet de rediriger le centre de masse vers le membre porteur (Houck et al., 2006). Autrement dit, une planification cohérente diminue les contraintes cognitives liées à la réalisation de la tâche (voir Chapitre 1). Dans les situations où le sujet peut anticiper la nature de son appui, le pied est généralement placé médialement pour générer un vecteur de force dans la direction souhaitée et faciliter la poussée dans sens du changement de direction (Brown et al., 2014). A l'inverse, les situations non anticipées nécessitent un contrôle rétroactif basé sur l'intégration des informations disponibles en cours de mouvement et conduisent à des commandes motrices d'adaptation qui concernent notamment le plan frontal. Le changement de direction est alors initié pendant, ou peu de temps avant, la pose du pied au sol. Cet instant correspond à la période où le genou est placé en abduction avec une réorientation du centre de masse loin du pied d'appui. En effet, afin de maintenir une stabilité posturale optimale, l'athlète peut être amené à augmenter son polygone de sustentation, ce qui conduit à un mauvais placement du pied (*i.e.* une augmentation de la largeur de l'appui). Il en résulte une inclinaison controlatérale du tronc nécessaire à la réorientation du centre de masse dans la direction souhaitée (**Figure 2.14**). La diminution du délai de prise de décision peut donc entraîner un positionnement du centre de masse potentiellement inadapté et plus contraignant pour le genou (Dempsey et al., 2007; Donnelly et al., 2012b).

**Résumé des facteurs de risque de rupture du LCA identifiés lors de changements de direction spécifiques au handball (d'après Zebis et al. 2021).**

- Faible flexion de hanche au contact initial
- Rotation médiale du tibia au contact initial
- Faible activité des Ischio (ST) avant la pose du pied au sol (50 ms)
- Faiblesse des rotateurs externes de hanche en isométrie



**Figure 2.14.** Comportement biomécanique à risque lors d'un changement de direction non anticipé au handball. Largeur d'appui importante, inclinaison controlatérale du tronc.

La rupture du LCA peut s'envisager comme une incapacité à maintenir une stabilité articulaire suffisante en raison d'une erreur de contrôle neuromusculaire. Lorsque le genou est proche de l'extension, comme c'est le cas dans les changements de direction, cette erreur sensorimotrice conduit à une abduction-rotation médiale de genou combinée à une contraction importante du quadriceps. L'ensemble de ces contraintes biomécaniques survenant dans des situations où l'athlète doit focaliser son attention sur l'environnement extérieur. Afin de maintenir son intégrité physique, le joueur doit donc être capable de gérer à la fois les stimuli visuels dynamiques tels que les modifications du comportement de l'adversaire et des coéquipiers tout en assurant une planification des mouvements et une prise de décision rapide (voir Chapitre 1). Ceci explique qu'en situations de jeu, des déficits de traitement et d'intégration proprioceptive peuvent conduire à une augmentation du risque de blessure (Herman et al., 2015). Dans la mesure où les situations de débordement non anticipées sont plus proches des situations réelles et que l'athlète doit organiser sa motricité en réponse à un stimulus visuel de l'environnement (Brown et al., 2014), ces dernières semblent particulièrement intéressantes à étudier pour améliorer la compréhension des mécanismes lésionnels (Almonroeder et al., 2015; Wilke et al., 2020). Cependant, contrairement aux autres sports il n'existe à notre connaissance aucune étude ayant analysé des changements de direction en conditions non anticipées au handball. Ce travail repose donc sur l'évaluation de l'influence des stratégies proprioceptives posturales sur le comportement moteur de jeunes handballeurs lors de tâches fonctionnelles non anticipées.

## Résumé et problématique globale de la thèse

Dans des situations de duels<sup>4</sup>, la surcharge cognitive associée à l'abondance d'informations visuo-sensorielles liée au comportement de l'adversaire, à la gestion du ballon et au positionnement des coéquipiers peut entraîner des stratégies de stabilisation du genou inefficaces (Grooms & Onate, 2016; Swanik et al., 2007). La modification permanente des signaux proprioceptifs lors des activités sportives nécessite une adaptabilité constante des processus d'intégration sensorielle afin d'assurer un contrôle moteur optimal pour la stabilité du genou (Diekfuss et al., 2020; Piskin et al., 2021). Etant donné que les processus d'intégration centraux sont limités, une augmentation drastique de la contrainte visuo-attentionnelle associée à une potentielle fatigue neuromusculaire diminue les capacités des individus à i) intégrer les signaux proprioceptifs et ii) adopter une stratégie motrice efficace (Monjo & Forestier, 2014; Peterka, 2018; Vuillerme et al., 2001a). De plus, la nature non anticipée de la tâche semble entraîner une perturbation de la planification motrice et augmenter les contraintes biomécaniques lors des activités nécessitant une bonne stabilité articulaire.

L'intégration sensorielle qui précède la pose du pied joue donc un rôle majeur dans le contrôle moteur du membre inférieur et notamment sur les contraintes et la charge appliquée sur le genou (Swanik, 2015). En effet, le comportement non prédictible de l'adversaire perturbe la phase de planification motrice et conduit à une augmentation des contraintes biomécaniques appliquées sur le genou (Brown et al., 2014; Giesche et al., 2021). Une diminution de connexion centrale dans les zones somato-sensorielles et cognitives semble être à l'origine des erreurs dans la position articulaire et le contrôle moteur du membre inférieur et responsable de la rupture du LCA (Diekfuss et al., 2019b; Piskin et al., 2021). La blessure survenant majoritairement dans des tâches nécessitant une coordination sensorimotrice rapide et complexe (Boden et al., 2009; Koga et al., 2010; Krosshaug et al., 2007b; Olsen et al., 2004), les processus d'intégration proprioceptive pourraient jouer un rôle clé dans le risque lésionnel.

A ce jour, de nombreux déterminants biomécaniques et neuromusculaires ont été identifiés comme facteurs de risques de lésions du LCA lors de changements de direction rapides (Donelon et al., 2020) notamment au handball (Kristianslund et al., 2014; Zebis et al., 2021).

---

<sup>4</sup> Situation dans laquelle un joueur en phase d'attaque doit contourner l'adversaire, le plus souvent grâce à une feinte accompagnée d'un changement de direction rapide.

Afin d'améliorer la compréhension du mécanisme lésionnel et l'efficacité des programmes de programmes de prévention, il apparaît pertinent d'évaluer les capacités de repondération et de réintégration proprioceptive ainsi que leurs implications sur le comportement moteur de jeunes joueurs de handball lors de situations proches des mécanismes lésionnels. Cette évaluation permettrait de répondre à la question suivante :

***Existe-t-il un lien entre les stratégies d'intégration proprioceptive impliquées dans le contrôle postural et le risque de blessures du LCA chez des jeunes handballeurs ?***

# Chapitre 3 : Stratégies de contrôle postural chez les handballeurs

## Introduction

Comme nous l'avons évoqué dans le chapitre 1, l'implication du SNC dans le contexte de la rupture du LCA concerne notamment sa capacité d'intégration des entrées sensorielles lors de la réalisation de tâches posturales. Le rôle joué par la proprioception dans la stabilité articulaire et le maintien de l'équilibre lors de situations complexes de jeu est essentiel. Ainsi, l'existence d'une variabilité inter-individuelle importante dans la repondération proprioceptive pourrait contribuer au risque de rupture du LCA.

Cette première expérimentation poursuit deux objectifs principaux. Le premier consiste à évaluer les capacités de repondération proprioceptive lors de tâches d'équilibre statique variées chez une population de jeunes athlètes sains de haut niveau. Nous formulons l'hypothèse qu'il existe une importante variabilité inter individuelle concernant la plasticité proprioceptive, et que certains athlètes utilisent des stratégies posturales sous optimales.

Le second consiste à étudier la fiabilité et la validité de l'analyse vidéo en deux dimensions (2D) dans l'évaluation de la réintégration proprioceptive lors d'une tâche de contrôle postural. Nous émettons l'hypothèse que les perturbations posturales induites par la vibration tendineuse sont observables au moyen d'un simple enregistrement vidéo, et que ce déplacement fournit une mesure reproductible et fortement corrélée aux données posturales issues d'outils de laboratoire plus complexes.

## Matériel et méthodes

### a) Déclaration d'éthique

L'étude a été approuvée par le comité d'éthique de l'Université Savoie Mont-Blanc. Les informations sur les objectifs et le contenu de l'étude ont été transmises par écrit (**Annexe I**) à tous les participants (et à leurs parents dans le cas de sujets mineurs). Ceux-ci ont ensuite transmis par écrit leur consentement éclairé pour participer à l'étude, conformément à la déclaration d'Helsinki.

### b) Sujets

Une analyse à priori du nombre de sujets à inclure pour obtenir une puissance 0.80 et une erreur de type 1 de 0.05 a été réalisée (Howell, 2012). A partir des données disponibles dans la littérature sur les capacités de repondération proprioceptive (Brumagne et al., 2008), il s'est avéré qu'un minimum de 22 participants devaient être inclus dans cette étude. Les sujets recrutés étaient des joueurs et joueuses sains de haut niveau âgés de 15 à 20 ans, inscrits au pôle de handball de Chambéry et pratiquant l'activité au moins 5 fois par semaine. Les sujets présentant un antécédent de rupture du LCA ou ceux ayant subi une blessure récente (*i.e.* moins de 3 mois) aux membres inférieurs n'ont pas été inclus dans cette étude.

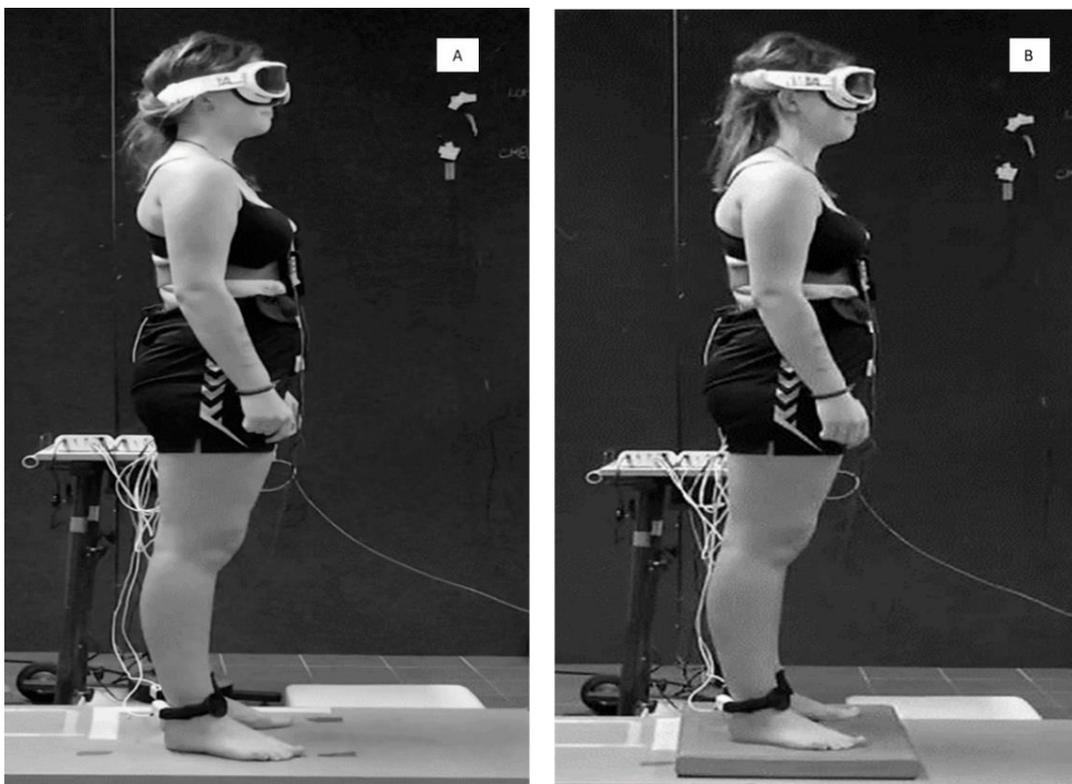
### c) Procédure

Afin d'évaluer le recours aux informations proprioceptives, le sujet se tenait debout en appui bipodal, les bras relâchés le long du corps et le regard à l'horizontal. Un écartement de 10 cm entre les 2 talons était matérialisé afin de pouvoir standardiser la position entre les différents essais. Le sujet portait des lunettes opaques afin de supprimer le recours aux entrées visuelles (**Figure 3.1**). Deux conditions posturales ont été mises en place, une condition « *stable* » où le sujet se tenait pieds nus en équilibre sur la plateforme de force, et une condition « *instable* » avec un tapis en mousse (PhysioPad®, densité : 52 kg/m<sup>3</sup>, dimensions : 50 x 41 x 5 cm). L'ordre de passage entre les deux conditions était déterminé de manière aléatoire. Afin de perturber les informations proprioceptives en provenance de la cheville (CHEV) et des lombaires (LOMB), deux paires de vibrateurs (Vibrasens®, Techno concept®) réglées à une fréquence de 80 Hz et une amplitude de 0.5 mm (Duclos et al., 2014; Maitre et al., 2021; Roll et al., 1989) ont été

utilisées. Ceux-ci étaient placés sur les tendons des triceps suraux et des muscles paravertébraux par le même expérimentateur afin de limiter les erreurs de reproductibilité (Kiers et al., 2014), notamment dans le serrage des vibreurs (Maitre et al., 2021). Chaque essai durait 50 secondes. Après une phase de 10 secondes sans perturbation (**PRE**), la vibration était déclenchée automatiquement au niveau CHEV ou LOMB pendant 20 secondes (**VIB**), pour aboutir ensuite à une phase de réintégration proprioceptive de 20 secondes (**POST**). Afin d'éviter les effets d'apprentissage liés à l'utilisation de la vibration tendineuse (Kiers et al., 2014), le déclenchement CHEV ou LOMB était généré aléatoirement. Au cours des essais un collaborateur était placé à côté du sujet pour parer aux risques de chutes.

#### d) Matériel

Une plateforme de force (AMTI, modèle BMS464508, Watertown, MA, 1000 Hz) connectée à une carte d'acquisition (carte PCIM-DAS16, conversion A/D 16bits) ont été utilisées pour enregistrer le déplacement du centre des pressions (CoP). Les signaux ont été stockés et analysés à l'aide du logiciel DColl (GRAMME, Université Laval, Québec, Canada) et filtrés à l'aide d'un filtre passe-bas Butterwoth d'ordre quatre à une fréquence de coupure de 10 Hz.



**Figure 3.1.** Procédure expérimentale **A)** Equilibration sur sol stable **B)** Equilibration sur surface instable.

Les déplacements antéro-postérieurs du centre des pressions ( $dCoP$ ) et la vitesse ( $vCoP$ ) ont été calculés à l'aide d'un logiciel développé sous Matlab (GRAMÉ, Université Laval, Québec, Canada). Les signaux électromyographiques (EMG) ont été enregistrés avec des électrodes préamplifiées (type SX230-1000, Biometrics Ltd, Newport, UK, 1000 Hz) placées à 2 cm de distance sur les corps musculaires. Le signal EMG a ensuite été filtré par un filtre passe-bande (15-450 Hz).

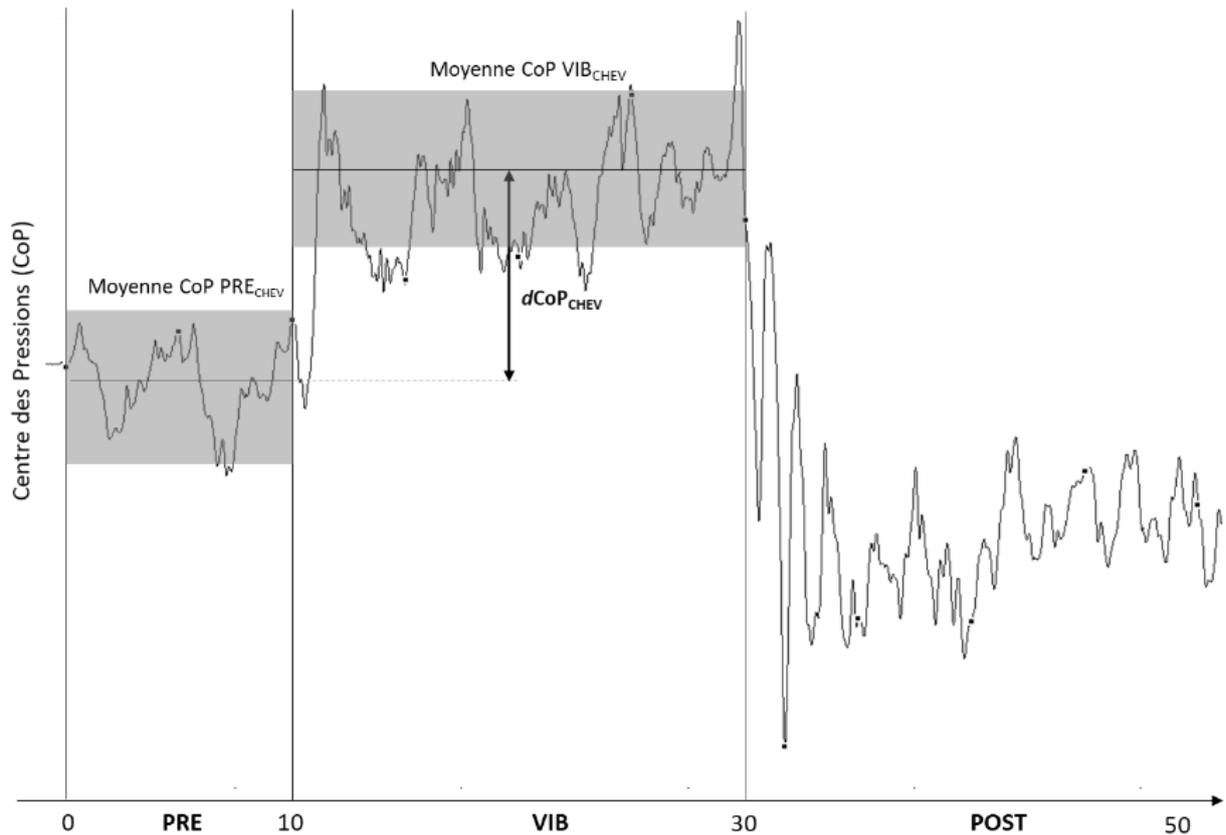
La phase de réintégration proprioceptive au moment de l'arrêt de la vibration a été filmée dans le plan sagittal afin de mesurer la validité et la fiabilité de l'analyse vidéo 2D. Pour faciliter la poursuite automatique du déplacement antérieur du sujet (OVERSHOOT, voir Chapitre 1) par le logiciel vidéo, un marqueur était placé sur le lobe de l'oreille de chaque participant (marqueur 1). Une calibration de l'espace a été réalisée grâce un repère de 5 cm placé aux pieds du sujet. Afin de déterminer le moment exact de l'arrêt de la vibration, deux diodes électroluminescentes (LED) synchronisées avec les vibreurs étaient positionnées sur le mur faisant face à la caméra. Un iPad Pro (version 13.2.3, 1080 pixels, Apple) était placé à 1 mètre de hauteur sur un pied télescopique à une distance de 2,80 m de la plateforme avec son axe optique perpendiculaire au plan de mouvement (sagittal). La fréquence d'enregistrement était de 60 Hz. L'analyse vidéo a ensuite été réalisée au moyen du logiciel Kinovea (0.8.15, disponible gratuitement au téléchargement sur : <http://www.kinovea.org>).

## e) Paramètres étudiés

### *Analyse posturale*

Nous avons choisi d'étudier les paramètres posturaux qui ont montré la meilleure fiabilité en réponse à l'application de vibration afin de mesurer les capacités de repondération et de réintégration proprioceptive des sujets (Kiers et al., 2014). Les déplacements sagittaux ( $dCoP$ ) et vitesses ( $vCoP$ ) du centre des pressions ont été enregistrés lors des différentes phases (PRE, VIB et POST). Les valeurs  $dCoP$  et  $vCoP$  correspondent à la différence entre la moyenne du déplacement et de la vitesse du CoP lors des phases VIB et PRE (Maitre et al., 2021; Paillard & Noé, 2015) (**Figure 3.2**) :

$$dCoP \text{ ou } vCoP = |\text{moyenneCoP}_{VIB} - \text{moyenneCoP}_{PRE}|$$



**Figure 3.2.** Exemple de calcul du déplacement des centres des pressions  $dCoP$  dans le plan sagittal entre la phase de vibration (VIB) et la phase initial (PRE) lors d'un essai avec vibration de la cheville.

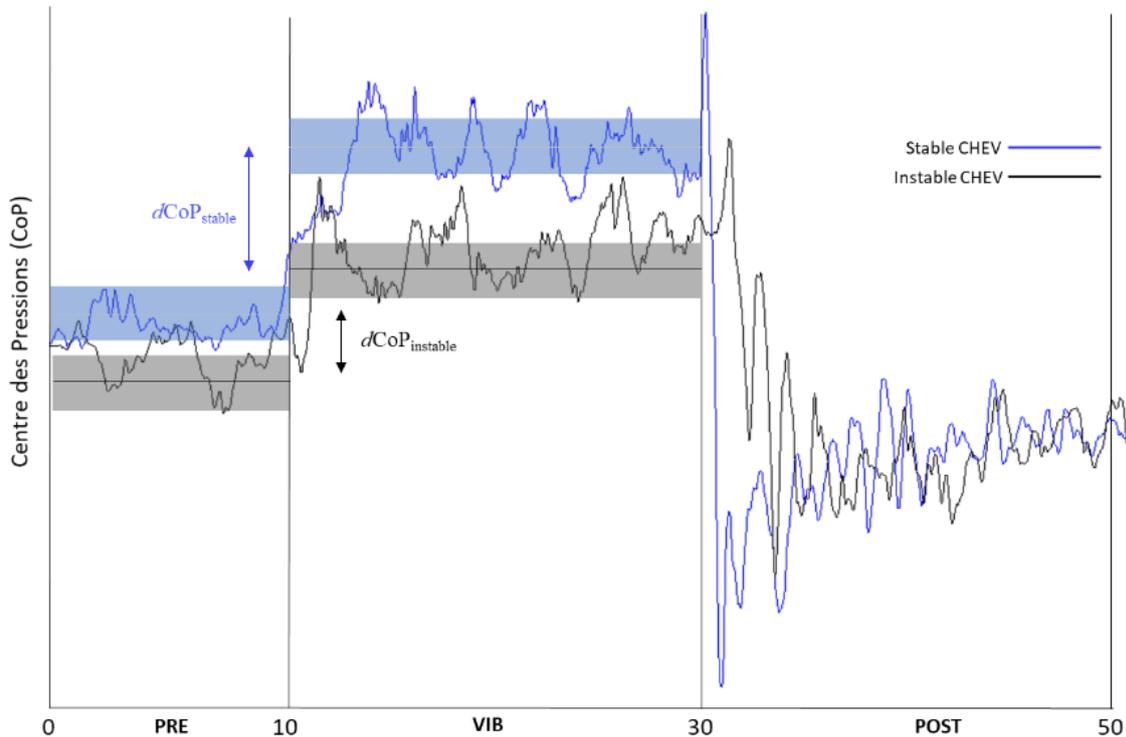
Dans un second temps, l'effet de la vibration sur le contrôle postural a été mesuré grâce au coefficient de pondération proprioceptive ( $RP_w$ ) obtenu en condition *stable* et *instable* (**Figure 3.3**). Ce coefficient correspond au rapport entre les effets de la vibration CHEV et LOMB et se calcule de la manière suivante (Kiers et al., 2014) :

\_ pour les déplacements du centre des pressions :

$$dRP_w = \frac{dCoP_{CHEV}}{[dCoP_{CHEV} + dCoP_{LOMB}]}$$

\_ pour la vitesse de déplacement du centre des pressions :

$$vRP_w = \frac{vCoP_{CHEV}}{[vCoP_{CHEV} + vCoP_{LOMB}]}$$



**Figure 3.3.** Exemple de calcul du  $dRP_W$  sur sol stable (trait bleu) et sur sol instable (trait noir) lors d'un essai avec vibration de la cheville.

Le  $RP_W$  est un indicateur fiable et fréquemment utilisé pour évaluer le recours aux informations proprioceptives provenant des différentes zones anatomiques (Brumagne et al., 2008; Claeys et al., 2015, 2011; Forestier et al., 2015; Johanson et al., 2011; Kiers et al., 2014). Un score de 1 traduit une utilisation à 100 % des entrées proprioceptives de la cheville, alors qu'un score proche de 0 traduit une utilisation préférentielle de la proprioception lombaire.

### **Détermination du profil proprioceptif**

L'évolution du  $dRP_W$  entre les conditions *stable* et *instable* (exprimée en pourcentage du  $dRP_W$  sur sol stable) a permis de séparer les sujets selon leurs capacités de réallocation proprioceptive en fonction du type de support (Brumagne et al., 2008, 2004). Un changement  $<100\%$  indiquait une repondération des afférences originaires de la cheville en direction de celles provenant des lombaires. Un tel comportement traduisant chez le sujet une capacité de plasticité proprioceptive (*stratégie plastique*). A l'inverse, une évolution  $>100\%$  signifiait que les sujets augmentaient le recours aux signaux provenant de la cheville sur sol instable, alors

même que leur fiabilité diminue et qu'ils deviennent inadaptés dans ces conditions posturales (Brumagne et al., 2013; Claeys et al., 2015, 2011). Cette absence de transfert constatée chez certains sujets traduisant cette fois-ci un ancrage proprioceptif au niveau de la cheville (*stratégie rigide*).

### **Phase de réintégration proprioceptive**

La réintégration proprioceptive qui survient dans la phase POST a été mesurée grâce aux capacités de rééquilibration consécutives à l'arrêt de la vibration (Busquets et al., 2018; Kiers et al., 2014; Vuillerme et al., 2001a). En effet, l'arrêt de la vibration s'accompagne d'un mouvement de projection rapide du sujet vers l'avant (OVERSHOOT) dont l'amplitude reflète les capacités de repondération sensorielle et notamment de réintégration proprioceptive (Kiers et al., 2014). Cette amplitude s'obtient en mesurant la distance (en cm) entre 1) la position moyenne du CoP au cours des 5 dernières secondes précédentes l'arrêt de la vibration et 2) sa position antérieure maximale (peak) post vibration (CoP<sub>OVERSHOOT</sub>) (**Figure 3.4A**).

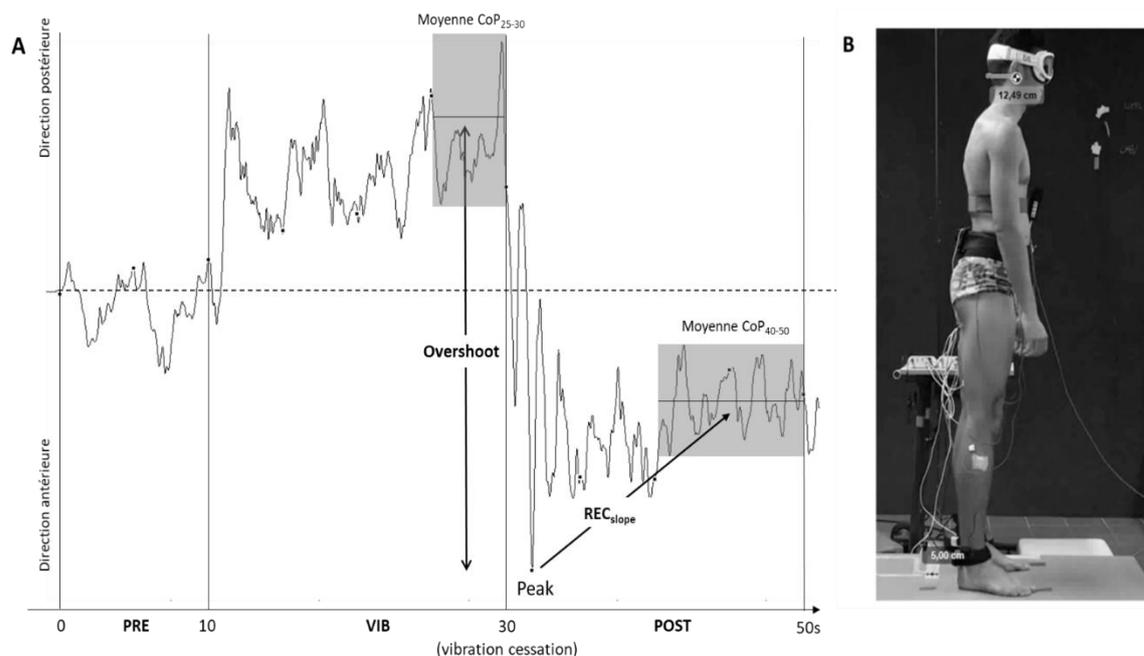
Enfin, la rééquilibration des sujets après l'arrêt de la vibration (REC<sub>abs 30-40</sub> et REC<sub>abs 40-50</sub>) a été mesurée en comparant la position du CoP au cours de la phase POST par rapport à la phase PRE (Kiers et al., 2014) en utilisant la formule suivante :

$$REC_{abs(x-y)} = \text{Moyenne CoP}_{a/p \text{ position } (x^{\text{ème}} \text{ seconde} - y \text{ seconde})} - \text{Moyenne CoP}_{a/p \text{ position PRE}}$$

La pente de rééquilibration (REC<sub>slope</sub>) a finalement été calculée en mesurant la distance entre le pic maximal antérieur du CoP (peak) et sa position moyenne dans les dix dernières secondes de l'essai (Busquets et al., 2018; Vuillerme et al., 2001a) (**Figure 3.4A**).

### *Analyse vidéo*

Afin d'évaluer la validité et la fiabilité de l'analyse vidéo en deux dimensions pour la mesure de la réintégration proprioceptive, les essais sur sol *stable* avec vibration CHEV ont été filmés puis analysés en aveugle et à posteriori par 3 évaluateurs (R<sub>1</sub>, R<sub>2</sub> et R<sub>3</sub>). Dans un premier temps le déplacement antérieur maximal du lobe de l'oreille des sujets à l'arrêt de la vibration a été mesuré et comparé au CoP<sub>OVERSHOOT</sub> enregistré via la plateforme de force (PF) (**Figure 3.4A**).



**Figure 3.4.** Paramètres utilisés dans l'évaluation de la réintégration proprioceptive. **A)** déplacement sagittal du CoP recueillis à l'aide de la plateforme de force **B)** enregistrement vidéo du déplacement antérieur du lobe de l'oreille pour le calcul de l'OVERSHOOT lors de l'arrêt de la vibration (Analyse Kinovea).

Dans un second temps, l'évaluateur  $R_1$  a réalisé une deuxième session d'analyse vidéo afin d'évaluer sa fiabilité intra examinateur ( $R_1S_1$  vs  $R_1S_2$ ).

### *Analyse électromyographique.*

L'activité électromyographique (EMG) de trois muscles du membre inférieur dominant (*i.e.* celui utilisé pour sauter dans la pratique du handball) a été enregistrée (Bencke et al., 2013). La peau des sujets a préalablement été rasée et nettoyée à l'alcool pour diminuer l'impédance dans la zone d'enregistrement, puis les électrodes de surface ont été positionnées par le même expérimentateur selon les normes de recommandations SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) (Hermens et al., 2000). L'évaluation portait sur le moyen fessier (GM) et le semi-tendineux (ST) car le recrutement de ces muscles semble lié au risque de lésion du LCA (Zebis et al., 2021) ainsi que le long fibulaire (FL) en raison de son rôle majeur dans le contrôle postural sur différentes surfaces d'équilibration (Forestier et al., 2015). Le signal EMG a été rectifié puis lissé et la moyenne quadratique (Root Mean Square, RMS) a été calculée pour les différentes périodes puis normalisées à la phase PRE (100 %).

## f) Analyse statistique

Pour chaque paramètre, la normalité des données a été vérifiée grâce au test de Shapiro Wilk et l'homogénéité des variances par le test de Levene. Le niveau de significativité était fixé à 0.05. L'ensemble des analyses statistiques ont été réalisées sur le logiciel SPSS (Version 23, SPSS Inc, IBM, Chicago, IL).

### *Stratégies proprioceptives*

Les coefficients de pondération proprioceptive ( $dRP_W$  et  $vRP_W$ ) ont été comparés entre les conditions *stables* et *instables* au moyen de test  $t$  pour échantillons appariés. Une analyse de variance (ANOVA) a été utilisée pour comparer les données EMG entre les phases (PRE, VIB et POST) et les profils proprioceptifs (*plastiques* et *rigides*) sur l'ensemble des groupes musculaires. Si nécessaire des analyses *post-hoc* ont ensuite été réalisées si nécessaire en utilisant une correction de Tukey. Les tailles d'effet ( $d$  de Cohen ou  $\eta^2$  partiel) ont été calculées et comparées à l'échelle de Hopkins et traduisaient un effet faible ( $d \leq 0.5$  ou  $\eta^2_p > 0.01-0.06$ ), moyen ( $d > 0.5-0.8$  ou  $\eta^2_p > 0.06-0.14$ ) ou fort ( $d > 0.8$  ou  $\eta^2_p > 0.14$ ).

### *Analyses vidéo*

#### **Validité**

Une analyse de corrélation (Pearson) entre le  $CoP_{OVERSHOOT}$  obtenu par la plateforme de force et le déplacement antérieur maximal du lobe de l'oreille mesuré par  $R_1S_1$  a été réalisée. Le niveau de corrélation entre les deux variables ( $r$ ) était considéré comme très faible ( $\leq 0.20$ ), faible (entre 0.20 et 0.40), modéré (entre 0.40 et 0.70), fort (entre 0.70 et 0.90) ou très fort ( $> 0.90$ ) (Salkind, 2007).

#### **Reproductibilité**

Les fiabilités intra- et inter-évaluateurs ont été calculées au moyen des coefficients de corrélation intraclass (ICC<sub>2.1</sub>) et interprétées comme « faibles » ( $\leq 0.5$ ), modérées (entre 0.7 et 0.75), bonnes (entre 0.75 et 0.9) ou excellentes ( $>0.90$ ) (Koo & Li, 2016; Portney & Watkins,

2009). La reproductibilité relative a été évaluée grâce au changement systématique de la moyenne (CiM en cm) ainsi qu'à l'erreur standard de mesure calculée en valeurs brutes (SEMcm) et en pourcentage (SEM%). Le changement minimum détectable (MDCcm et MDC%) avec les intervalles de confiance à 95 % (95 % CI) ont ensuite été calculés de la manière suivante (Hopkins, 2000) :

$$\text{MDC} = 1.96 \times \sqrt{2} \times \text{SEM}.$$

## Résultats

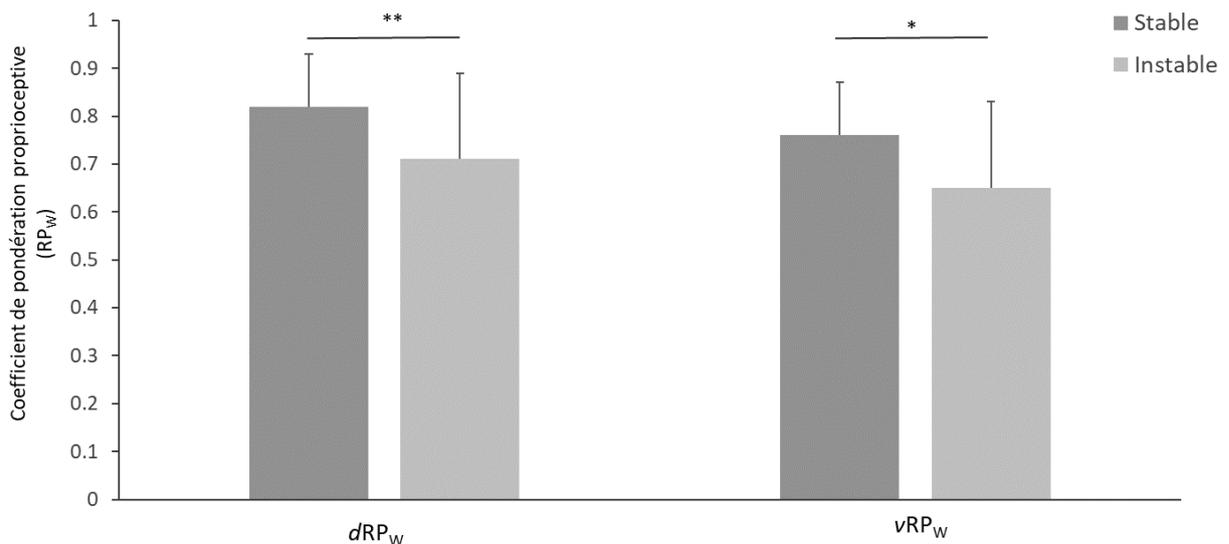
Le **Tableau 3.1** présente les caractéristiques des 35 sujets finalement inclus dans l'étude.

**Tableau 3.1.** Caractéristiques de la population (moyenne  $\pm$ écart type).

	<b>Filles (n=14)</b>	<b>Garçons (n=21)</b>
<b>Age (années)</b>	14.4 ( $\pm$ 0.8)	15.6 ( $\pm$ 0.8)
<b>Taille (m)</b>	1.7 ( $\pm$ 0.1)	1.9 ( $\pm$ 0.1)
<b>Masse (kg)</b>	58.6 ( $\pm$ 8.1)	74.2 ( $\pm$ 7.9)
<b>IMC (kg.m<sup>-2</sup>)</b>	20.4 ( $\pm$ 1.9)	21.4 ( $\pm$ 1.6)

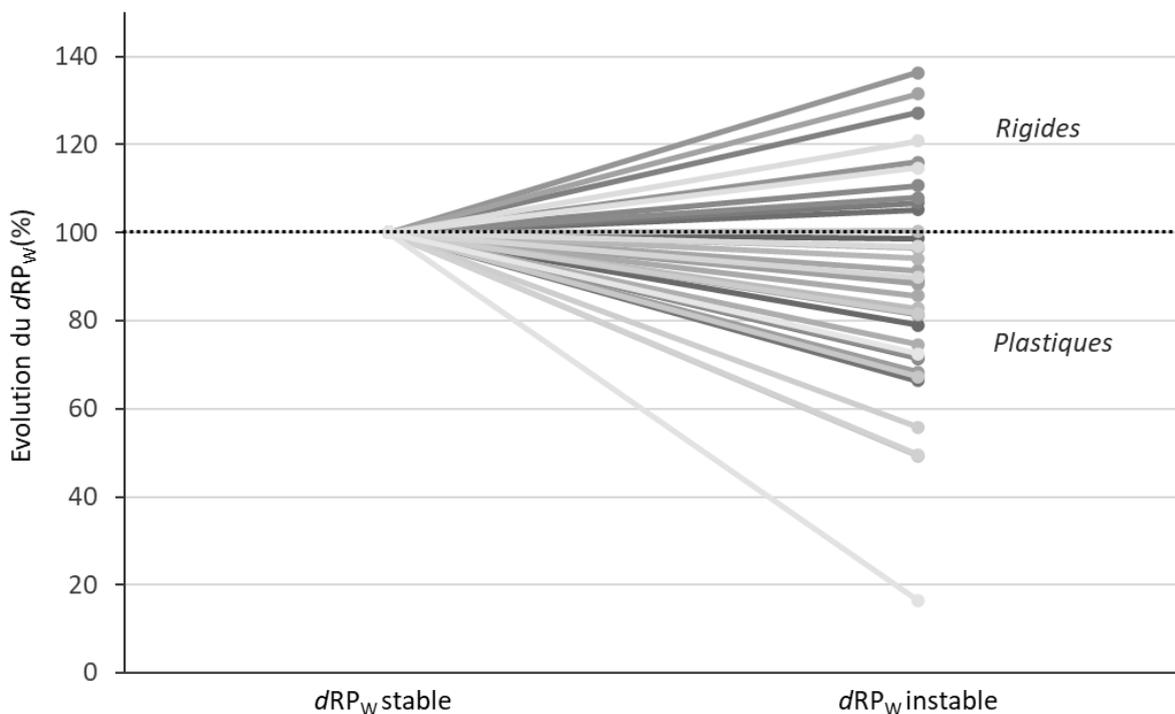
### a) Stratégies proprioceptives

Sur l'ensemble de la population étudiée, les  $dRP_w$  et  $vRP_w$  sont significativement plus faibles en condition *instable* qu'en condition *stable* ( $0.71 \pm 0.18$  vs  $0.82 \pm 0.11$ ,  $t(34)=2.90$  ;  $p=0.004$  et  $0.76 \pm 0.16$  vs  $0.65 \pm 0.22$ ,  $t(34)=2.162$  ;  $p=0.018$  respectivement) avec néanmoins une faible taille d'effet ( $d=0.521$  et  $d=0.419$ ) (**Figure 3.5**).



**Figure 3.5.** Comparaison des coefficients de pondération proprioceptive basée sur les déplacements ( $dRP_w$ ) du centre des pressions et sur la vitesse ( $vRP_w$ ). En condition stable (gris foncé) et instable (gris clair). \*  $p<0.05$  et \*\*  $p<0.01$ .

Cependant, les résultats démontrent une large variabilité inter individuelle dans l'évolution du  $dRP_W$  (**Figure 3.6**). La comparaison des valeurs de  $dRP_W$  entre les conditions *stable* et *instable* permet d'identifier 20 sujets (66 %) qui utilisaient une stratégie *plastique* contre 15 sujets (33 %) présentant un comportement rigide. Sur sol stable, les valeurs de  $dRP_W$  des sujets plastiques sont significativement plus importantes que celles des sujets rigides ( $0.86 \pm 0.09$  vs  $0.77 \pm 0.11$ ,  $t(33)=2.935$  ;  $p=0.012$ , taille d'effet forte,  $d=0.913$ ). Les valeurs de  $dRP_W$  sont significativement plus importantes dans le groupe rigide en condition *instable* ( $0.85 \pm 0.1$  vs  $0.62 \pm 0.2$ ,  $t(33)=-4.825$  ;  $p<0.001$ , taille d'effet forte,  $d=-1.648$ ) traduisant une utilisation plus importante des signaux en provenance de la cheville que celle des sujets plastiques sur la mousse.



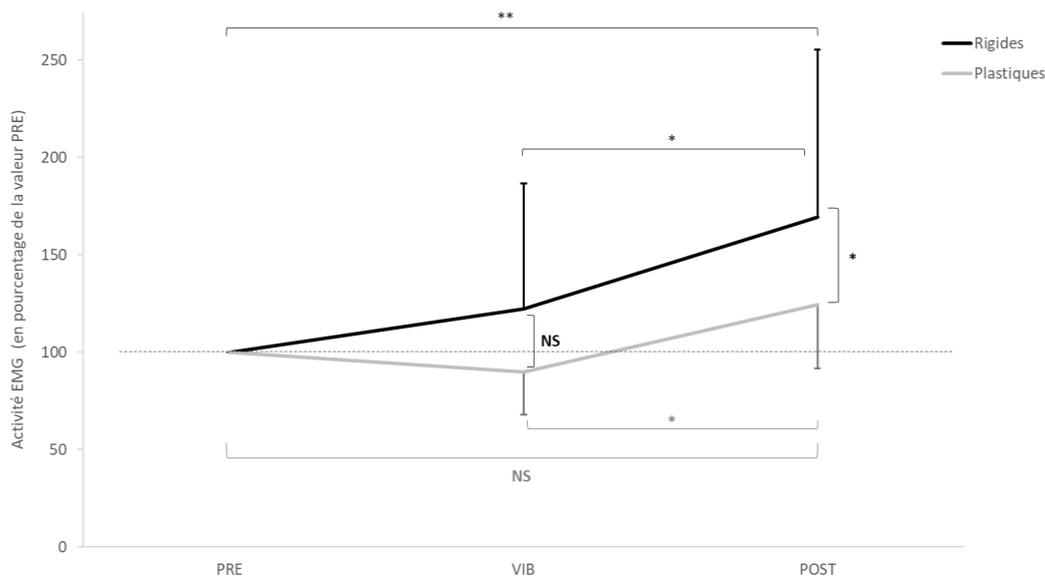
**Figure 3.6.** Evolutions individuelles du  $dRP_W$  entre la condition stable et instable. Les sujets présentant un changement  $> 100\%$  sont qualifiés de « rigides » alors que les sujets avec une évolution  $< 100\%$  sont qualifiés de « plastiques ».

En ce qui concerne la phase de rééquilibration après l'arrêt de la vibration (POST), les résultats indiquent que les sujets plastiques ont des valeurs significativement plus importantes pour le  $REC_{slope}$  ( $7.82 \pm 3$  cm vs  $5.64 \pm 1.91$  cm,  $t(33)=2.458$  ;  $p=0.019$ , taille d'effet forte,  $d=0.840$ ) ainsi que le  $CoP_{OVERSHOOT}$  ( $0.36 \pm 0.29$  cm vs  $0.19 \pm 0.11$  cm,  $t(33)=2.038$  ;  $p=0.05$ , taille d'effet moyenne,  $d=0.696$ ). Aucune différence n'a cependant été retrouvée entre les deux groupes en ce qui concerne les valeurs de  $REC_{abs\ 30-40}$  et  $REC_{abs\ 40-50}$  ( $p > 0.05$ ).

Données électromyographiques

Lors des essais réalisés en condition *stable* avec application de vibration au niveau de la cheville, l'activation du semi tendineux est différente entre les trois périodes ( $F(2,60)=15.852$  ;  $p<0.001$ , taille d'effet forte,  $\eta^2_p = 0.346$ ) avec une activité EMG supérieure lors de la phase POST par rapport à la phase VIB ( $p <0.001$ ) et PRE ( $p =0.002$ ) sur l'ensemble de la population. Cependant, les individus rigides activent significativement plus le ST que les sujets plastiques ( $F(1,30)=5.378$  ;  $p= 0.027$ ,  $\eta^2_p = 0.152$ ). Une interaction entre les deux facteurs (Phase\*profil) est également observée ( $F(2,60)=3.254$  ;  $p<0.05$ ,  $\eta^2_p =0.098$ ) (**Figure 3.7**). Les analyses post-hoc ont révélé que l'activité du ST est significativement plus importante dans la phase POST par rapport à la phase VIB et ce pour les deux groupes ( $169.2 \pm 86.1$  % vs  $122.23 \pm 64.5$  %,  $t=3.282$  ;  $p=0.02$  et  $124.8 \pm 32.8$  % vs  $89.84 \pm 21.9$  %,  $t=3.126$  ;  $p=0.031$  pour le groupe rigide et plastique respectivement).

Cependant, l'activité du ST s'avère être significativement plus importante dans la phase POST par rapport au PRE ( $t=4.835$ ,  $p<0.001$ ) uniquement dans le groupe rigide. Au cours de la phase POST, les individus rigides présentent également une activité du ST significativement plus marquée que les sujets plastiques ( $169.2 \pm 86.1$  % vs  $124.5 \pm 32.8$  %,  $t=-2.935$  ;  $p=0.048$ ), alors qu'aucune différence n'a été retrouvée dans la phase VIB ( $p>0.05$ ). Finalement l'analyse statistique ne révèle aucune différence entre les deux groupes pour les autres muscles étudiés.



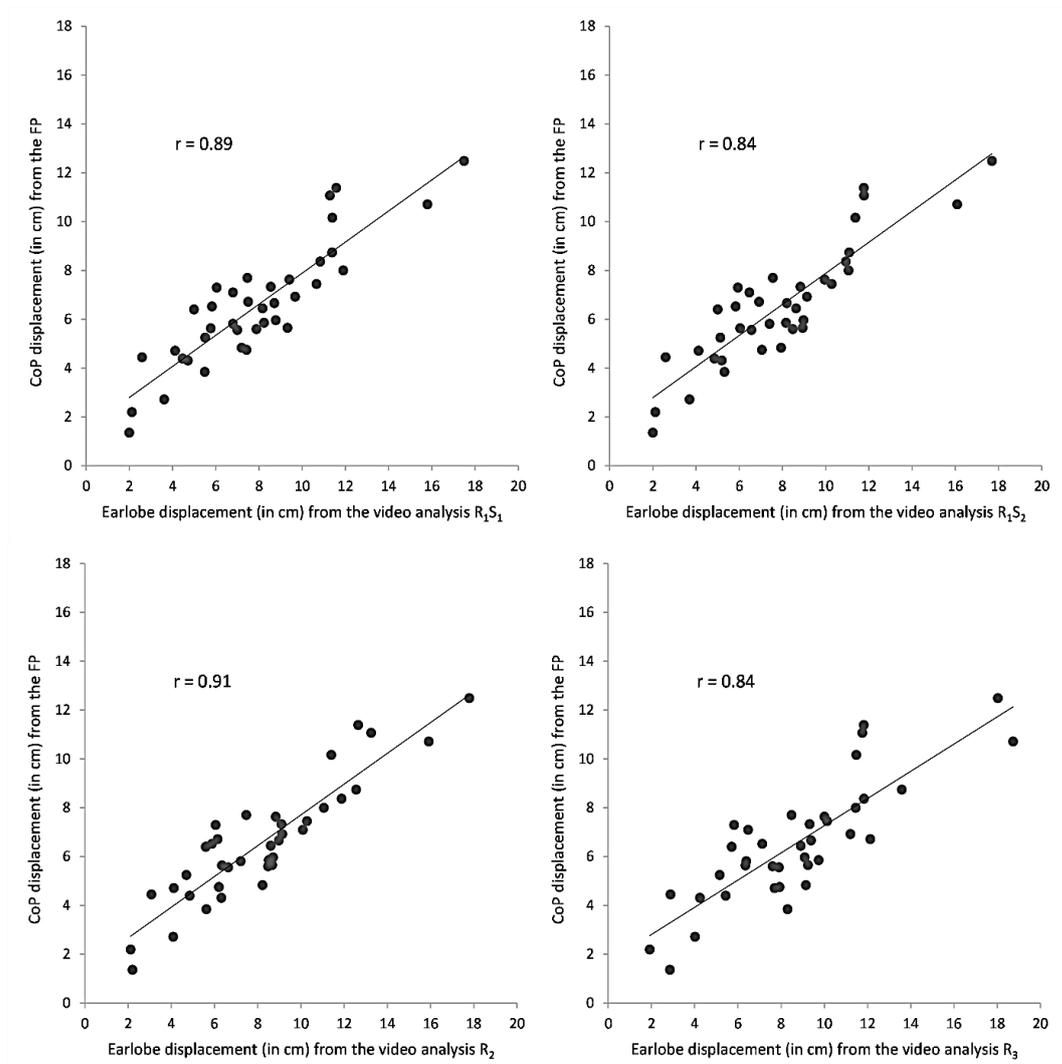
**Figure 3.7** Activités EMG moyenne (RMS) du semi tendineux (ST) lors des essais sur sol stable en condition de vibration cheville. Les valeurs sont normalisées à la période PRE pour les sujets rigides (trait sombres) et plastiques (traits clairs).  
 \*  $p<0.05$  \*\*  $p<0.01$  NS non significatif.

## b) Analyse vidéo

Pour l'ensemble de la population, le  $\text{CoP}_{\text{overshoot}}$  mesuré à l'aide de la plateforme de force est de  $6.52 \pm 2.45$  cm. Concernant le déplacement antérieur du lobe de l'oreille il est évalué à  $7.86 \pm 3.42$  cm ( $R_1S_1$ ),  $7.87 \pm 3.43$  cm ( $R_1S_2$ ),  $8.67 \pm 3.67$  cm ( $R_2$ ) et  $8.12 \pm 3.52$  cm ( $R_3$ ).

### Validité

Il existe une forte à très forte corrélation significative et positive entre le déplacement du lobe de l'oreille et le  $\text{CoP}_{\text{overshoot}}$  ( $R_1S_1$  vs FP,  $r = 0.89$ , [95 % CI : 0.82–0.94],  $p < 0.001$ ;  $R_1S_2$  vs FP,  $r = 0.84$ , [95 % CI : 0.73–0.90],  $p < 0.001$ ;  $R_2$  vs FP,  $r = 0.91$ , [95 % CI : 0.84–0.95],  $p < 0.001$ ;  $R_3$  vs FP,  $r = 0.84$ , [95 % CI : 0.73–0.90],  $p < 0.001$ ) (**Figure 3.8**).



**Figure 3.8.** Corrélations entre les déplacements du centre des pressions enregistrés par la plateforme et le déplacement du lobe de l'oreille mesuré par l'évaluateur 1 en session 1 ( $R_1S_1$ ) et 2 ( $R_1S_2$ ), l'évaluateur 2 ( $R_2$ ) et 3 ( $R_3$ ).

### Reproductibilité

La reproductibilité intra observateur est excellente ( $ICC_{2,1}=0.99$ , 95 % CI : 0.99-1.00). Le changement à la moyenne est de 0.01 cm. Les valeurs du SEM sont de 0.27 cm (95 % CI : 0.23-0.33) et 3.43 % (95 % CI : 2.92-4.20). Le changement minimum détectable est de 0.74 cm (**Tableau 3.2**). La reproductibilité inter observateur est également considérée comme excellente ( $ICC_{2,1} =0.94$ , 95 % CI :0.90–0.97). Les changements à la moyenne vont de -0.81 à -0.55 cm. Le SEM inter observateur est de 0.88 cm (0.61-1.12 cm). Enfin le MDC va de 1.69 à 3.10 cm.

**Tableau 3.2.** Analyses de reproductibilité inter et intra observateur.

	Reproductibilité intra- évaluateur	Reproductibilité inter-évaluateur		
		R <sub>1</sub> S <sub>1</sub> vs R <sub>1</sub> S <sub>2</sub>	R <sub>1</sub> vs R <sub>2</sub>	R <sub>2</sub> vs R <sub>3</sub>
<b>ICC</b>	0.99 (0.99 - 1.00)	0.94 (0.90 – 0.97)		
<b>SEMcm</b>	0.27 (0.23-0.33)	0.83 (0.7-1.02)	1.12 (0.94-1.39)	0.61 (0.52-0.76)
<b>SEM%</b>	3.43 (2.92 - 4.20)			
<b>MDC (cm)</b>	0.74	2.3	3.10	1.69
<b>CiM (cm)</b>	0.01	-0.81	0.55	-0.26

ICC=Coefficient de Corrélation Intra classe, SEMcm= Erreur Standard de Mesure en cm, SEM%= Erreur Standard de Mesure en %, MDC= Changement Minimum Détectable, CiM= Changement systématique à la moyenne.

## Discussion

L'objectif de cette étude était d'évaluer les capacités de repondération proprioceptive chez des jeunes handballeurs sains de haut niveau, population particulièrement à risque de rupture du LCA. Il s'agissait par ailleurs d'apprécier si l'analyse vidéo en 2D est un outil fiable et valide pour évaluer les capacités de réintégration proprioceptive de la cheville.

Les résultats obtenus confirment que lors d'une tâche d'équilibration bipodale réalisée en l'absence de vision sur une surface stable, les athlètes utilisent préférentiellement les informations proprioceptives de la cheville. De plus, lorsque ces derniers sont placés sur une surface instable ils opèrent une repondération proprioceptive qui majore l'utilisation des signaux issus de la région lombaire. Ces résultats sont conformes aux travaux précédents (Claeys et al., 2011; Forestier et al., 2015; Ivanenko et al., 2000; Johanson et al., 2011; Kiers et al., 2012; Lubetzky et al., 2017). Il est toutefois intéressant de noter que la population de cette étude présente une forte prédominance initiale des signaux provenant de la cheville comme en témoignent les hautes valeurs de  $RP_w$  obtenues par rapport à celles d'autres études (**Tableau 3.3**). Ces différences peuvent s'expliquer par le fait que la population était constituée de jeunes sportifs de haut niveau. En effet, l'âge des individus (Brumagne et al., 2004; Ito et al., 2018) et leur niveau de pratique sportive (Han et al., 2015b; Paillard, 2019) influencent tout deux l'intégration des signaux somatosensoriels et notamment les capacités de repondération proprioceptive (Gautier et al., 2008; Vuillerme et al., 2001b). Il est cependant difficile d'établir des comparaisons directes sur les valeurs brutes des  $RP_w$  puisque très peu d'études mentionnent la densité des mousses utilisées. De plus, afin d'éviter les effets d'apprentissage et d'accoutumance liés à l'application de vibration (Kiers et al., 2014), l'ordre de passage entre les différents essais ainsi que la zone de vibration ont été randomisés ce qui, à notre connaissance n'a pas été réalisé dans les travaux cités et au cours desquels les essais sur plan instable étaient systématiquement réalisés dans un second temps.

**Tableau 3.3.** Comparaison des valeurs de coefficient de pondération proprioceptive avec les données de la littérature.

Etude	Population (Échantillon ; âge $\pm$ SD)	Type de support							
		Stable				Instable			
Picot et al., 2022c	Athlètes sains (35; 15.1 $\pm$ 1) Rigides (15 ;15 $\pm$ 1) Plastiques (20 ; 14.9 $\pm$ 1)	Rigides : 0.77	Plastiques : 0.86	Ensemble : 0.82		Rigides : 0.85	Plastiques : 0.62	Ensemble : 0.71	
Brumagne et al., 2008:	Lombalgiques (21; 23.5 $\pm$ 1) Sains (24; 23 $\pm$ 1.6)	Lombalgiques : 0.82		Sains : 0.68		Lombalgiques : 0.85		Sains : 0.45	
Claeys et al., 2011:	Lombalgiques (106; 18.5 $\pm$ 0.5) Sains (50; 19.6 $\pm$ 1.6)	Lombalgiques : 0.75		Sains : 0.62		Lombalgiques : 0.55		Sains : 0.40	
Johanson et al., 2011	Lombalgiques (16; 22 $\pm$ 1.1) Sains (16; 22.7 $\pm$ 1.7)	Lomb Normale : 0.85	Lomb Fatigue : 0.86	Sains Normale : 0.73	Sains Fatigue : 0.78	Lomb Normale : 0.86	Lomb Fatigue : 0.86	Sains Normale : 0.52	Sains Fatigue : 0.72
Claeys et al., 2015	Sains-Sains (22;20.5 $\pm$ 3.8) Sains-Lomb (30; 20.5 $\pm$ 2) Lomb-Sains (9; 21 $\pm$ 1.9) Lomb-Lomb (29; 19.9 $\pm$ 0.9)	Sains-Sains : 0.68	Sains-Lomb: 0.76	Lomb-Sains : 0.72	Lomb-Lomb : 0.72	Sains-Sains : 0.42	Sains-Lomb : 0.55	Lomb-Sains : 0.50	Lomb-Lomb : 0.52
Forestier et al., 2015	Sujets sains (10; 23.5 $\pm$ 3)	Sains : 0.66				Sains : 0.47			

Les résultats de cette étude révèlent qu'au sein d'une population homogène composée d'athlètes sains de haut niveau, la variabilité des stratégies proprioceptives de contrôle postural est importante. Il a ainsi été possible de catégoriser deux types de profils proprioceptifs en fonction de l'évolution du  $RP_w$  associée au changement de surface d'équilibration. La première stratégie qualifiée de « *plastique* » se caractérise par une repondération en direction des entrées proprioceptives d'origine lombaire lors du passage sur plan instable. La seconde stratégie qualifiée de « *rigide* » est caractérisée par une augmentation du recours aux signaux proprioceptifs originaires de la cheville en condition instable. Cette stratégie traduit une incapacité des sujets à sélectionner les signaux les plus fiables et à adapter leur comportement en fonction de la tâche posturale (Claeys et al., 2015, 2011; Ivanenko et al., 1999; Lubetzky et al., 2017).

Les raisons de cette hétérogénéité de plasticité proprioceptive sont encore mal comprises. Il a été montré que l'âge, le niveau de pratique ou encore les antécédents récents de blessures pouvaient influencer les performances posturales et/ou les capacités proprioceptives des sujets (Han et al., 2015b; Paillard, 2019). Pourtant dans cette étude, l'ensemble de ces paramètres a été contrôlé et l'échantillon peut être considéré comme homogène de ce point de vue. Il n'existe en effet pas de différences significatives entre les sujets rigides et plastiques concernant l'âge et le sexe. Toutefois, Han et al. ont précisé que les capacités proprioceptives supérieures observées chez les athlètes n'étaient pas uniquement liées à leur historique de pratique mais qu'il semblait exister des facteurs génétiques prédisposants. D'autres travaux comme ceux de Baige et al. ont révélé une variabilité importante dans les performances posturales parmi une population de handballeurs de haut niveau, et que seuls les athlètes les plus performants étaient capables de tirer profit de l'ajout d'un bas de compression comme adjuvant proprioceptif (Baige et al., 2020).

Quoiqu'il en soit, une incapacité à repondérer les entrées sensorielles peut entraîner une altération du contrôle postural (Horak & Macpherson, 2011; Peterka, 2018). De nombreux travaux ont mis en évidence une diminution de plasticité proprioceptive chez des patients atteints d'arthrose (Hirata et al., 2013; Mahmoudian et al., 2016; Shanahan et al., 2014), de lombalgie chronique (Brumagne et al., 2013, 2008, 2004; Claeys et al., 2011) ainsi que chez des sujets soumis à une fatigue musculaire importante (Johanson et al., 2011). Les valeurs de  $RP_w$  obtenues dans notre étude sont d'ailleurs proches de celles retrouvées chez ces populations sur sol instable (**Tableau 3.3**). Il est cependant nécessaire de noter que les sujets de notre échantillon sont beaucoup plus jeunes que ceux des autres études. Nous reviendrons plus en

détails dans le chapitre 5 sur l'influence possible de la maturité biologique et l'évolution de la laxité articulaire en lien avec l'intégration proprioceptive et le contrôle postural.

L'ensemble de ces éléments semble finalement indiquer qu'une rigidité proprioceptive est une stratégie moins optimale pour le contrôle postural, notamment lorsque la complexité de la tâche augmente (Brumagne et al., 2013). Cette absence de plasticité proprioceptive se traduit également par des différences observées lors de la phase de réintégration proprioceptive. Cette période illustre la capacité du système nerveux central à réutiliser la proprioception provenant de la zone vibrée une fois la perturbation stoppée (Duclos et al., 2014; Teasdale & Simoneau, 2001; Vuillerme et al., 2001b). En d'autres termes, immédiatement après l'arrêt de la vibration, les signaux provenant de la cheville redeviennent fiables et sont repondérés par le SNC pour devenir prédominants dans le contrôle de la posture (Cyr et al., 2019a, 2019b; van der Kooij & Peterka, 2011). Les résultats montrent que les sujets rigides sont moins performants dans la cette phase de rééquilibration, ce qui traduit un contrôle postural sous optimal par rapport aux sujets plastiques (Brumagne et al., 2004; Teasdale & Simoneau, 2001; Vuillerme et al., 2001b). Des altérations comparables de réintégration proprioceptive ont été identifiées chez des patients lombalgiques (Kiers et al., 2015), des adolescents scoliotiques (Simoneau et al., 2006) ainsi que des sujets âgés et à risque de chute (Teasdale & Simoneau, 2001; van den Hoorn et al., 2018). A l'inverse, des gymnastes de haut niveau présentaient une réintégration proprioceptive post vibration plus performante que celle des non pratiquants (Vuillerme et al., 2001b). Ceci semble confirmer que la performance posturale des sujets rigides est moins efficace que celle des sujets plastiques.

Enfin, les données EMG montrent que les deux stratégies posturales identifiées dans cette étude sont associées à un comportement moteur différent, en particulier du muscle semi tendineux pour lequel une activité plus marquée en phase POST est observée chez les sujets rigides. Il est intéressant de noter chez ces derniers un recrutement plus marqué de ce muscle pendant cette période qu'en phase PRE. Ces résultats indiquent une incapacité à revenir à l'état initial lors de la phase de rééquilibration et potentiellement un moins bon contrôle postural (Craig et al., 2017).

Au total, les données posturales et électromyographiques semblent indiquer que les sujets disposant d'une plasticité proprioceptive ont une meilleure performance posturale. A l'inverse, un comportement postural rigide reflète un manque d'adaptabilité en réponse à une perturbation. Les données récentes de la littérature montrent que la flexibilité neuromusculaire

limite l'apparition des blessures dans la mesure ou une plus grande variabilité de mouvement diminue le risque de rupture du LCA (Paterno et al., 2015). Par ailleurs, une diminution de repondération proprioceptive est un facteur de risque d'apparition de lombalgie chronique chez des jeunes sujets sains (Claeys et al., 2015).

Un autre objectif de ce travail consistait à apprécier si l'analyse vidéo en 2D est un outil fiable et valide pour évaluer les capacités de réintégration proprioceptive de la cheville. Il existe de nombreuses méthodes d'analyses posturales (Paillard & Noé, 2015). Néanmoins, la plupart font appel à des outils couteux et complexes qui nécessitent une phase importante d'extraction et de traitement de signal. A notre connaissance, très peu d'études ont utilisé l'analyse vidéo 2D lors de tâches posturales, en particulier pour l'évaluation des processus d'intégration complexes tels que la repondération sensorielle. L'utilisation de cet outil via des logiciels gratuits pourrait permettre d'étendre les évaluations neurophysiologiques en lien avec les phases de réintégration proprioceptive. En effet, les résultats font état d'une excellente validité puisque les données vidéo sont très fortement corrélées aux données issues de la plateforme. La fiabilité de cet outil peut également être considérée comme excellente, que ce soit pour des comparaisons inter ou intra observateur.

Cette méthode présente certaines limites et il semble encore possible d'améliorer la précision de la mesure en rapprochant la caméra du sujet afin de ne filmer que la tête des participants. En effet la variabilité observée était principalement liée à la sélection de la dernière image du déplacement antérieur du lobe de l'oreille par les évaluateurs. L'automatisation du suivi du marqueur par un logiciel pourrait également améliorer la précision et la fiabilité de la mesure. D'autre part, dans cette étude, les évaluateurs étaient habitués à utiliser ce type de logiciel et il est possible que des praticiens moins expérimentés obtiennent des données moins fiables lors des premières analyses. Cependant la prise en main de ce type d'outil reste relativement accessible. En ce qui concerne la qualité méthodologique de cette étude de fiabilité/validité, les principaux critères de qualités décrits dans la littérature (Koo & Li, 2016; Portney & Watkins, 2009) ont été respectés. En effet, les données obtenues ont été comparées par trois évaluateurs en aveugle au sein d'une population importante ( $n > 30$ ) présentant une large dispersion de valeurs entre les sujets pour le paramètre étudiés (1.36 à 12.48 cm). Cependant il semble difficile de généraliser ces résultats puisque la population étudiée était uniquement composée d'athlètes sains de haut niveau. De nouvelles études incluant des populations pathologiques ou plus âgées sont nécessaires afin d'évaluer la capacité de cet outil à identifier des altérations majeures de repondération sensorielle.

## Conclusion

Les résultats de cette première expérimentation ont permis d'identifier deux stratégies proprioceptives posturales distinctes. La diminution de plasticité proprioceptive observée chez les sujets rigides laisse supposer une moins bonne performance posturale et pourrait indiquer un risque majoré de blessures lors de tâches plus complexes. Dans la mesure où une stabilité posturale optimale nécessite une repondération sensorielle appropriée et qu'un mauvais contrôle postural associé à un recrutement inadapté des ischios jambiers sont des facteurs de risque majeurs le LCA, il semble pertinent d'évaluer l'influence de cette rigidité proprioceptive sur les contraintes biomécaniques du genou lors de situations de jeu proches du mécanisme lésionnel. Enfin, l'analyse vidéo en deux dimensions semble être un outil fiable et valide pour évaluer les capacités de réintégration proprioceptive lors de tâches posturales.

L'ensemble des principaux résultats décrits et issus de cette première expérimentation ont été publiés dans deux articles de revues indexées (**Annexes IV**) :

- Brice Picot, Jeanne Dury, Guillaume Néron, Pierre Samozino, Romain Terrier, Olivier Rémy-Néris, Nicolas Forestier (2022). Validity and reliability of video analysis to evaluate ankle proprioceptive reintegration during postural control, *Gait & Posture*, Volume 91, Pages 155-160, ISSN 0966-6362, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.10.022>.
- Brice Picot, Olivier Rémy-Néris, Nicolas Forestier (2022). Proprioceptive postural control strategies differ among non-injured athletes, *Neuroscience Letters*, Volume 769, 136366, ISSN 0304-3940, <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2021.136366>.



# Chapitre 4 : Influence des stratégies proprioceptives de contrôle postural sur l'organisation biomécanique des handballeurs

## Introduction

Les résultats obtenus à la suite de la première étude révèlent qu'il existe deux stratégies proprioceptives distinctes en fonction des conditions d'équilibration (Picot et al., 2022c). En effet, certains sujets disposent d'une plasticité proprioceptive leur permettant de répondre les signaux afférents en fonction de la stabilité du support. Placés sur sol instable, ces sujets dits *plastiques* diminuent le recours aux informations proprioceptives de cheville au profit des signaux provenant de la région lombaire (Brumagne et al., 2008; Ivanenko et al., 1999; Kiers et al., 2012). A l'inverse, dans les mêmes conditions d'instabilité, les sujets *rigides* augmentent le recours aux informations provenant de la cheville. Cette stratégie traduit une absence de plasticité proprioceptive dans le contrôle postural et pourrait, aux vues des données récentes de la littérature (Chaput et al., 2022; Diekfuss et al., 2020; Piskin et al., 2021), influencer le risque de rupture du LCA dans les situations où l'intégration fine des entrées proprioceptives est cruciale.

Comme proposé dans le modèle d'approche systémique des blessures sportives (Chapitre « Introduction Générale »), plutôt que de rechercher des facteurs de risques isolés, il est préférable d'identifier des patterns issus de l'interaction de différents facteurs (Bittencourt et al., 2016). Le rôle du SNC dans le contrôle moteur et ses capacités d'adaptation en fonction du contexte environnemental sont au cœur de cette problématique de risque de blessure (voir Chapitre 1). La compréhension de l'impact de la plasticité proprioceptive sur le risque de rupture du LCA nécessite une comparaison de l'organisation biomécanique des athlètes en fonction de leur profil sensoriel (*plastique* ou *rigides*), et ce lors de situations proches des mécanismes lésionnels.

Comme évoqué dans les chapitres précédents, les lésions du LCA au handball surviennent principalement en situations de match, notamment lors de réceptions de sauts sur une jambe ou

encore lors de changements de direction rapides proche d'un adversaire (Koga et al., 2017, 2010; Olsen et al., 2003). Dans ces situations complexes qui soumettent le joueur à des contraintes cognitives importantes (gestion du ballon, des coéquipiers et de l'adversaire), le rôle du système nerveux central et notamment le fonctionnement des régions responsables du traitement de l'information sont primordiales (Piskin et al., 2021; Swanik, 2015). En cas de surcharge cognitive, l'incapacité à anticiper, planifier et/ou corriger une cinématique articulaire à risque peut conduire à la survenue de blessure (Grooms & Onate, 2016). La rupture du LCA peut ainsi être conceptualisée comme résultant d'une surcharge de contraintes articulaires (approche biomécanique, voir Chapitre 2) consécutive à une erreur sensorimotrice de la boucle perception action (approche neurophysiologique, voir Chapitre 1) (Diekfuss et al., 2020). Dans ce contexte, la capacité d'intégration des signaux proprioceptifs, est cruciale pour limiter le risque de blessures. Afin de se rapprocher des situations lésionnelles, l'analyse de tâches telles que les changements de direction semble la plus pertinente pour l'identification des facteurs de risques (Kristianslund et al., 2014; Zebis et al., 2021, 2009).

L'utilisation de tests fonctionnels, plus faciles à mettre en place pour les cliniciens, permet également d'identifier certains facteurs de risque de blessures (Schweizer et al., 2022). Le Star Excursion Balance Test (SEBT) est un test fréquemment utilisé pour évaluer le contrôle postural dynamique des athlètes (Gribble et al., 2012; Picot et al., 2021). Même s'il existe des résultats discordants sur sa capacité à identifier des individus susceptibles de se rompre le LCA (Steffen et al., 2017), de nombreuses études le considèrent comme un test de référence pour évaluer le risque de blessure au membre inférieur (Butler et al., 2012; Dallinga et al., 2012; Plisky et al., 2006; Stiffler et al., 2017).

Cette deuxième expérimentation avait donc pour objectif d'étudier les liens entre la plasticité proprioceptive des sujets et leur comportement biomécanique lors de tests fonctionnels et de tâches dynamiques proches du mécanisme lésionnel. L'hypothèse principale était que lors de changements de direction rapides et du Star Excursion Balance Test, les sujets rigides présentent des paramètres cinématiques, cinétiques et électromyographiques considérés comme plus « à risque » pour le LCA.

## Matériel et méthode

### a) Déclaration d'éthique

L'étude a été approuvée par un comité de protection des personnes (OUEST IV-Nantes, Référence CPP 02/21\_2, **Annexe III**), conformément aux recommandations éthiques nationales. Les informations sur les objectifs et le contenu de l'étude ont été transmises par écrit à tous les participants (et à leurs parents dans le cas de sujets mineurs). Conformément à la Déclaration d'Helsinki, tous les participants (et leurs tuteurs légaux) ont ensuite signé un consentement éclairé pour participer à l'étude (**Annexe II**).

### b) Participants

Afin d'atteindre une puissance minimale de 0.80 avec un risque alpha de 0.05, au moins 39 participants devaient être inclus dans l'étude (Stearns & Pollard, 2013). Le recrutement a été réalisé sur 6 mois au sein du pôle de handball féminin de Brest, auprès de l'UFR Sport et Education physique (STAPS-spécialité handball) de l'Université de Bretagne Occidentale ainsi que dans les clubs de handball alentours. Le choix d'une population homogène est central. En effet, le niveau d'acuité et les capacités d'intégration proprioceptive ainsi que les réponses posturales consécutives à la vibration tendineuse peuvent varier avec l'âge et le niveau de pratique sportive (Han et al., 2015b; Henry & Baudry, 2019; Ito et al., 2018; Teasdale & Simoneau, 2001). Les performances posturales varient également selon le type de sport et le niveau de jeu des athlètes (Paillard, 2019, 2017). Enfin, la reproductibilité des paramètres biomécaniques et neuromusculaires lors des changements de direction est bonne lorsqu'ils sont réalisés par des sujets de bon niveau et habitués à la pratique de cette tâche motrice (Mok et al., 2017; Zebis et al., 2008).

Ainsi, afin d'obtenir un échantillon homogène concernant l'âge et le niveau de pratique, les participants ont été recrutés selon les critères d'inclusion suivants :

- Joueur ou joueuse âgé(e) de 15 à 25 ans.
- Pratique intensive du handball depuis au moins deux ans.
- Volume minimum d'entraînement hebdomadaire de 5h.
- Joueur(se) habitué(e) à la réalisation de duel (*i.e.* évoluant aux postes de jeu sur la base arrière ou aux ailes).

De plus, afin de limiter les biais d'inclusion notamment liés à la présence de blessures qui pourraient diminuer les performances posturales et proprioceptives des sujets, plusieurs critères de non-inclusion ont été choisis.

#### *Critères de non-inclusion*

- Antécédent de rupture du ligament croisé antérieur.
- Pathologie ostéoarticulaire récente (*i.e.* moins de trois mois) des membres inférieurs, qu'elle soit traumatique ou non.
- Sujet inapte à consentir ou refus de participer à l'étude.
- Trouble de l'équilibre debout manifeste ou pathologie neurologique invalidante.
- Douleur spontanée de l'appareil locomoteur (articulation, tendon ou muscle).
- Etat de fatigue au début du protocole (> 6 sur de l'échelle de Borg).
- Allergie cutanée connue à un produit adhésif.

#### *Critères d'arrêt de l'expérimentation*

- Douleur ou fatigue importantes ressenties pendant la procédure (> 6 sur de l'échelle de Borg).
- Incapacité à réaliser l'ensemble de la procédure.

### c) Déroulement du protocole

Après vérification des critères d'inclusion et des signatures de consentement, une session de mesure comprenant plusieurs étapes était organisée pour une durée totale d'environ 2h30 par sujet.

- 1) Echauffement standardisé.
- 2) Placement des électrodes pour l'électromyographie de surface (EMG).
- 3) Installation des marqueurs infrarouges et calibration spatiale du laboratoire.
- 4) Réalisation du Star Excursion Balance Test (SEBT) sur les deux membres inférieurs.
- 5) Réalisation des changements de direction rapides (CUT) anticipés puis non anticipés.
- 6) Caractérisation des profils proprioceptifs via l'utilisation de la vibration tendineuse.

Afin de contrôler l'impact physiologique de la procédure, la fréquence cardiaque ainsi que le niveau de fatigue étaient relevés avant le début de l'expérimentation et des étapes 4), 5) et 6).

### *Echauffement standardisé*

L'athlète réalisait un échauffement de 15 minutes comprenant 5 min de vélo à 2 W.Kg<sup>-1</sup> de masse corporelle, suivies de 10 squats sur chaque jambe puis 5 sauts à cloche pied à intensité élevée et enfin 5 contre mouvements jump en bipodal à intensité maximale.

### *Placement des électrodes*

L'activité électromyographique (EMG) de 7 muscles impliqués dans la rupture du LCA a été enregistrée sur chaque membre inférieur : le moyen fessier (GM), biceps fémoral (BF), semi-tendineux (ST), droit fémoral (DF), vaste médial (VM), vaste latéral (VL) et le long fibulaire (LF) (Bencke et al., 2018; Yoshida et al., 2016; Zebis et al., 2021).

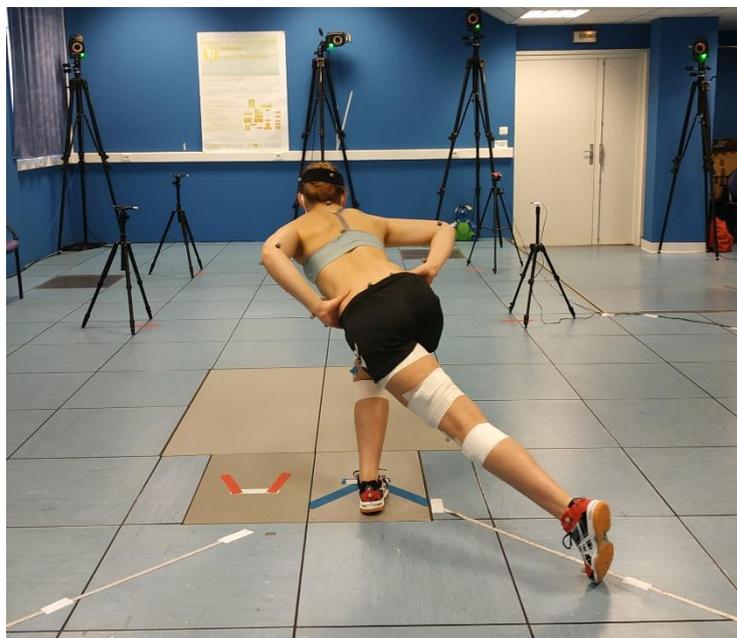
Avant le placement des électrodes, la peau des sujets a été rasée, préparée et dégraissée autour de la zone de prélèvement de signal afin de réduire l'impédance cutanée. Les recommandations européennes SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) ont été utilisées pour assurer une bonne reproductibilité dans le placement des électrodes (Hermens et al., 2000). Afin de minimiser les biais de mesure, le placement des électrodes a systématiquement été réalisé par les deux mêmes investigateurs expérimentés. De plus, pour limiter les mouvements des électrodes lors des tâches dynamiques, celles-ci étaient fixées avec de l'Hypafix® puis stabilisées avec des bandages circulaires de Tensoplus® (BSN médical, France).

### *Star Excursion Balance Test (SEBT)*

Il s'agit du test de référence dans l'évaluation du contrôle postural dynamique du membre inférieur (Gribble et al., 2012) et dans l'évaluation du risque de blessure au membre inférieur dans la pratique sportive (Collings et al., 2021; Plisky et al., 2006; Stiffler et al., 2017). Les fiabilités intra et inter évaluateur ( $ICC_{intra} = 0.85-0.91$  et  $ICC_{inter} = 0.99-1$ ) sont excellentes pour ce test (Powden et al., 2019). La procédure du SEBT suivait les recommandations récentes (Picot et al., 2021) afin d'assurer une reproductibilité optimale.

Avant chaque session d'enregistrement, l'investigateur donnait les consignes du test, réalisait une démonstration et corrigeait le sujet si nécessaire. Le **Tableau 4.1** résume l'ensemble des critères de passation du test.

Le sujet se tenait en appui unipodal sur la jambe testée et allait toucher le plus loin possible dans les trois directions : antérieure (ANT), postéro médiale (PM) et postéro latérale (PL) avec le membre controlatéral puis revenait en position de départ (**Figure 4.1**). Le sujet réalisait quatre essais d'entraînement suivis de trois essais enregistrés par jambe et par direction.



**Figure 4.1.** Réalisation du SEBT. Evaluation du membre inférieur droit dans la direction postéro-latérale (PL).

**Tableau 4.1.** Recommandations de pratique et critères de réalisation du SEBT (Picot et al. 2021).

<b>Critères de réalisation</b>	<b>Recommandations</b>
<b><i>Nombre de direction</i></b>	Trois directions : antérieure (ANT), postéro médiale (PM) et postéro latérale (PL) représentant un “Y”.
<b><i>Préparation du test</i></b>	Démonstration en amont du test par l’expérimentateur.
<b><i>Nombre d’essais d’entraînement</i></b>	4 essais dans chaque direction et sur chaque jambe.
<b><i>Nombre d’essais enregistrés</i></b>	3 essais par direction en alternant la jambe testée entre chaque direction afin d’éviter la survenue de fatigue.
<b><i>Position des mains</i></b>	Les mains devaient rester sur les hanches afin de mieux cibler le membre inférieur.
<b><i>Placement du pied</i></b>	La pointe du pied sur le 0 (au croisement des trois lignes) pendant toute la procédure de test.
<b><i>Critères d’échec</i></b>	<p>1°) Le sujet tombe ou perd l’équilibre (le pied en décharge touche le sol).</p> <p>2°) Le sujet transfère son poids sur le membre non porteur lors du contact avec le sol ou plusieurs touches sont effectuées.</p> <p>3°) Le pied d’appui bouge, le talon ou une autre partie du pied se décolle du sol.</p> <p>4°) Les mains se décollent des hanches.</p>
<b><i>Paramètres de mesure</i></b>	<p>1°) Moyenne des trois essais (cm) dans chaque direction et pour chaque jambe.</p> <p>2°) Calcul du score composite (moyenne des trois directions) pour chaque jambe.</p> <p>3°) Calcul du score normalisé (%) pour chaque direction et pour le score composite.</p>
<b><i>Normalisation à la longueur de la jambe</i></b>	Les scores sont exprimés en pourcentage de la longueur du membre inférieur testé (mesurée de l’Epine Iliaque Antéro Supérieure à la malléole médiale).

Afin de comparer les scores obtenus entre les sujets, la moyenne des trois essais a été calculée puis normalisée à la longueur du membre inférieur testé (Gribble et al., 2012) selon la formule suivante :

$$\text{Valeur normalisée d'une direction (\%)} = \frac{\text{moyenne des trois essais dans la direction (cm)}}{\text{Longueur du membre inférieur (cm)}} \times 100$$

Le score composite (COMP), correspondant à la moyenne des trois directions pour chaque membre inférieur des sujets, a été calculé à partir de l'équation suivante :

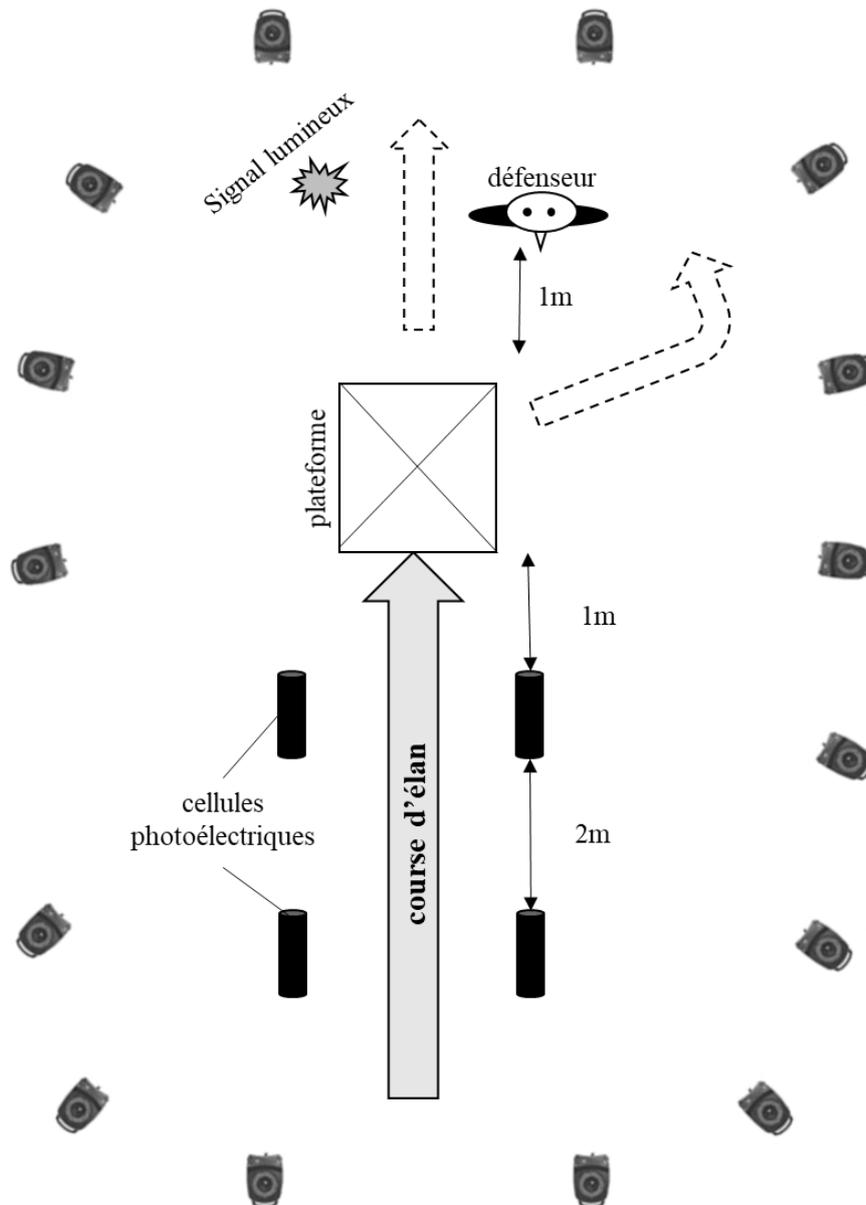
$$\text{Score Composite (\%)} = \frac{\text{ANT (\%)} + \text{PL (\%)} + \text{PM (\%)}}{3}$$

L'asymétrie de performances dans la direction antérieure semble être un paramètre important dans l'identification des athlètes à risque de blessures (Plisky et al., 2006; Stiffler et al., 2017). La différence de performance normalisée entre les deux membres inférieurs a donc été calculée dans chaque direction et pour le score composite et exprimée en valeur absolue.

### *Side cutting manœuvre (CUT)*

L'ensemble de la procédure s'attachait à reproduire les situations lésionnelles identifiées dans plusieurs analyses vidéos (Boden et al., 2009; Krosshaug et al., 2007b; Olsen et al., 2004). L'objectif de cette tâche consistait pour le sujet, à courir en ligne droite puis effectuer un changement de direction rapide (CUT) afin de déborder un adversaire du côté de son bras de tir (*i.e.* opposé à sa jambe dominante). Comme lors de la première expérimentation et dans la plupart des études s'intéressant au handball, le membre dominant correspondait à celui utilisé pour l'impulsion lors d'un saut (Bencke et al., 2013; Dos'Santos et al., 2019). Lors de sa course d'élan, le sujet franchissait des cellules photoélectriques destinées à mesurer sa vitesse d'approche et à déclencher un signal visuel sur un panneau lumineux placé dans son champ visuel (**Figure 4.2**). Un signal rouge indiquait à l'athlète qu'il devait réaliser un changement de direction (CUT) en esquivant l'adversaire. A l'inverse un signal lumineux vert indiquait au joueur qu'il devait poursuivre sa course en ligne droite. Ces deux tâches représentent des situations fréquentes au handball sur ces postes de jeu. En effet sur le terrain, le comportement

du défenseur contraint l'attaquant à réaliser soit un duel avec débordement (« changer d'intervalle »), soit à franchir la ligne défense en accélérant en ligne droite (« prendre l'intervalle »). Afin de standardiser le déclenchement du signal lumineux 600 ms avant l'arrivée sur la plateforme (soit environ deux pas) (Mornieux et al., 2014; Weinhandl et al., 2013), le timing d'allumage était calculé en fonction de la vitesse d'approche des 10 essais de familiarisation (Lee et al., 2013). Les participants réalisaient dans un premier temps la procédure en condition anticipée ( $CUT_{ant}$ ), c'est-à-dire qu'ils connaissaient la couleur qui allait s'allumer le panneau lumineux. Dans un second temps, 10 essais étaient réalisés en condition non anticipées ( $CUT_{nonant}$ ) avec aléatoirement 5 situations de changements de direction (signal rouge) et 5 courses en ligne droite (signal vert). Afin d'être plus proche des conditions réelles, le sujet tenait un ballon dans sa main dominante et un mannequin d'entraînement simulant un défenseur était placé dans la zone de changement de direction situé un mètre derrière la plateforme de force (Chaudhari et al., 2005; Mclean et al., 2004). Ni l'angle de changement de direction ni la vitesse d'approche n'étaient imposés (Husted et al., 2016; Kristianslund et al., 2014; Nedergaard et al., 2020; Zebis et al., 2021). Une prise d'élan de 5m environ permettait aux joueurs d'obtenir une vitesse d'approche comparable à celles relevées en match (entre 3 et  $4.5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) (Mok et al., 2017).



**Figure 4.2.** Protocole de changement de direction. Dans cet exemple il s'agit d'un sujet avec un pied dominant gauche (bras de tir droit). Le panneau lumineux indique soit changement de direction vers la droite (signal rouge), soit une course en ligne droite (signal vert).

La reproductibilité (intra et intersession) du changement de direction chez des handballeurs de bon niveau est excellente à partir de trois essais de familiarisation et permet une analyse fiable (ICC= 0.91 ; 95 % CI : 0.89-0.93) de l'ensemble des variables cinématiques et cinétiques (Fauth et al., 2010; Mok et al., 2017; Smeets et al., 2019; Stålbom et al., 2007; Zebis et al., 2008).

### *Evaluation du profil proprioceptif*

Afin de déterminer la stratégie proprioceptive des sujets (*plastique* ou *rigide*), la méthode décrite dans la première expérimentation (Chapitre 3) a été utilisée (Kiers et al., 2014; Picot et al., 2022c).

## d) Matériel et traitement des données

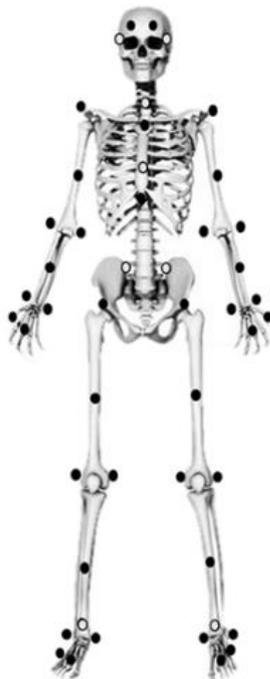
### *Mesure de l'activité musculaire*

Les données EMG des 14 voies (GM, ST, BF, DF, VL, VM et LF sur chaque membre inférieur) ont été recueillies à une fréquence de 1000 Hz par des électrodes bipolaires de surface (Trigno Wireless, Delsys Inc, USA). Les signaux EMG ont été collectés et filtrés avec une bande passante de 20 à 450 Hz puis rectifiés. L'enveloppe du signal EMG a ensuite été obtenue pour chaque essai à partir d'un filtre passe bas (butterworth d'ordre 2, fréquence de coupure : 10 Hz) sur l'ensemble de l'intervalle de mesure (*i.e.* 200 ms avant et après la pose du pied au sol). Enfin, pour chaque participant, les données de chaque muscle ont été normalisées à la valeur maximale obtenue lors d'un essai en condition anticipée. Cette méthode de normalisation présente une meilleure reproductibilité que les normalisations relatives à la force maximale volontaire isométrique dans les manœuvres de débordement au handball (Zebis et al., 2008).

### *Evaluation biomécanique*

Un système d'analyse tridimensionnelle (3D) composé de 15 caméras infrarouges (Vicon Oxford Metrics, UK) avec une fréquence d'échantillonnage de 100 Hz a été utilisé pour mesurer les données cinématiques. Chaque sujet était équipé de 48 marqueurs infrarouges (**Figure 4.3**) répartis sur la tête (n=4), le tronc (n=4) au niveau des processus épineux de C7 et T8, de l'incisure jugulaire et du processus xiphoïde du sternum. Pour les membres supérieurs, les marqueurs (n=9) étaient situés sur l'acromion, les épicondyles latérales et médiales de l'humérus, les processus styloïdes radiales et ulnaires, les têtes des métacarpiens 2 et 5 ainsi que deux repères sur le bras et l'avant-bras. Concernant les membres inférieurs, les marqueurs (n=11) étaient placés sur les épines iliaques antéro et postéro supérieures, les épicondyles médiales et latérales du fémur, les malléoles médiales et latérales, le talon et les têtes des métatarsiens 1 et 5 ainsi que sur le segment de la cuisse et de la jambe. Afin d'empêcher leur

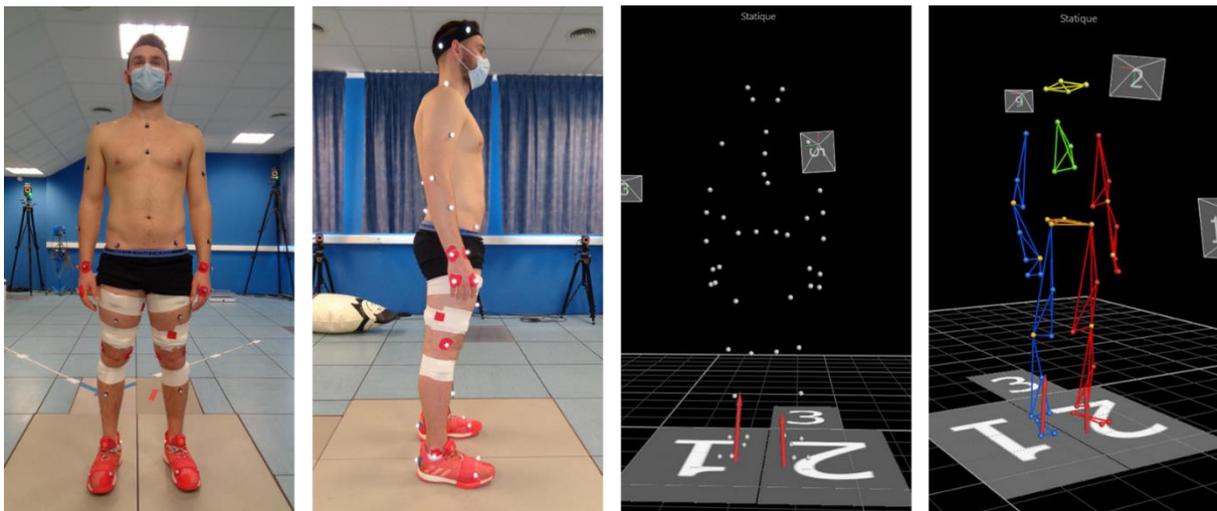
décollement dans les phases de course, les marqueurs étaient collés avec du spray adhésif Tensospray® et fixés au moyen de Leukopate K® (BSN médical, France). Un enregistrement statique de l'athlète en position anatomique neutre a été réalisé dans un premier temps au centre de l'espace de calibration du laboratoire. L'analyse cinématique s'est focalisée sur le mouvement des membres inférieurs, du bassin et du tronc. Une modélisation à 8 segments a donc été effectuée. Les reconstructions cinématiques ont été réalisées sur le Logiciel Nexus (version 2.9.3, VICON, UK). Les repères anatomiques des segments ont été définis selon les repères décrits par Dumas et al. (2007), adaptés de Cappozzo et al. (1995) puis Wu et al. (2002). Le repère du tronc a été défini selon Wu et al. (2005). Le repère du segment fémur nécessite l'estimation du centre articulaire de la hanche qui a pu être déterminé grâce à la méthode de régression de Bell et al. (1990). Le calcul des angles articulaires suivait la séquence d'Euler YXZ en analysant le repère du segment sous-jacent par rapport au segment sus-jacent de l'articulation.



**Figure 4.3.** Placement des marqueurs infrarouges (n=48).

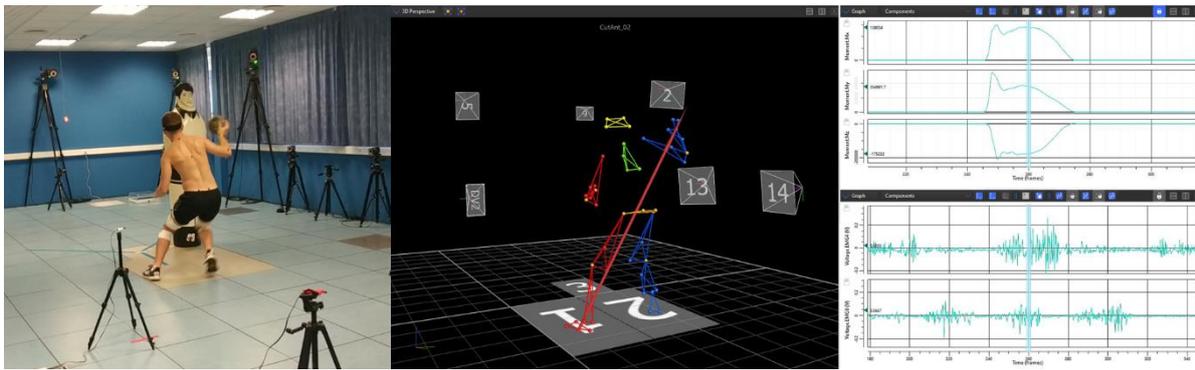
Les données cinétiques (dynamiques) ont été enregistrées à 1000 Hz au moyen de trois plateformes de force (AMTI, MA, USA). Pour la manœuvre de CUT, des plateformes de 120\*60 cm ont été utilisées alors que pour le profilage proprioceptif il s'agissait d'une plateforme de 60\*40 cm. Les paramètres inertiels du corps entier ont été obtenus par la méthode

géométrique décrite par Pillet et al. (2010). Celle-ci nécessite une acquisition statique, avec un système optoélectronique et deux photographies face/profil prises simultanément. Les marqueurs positionnés aux points anatomiques du sujet servant à définir un certain nombre d'ellipses et à calibrer les prises de vues. Les ellipses ont ensuite été jointes pour former des portions de cônes représentatifs des segments puis ajustées aux contours du sujet sur les photos face/profil (**Figure 4.4**). Les volumes obtenus étant proches de ceux des segments du sujet, des densités uniformes spécifiques à chaque segment ont été appliquées (Dempster, 1955). La connaissance du torseur des efforts exercés par le pied sur le sol, de l'accélération du centre de gravité, des segments et des paramètres inertiels permettait d'utiliser la dynamique inverse pour calculer les efforts et moments articulaires. Une méthode ascendante de dynamique inverse (Legnani et al., 1996) proposée pour la marche a été utilisée (Doriot & Chèze, 2004).



**Figure 4.4.** Procédure de reconstruction à partir de l'enregistrement statique en position debout et de la calibration des marqueurs.

Les données cinétiques ont ensuite été synchronisées avec les données cinématiques et électromyographiques. Le contact initial (IC) correspondant à la pose du pied au sol a été identifié au moyen de la plateforme de force lorsque la force verticale appliquée au sol dépassait 20 Newtons. Dans la mesure où la rupture du LCA survient dans la première phase de l'appui (100 ms environ) et qu'une pré activation musculaire est cruciale en amont de la pose du pied au sol, tous les paramètres ont été enregistrés et comparés dans un intervalle de 200 ms avant et après le contact initial (**Figure 4.5**).



**Figure 4.5.** Synchronisation des données électromyographiques, cinématiques et cinétiques. Le panneau lumineux (allumé en rouge sur l'image de gauche) indique un changement de direction vers la droite.

D'après les données de la littérature (Kristianslund et al., 2014; Zebis et al., 2021) sur le risque de lésion du LCA au handball (voir Chapitre 2), les angles de flexion, adduction, rotation de la hanche et du genou, l'inclinaison, rotation et flexion du bassin et du tronc ainsi que les angles de flexion, rotation et varus de la cheville ont été étudiés (**Tableau 4.2**). Enfin les moments d'abduction, de flexion et de rotation du genou ont été calculés puis normalisés à la masse des sujets ( $\text{Nm.Kg}^{-1}$ ) afin de comparer plus précisément les athlètes entre eux. Comme pour les données EMG, les moyennes des 3 essais  $\text{CUT}_{\text{ant}}$  et 5 essais  $\text{CUT}_{\text{nonant}}$  ont été calculées puis comparées.

**Tableau 4.2.** Paramètres biomécaniques analysés.

	<b>Mouvements</b>	
<b>Tronc</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Extension</li> <li>• Inclinaison controlatérale</li> <li>• Rotation controlatérale</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Flexion</li> <li>• Inclinaison homolatérale</li> <li>• Rotation homolatérale</li> </ul>
<b>Bassin</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Antéversion</li> <li>• Inclinaison controlatérale</li> <li>• Rotation controlatérale</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Rétroversion</li> <li>• Inclinaison homolatérale</li> <li>• Rotation homolatérale</li> </ul>
<b>Hanche</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Extension</li> <li>• Adduction</li> <li>• Rotation médiale (interne)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Flexion</li> <li>• Abduction</li> <li>• Rotation latérale (externe)</li> </ul>
<b>Genou</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Flexion</li> <li>• Adduction (varus)</li> <li>• Rotation médiale (interne)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Extension</li> <li>• Abduction (Valgus)</li> <li>• Rotation latérale (externe)</li> </ul>
<b>Cheville</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Flexion plantaire</li> <li>• Varus (supination)</li> <li>• Rotation médiale (interne)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Flexion dorsale</li> <li>• Valgus (pronation)</li> <li>• Rotation latérale (externe)</li> </ul>

### *Profilage proprioceptif*

L'évolution du  $dRP_W$  lors du passage d'un sol stable à instable a permis de déterminer les stratégies proprioceptives (*i.e. rigide vs plastique*) des individus (Picot et al., 2022c). Cependant contrairement à la première expérimentation, la séparation entre les deux groupes ne s'est pas faite au seuil de 100 %. Afin de limiter les biais dans la caractérisation des sujets, une marge d'erreur supplémentaire, liée à l'erreur standard de mesure des  $RP_W$  (Kiers et al., 2014), a été utilisé de sorte que les sujets qui présentaient une évolution du  $dRP_W$  comprise entre 95 % et 105 % n'ont pas été caractérisés. Les sujets présentant une évolution du  $dRP_W > 105$  %, étaient qualifiés de *rigides* tandis qu'une évolution  $< 95$  % permettait d'identifier les individus *plastiques*.

## e) Analyse statistique

Après avoir vérifié la normalité de l'ensemble des données au moyen du test de Shapiro Wilk, les caractéristiques anthropométriques (taille, poids, âge) des sujets ont été comparées entre les individus rigides et plastiques au moyen de tests  $t$  de Student pour échantillons indépendants.

### *Star Excursion balance Test*

Un test  $t$  de Student pour échantillons indépendants a également été utilisé pour comparer les scores (ANT, PM, PL et COMP) ainsi que les asymétries de performances entre les deux types de stratégies proprioceptives. Les tailles d'effet ( $d$  de Cohen) ont été calculées et comparées à l'échelle de Hopkins traduisant un effet faible ( $d \leq 0.5$ ), moyen ( $d > 0.5-0.8$ ) ou fort ( $d > 0.8$ ) (Lakens, 2013).

### *Side cutting manœuvre*

Les vitesses d'approches ont été comparées entre les conditions anticipées et non anticipées ainsi qu'entre les profils plastiques et rigides au moyen de tests  $t$  de Student pour échantillons appariés (conditions) et indépendants (profils proprioceptifs). La cartographie statistique paramétrique (SPM) unidimensionnelle (1D) a été utilisée pour comparer les données cinématiques, cinétiques et électromyographiques sur l'ensemble de l'intervalle temporel de mesure. Une ANOVA SPM $\{F\}$  2\*2 a permis de comparer l'ensemble de ces données entre d'une part les sujets rigides et plastiques, et d'autre part entre les situations anticipées (CUT<sub>ant</sub>) et non anticipées (CUT<sub>nonant</sub>), ainsi que les effets d'interaction entre ces deux facteurs. La méthode SPM utilise la théorie des champs aléatoires (Adler et al., 2007) qui permet d'identifier objectivement les plages temporelles pour lesquelles des différences significatives sont observées (*i.e.* entre les groupes ou les conditions de réalisation). Cette méthode, historiquement utilisée dans l'analyse de l'imagerie cérébrale (Friston et al., 2007) est aujourd'hui bien établie dans le champ de la recherche biomécanique (Pataky, 2010; Smeets et al., 2019). En effet, la majorité des données biomécaniques sont, par nature, linéaires au cours du temps. Les mesures cinématiques, cinétiques et électromyographiques se manifestent par des trajectoires scalaires unidimensionnelles (*i.e.* le temps) ;  $y_i(t)$  où  $i$  représente un élément du corps en particulier

comme une articulation, un axe de rotation, ou une activité musculaire et  $t$  représente le temps. La SPM commence par considérer les données  $y_i(t)$  comme un champ vectoriel  $y(t)$  composé de plusieurs éléments  $i$ , dont les valeurs changent au cours de la période étudiée ( $t$ ). De cette manière, il est possible d'utiliser la théorie des champs aléatoires afin de calculer la probabilité que les changements observés résultent de fluctuations aléatoires du champ vectoriel (Pataky et al., 2013). Ainsi, lors d'une analyse SPM-1D une comparaison statistique est réalisée sur tous les nœuds (ou points) de la série temporelle. Mais au lieu de calculer une valeur  $p$  pour chaque nœud, l'analyse réalise une comparaison directe des champs vectoriels et permet ainsi de maintenir le risque alpha constant sur toute la fenêtre temporelle étudiée. Il ne s'agit donc pas d'une analyse répétée sur un intervalle de temps puisque cette méthode exploite le comportement probabiliste des continus gaussiens lisses (Adler et Taylor, 2007). Ceci permet de limiter des erreurs de 1<sup>ère</sup> et 2<sup>ème</sup> espèce et fournit un cadre objectif pour l'évaluation des hypothèses. De plus, cette méthode permet de ne pas définir *a priori* la période de la série temporelle sur laquelle on suppose l'existence de différences, ce qui permet d'éviter les réductions d'informations. Une analyse statistique du seuil critique est ensuite réalisée sur la base du seuil alpha défini en amont et de la linéarité des données. Si le champ de la statistique de test (SPM{F}) dépasse le seuil alpha, un « cluster » (*i.e.* intervalle temporel) statistiquement différent peut alors être identifié.

L'ensemble des données statistiques ont été traitées sur le logiciel SPSS (IBM, Chicago, IL) et le software SPM-1D (© Todd Pataky, 2014, version M0.1) sur Matlab (The Mathworks Inc, R2013b, Natick, MA) et le seuil alpha a été fixé à 0.05.

## Résultats

L'importante variabilité des évolutions du  $dRP_w$  confirme l'existence de deux stratégies proprioceptives identifiées lors de la première expérimentation. Au total, parmi les 47 sujets inclus dans cette étude, 40 participants (23 filles et 17 garçons) ont finalement pu être catégorisés en fonction de leur profil proprioceptif (**Figure 4.6**). Les valeurs de  $dRP_w$  sur sol stable sont significativement plus importantes chez les sujets plastiques ( $0.85 \pm 0.12$  vs  $0.70 \pm 0.17$ ,  $t(38)=3.08$  ;  $p=0.004$ , taille d'effet forte,  $d=0.974$ ) (**Tableau 4.3**). A l'inverse, lors des conditions d'équilibration sur plan instable, les valeurs de  $dRP_w$  sont significativement plus importantes dans le groupe rigide ( $0.82 \pm 0.15$  vs  $0.61 \pm 0.13$ ,  $t(38)=-4.611$  ;  $p<0.001$ , taille d'effet forte,  $d=-1.458$ ). Enfin, les sujets rigides présentent une évolution du  $RP_w$  significativement plus importante que les sujets plastiques ( $119.9 \pm 21.2\%$  vs  $72.3 \pm 10.9\%$ ,  $t(38)=-8.9$  ;  $p<0.001$ , taille d'effet forte,  $d=-2.822$ ). Ces résultats traduisent une surutilisation des signaux en provenance de la cheville sur plan instable chez les sujets rigides liée à une incapacité du SNC à répondre aux informations proprioceptives.

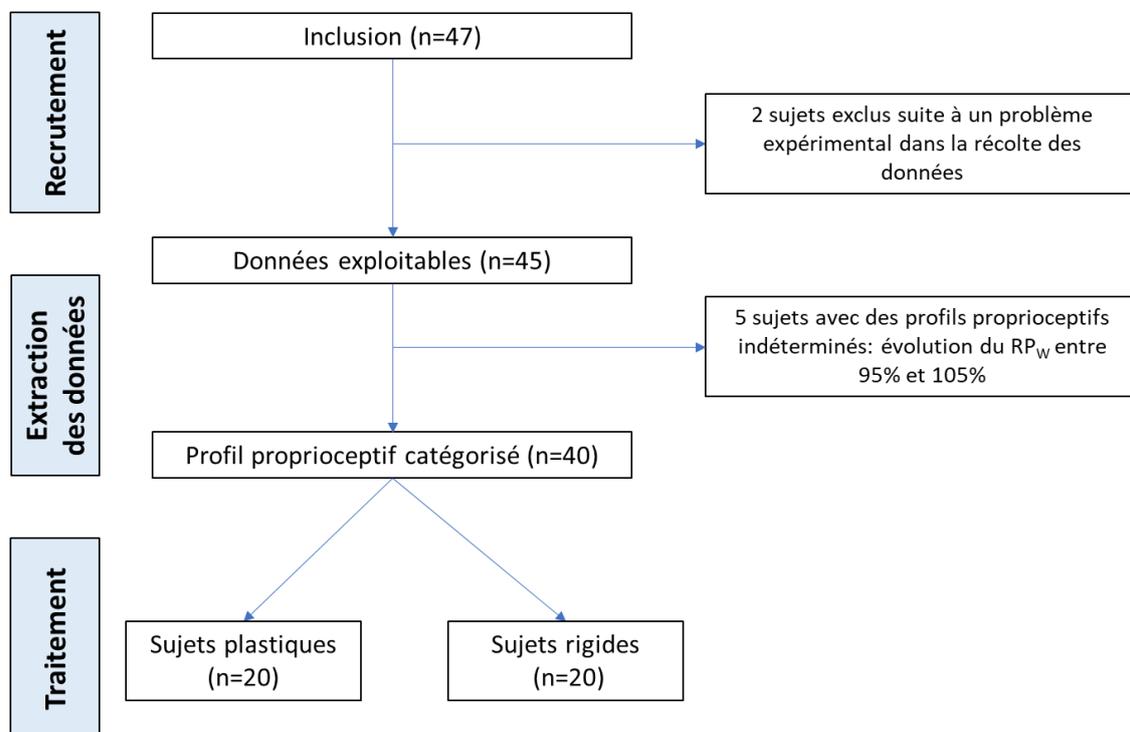


Figure 4.6. Diagramme de flux.

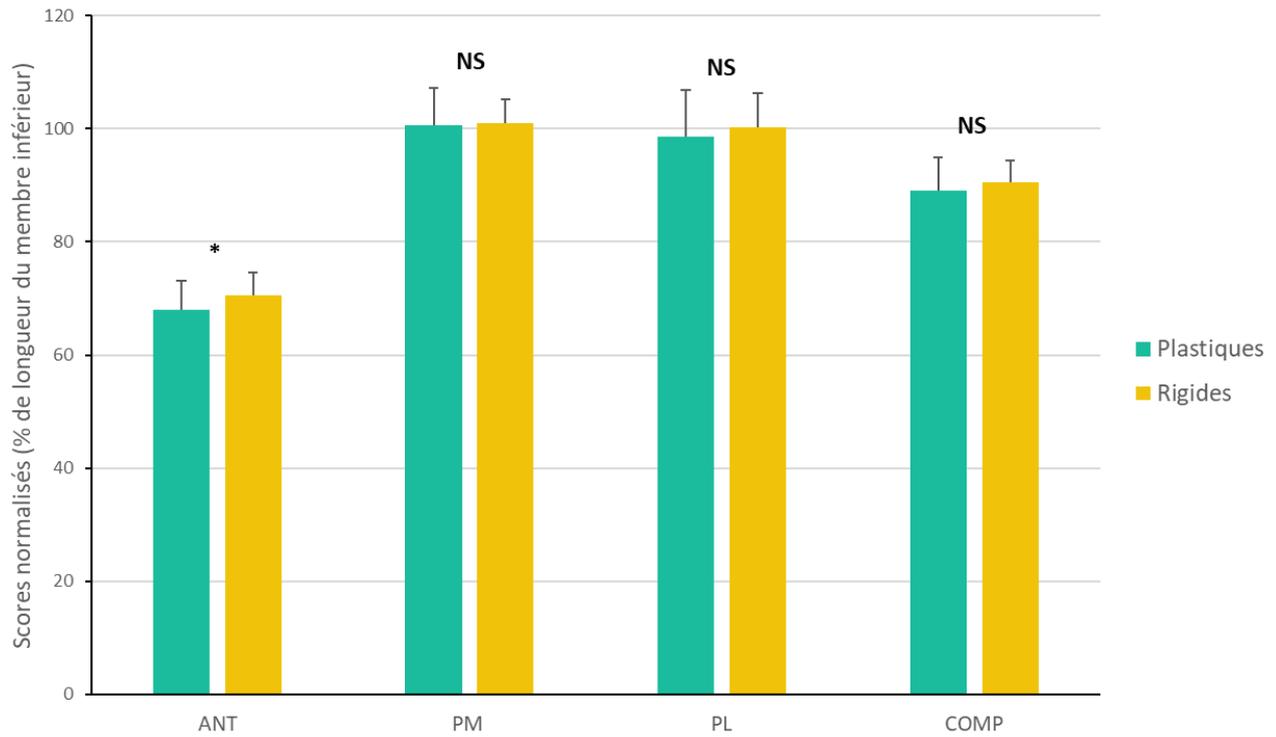
**Tableau 4.3.** Caractéristiques de la population (moyenne  $\pm$ écart type).

<b>Profil proprioceptif</b>			
	<b>PLASTIQUE (n=20)</b>	<b>RIGIDE (n=20)</b>	<b><i>p-value</i></b>
<b>Filles/Garçons</b>	11/9	12/8	0.749
<b>Taille (m)</b>	1.73 ( $\pm$ 0.1)	1.71 ( $\pm$ 0.1)	0.601
<b>Masse (kg)</b>	69.4 ( $\pm$ 9.7)	65.8 ( $\pm$ 10.3)	0.262
<b>Indice de masse corporelle</b>	23.2 ( $\pm$ 2.3)	22.3 ( $\pm$ 2.4)	0.244
<b>Age (années)</b>	18.5 ( $\pm$ 2.5)	18.9 ( $\pm$ 2.3)	0.595
<b>Vitesse d'approche (m.s<sup>-1</sup>)</b>	3.43 ( $\pm$ 0.33)	3.37 ( $\pm$ 0.33)	0.571
<b>RP<sub>w</sub> sur sol stable</b>	0.85 ( $\pm$ 0.12)	0.70 ( $\pm$ 0.17)	<b>0.004</b>
<b>RP<sub>w</sub> sur sol instable</b>	0.61 ( $\pm$ 0.13)	0.82 ( $\pm$ 0.15)	<b>&lt; 0.001</b>
<b>Evolution dRP<sub>w</sub> (%)</b>	72.3 ( $\pm$ 10.9)	119.9 ( $\pm$ 21.2)	<b>&lt; 0.001</b>

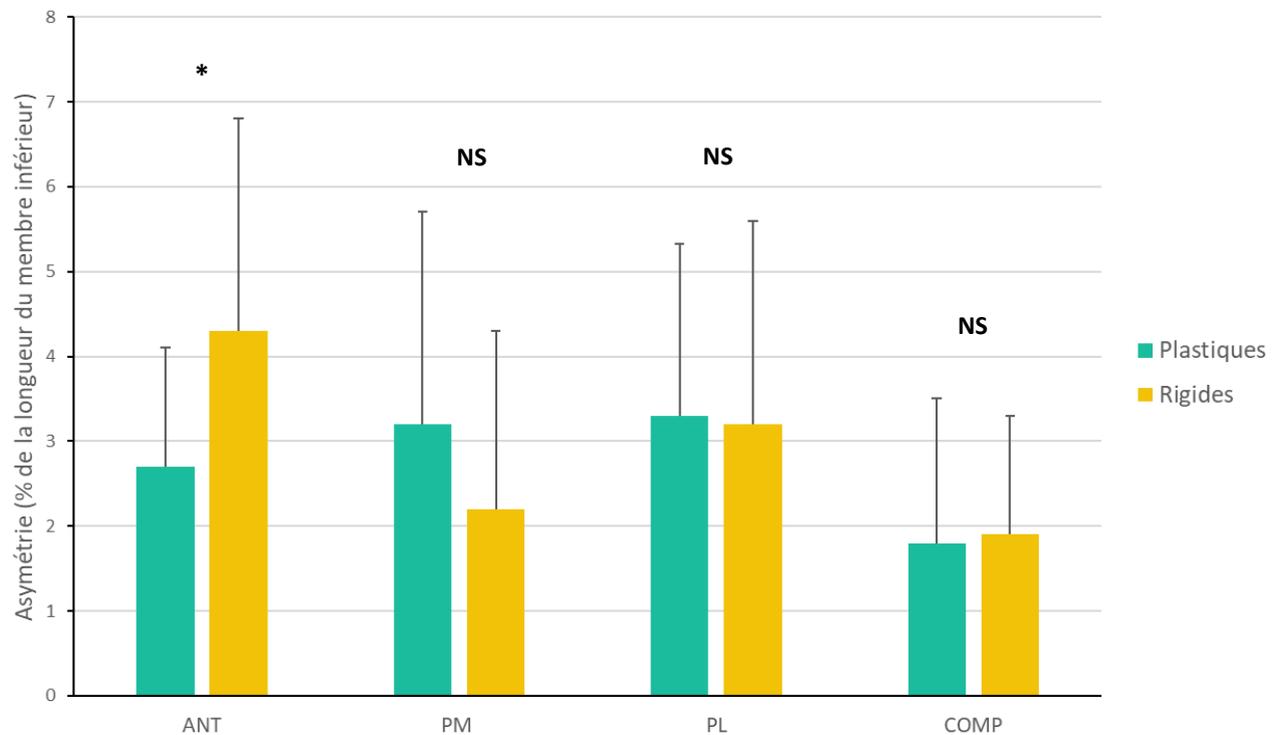
Aucune différence significative entre les sujets plastiques et rigides n'a été mise en évidence en ce qui concerne le sexe, l'âge, le poids, la taille ou encore la vitesse d'approche lors des manœuvres de CUT.

### a) Star Excursion Balance Test

Dans la direction antérieure, les sujets rigides sont plus performants que les sujets plastiques ( $70.6 \pm 4$  vs  $68 \pm 5$  %,  $t(-2.53)=76$  ;  $p=0.013$ , taille d'effet modérée,  $d=-0.574$ ) (**Figure 4.7**). Les sujets rigides présentent également dans cette direction une asymétrie significativement plus marquée que les sujets plastiques entre les deux membres inférieurs ( $4.3$  vs  $2.6$  %,  $t(2.53)=37$  ;  $p=0.016$ , taille d'effet forte,  $d=-0.809$ ) sans qu'il n'y ait de relation avec la dominance du membre (**Figure 4.8**). En revanche aucune différence de score ou d'asymétrie n'a été mise en évidence sur les directions PM, PL ou encore le score composite.



**Figure 4.7.** Moyennes ( $\pm$ SD) des performances obtenues au Star Excursion Balance Test dans la direction antérieure (ANT), postéro-médiale (PM), postéro-latérale (PL) et le score composite (COMP) chez les sujets rigides (jaune) et plastiques (vert). \*  $p < 0.02$  et NS : non significatif.

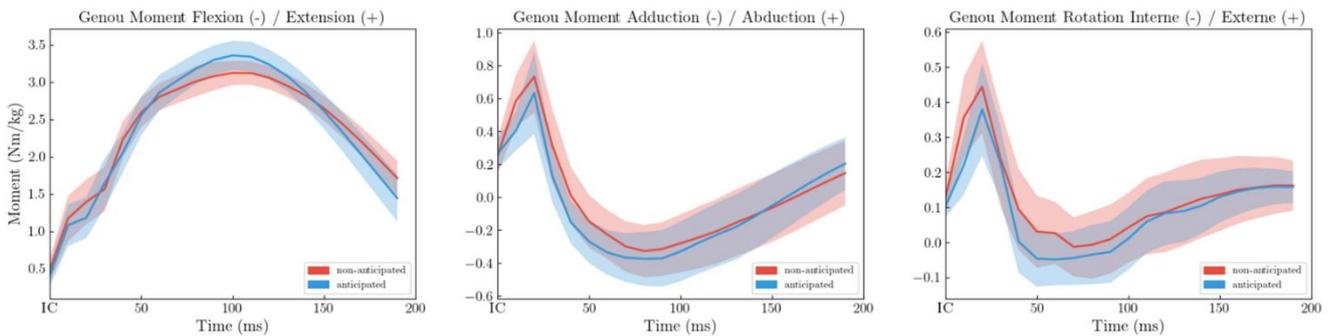


**Figure 4.8.** Moyennes ( $\pm$ SD) des asymétries entre les deux membres inférieurs au Star Excursion Balance Test dans la direction antérieure (ANT), postéro-médiale (PM), postéro-latérale (PL) et le score composite (COMP) chez les sujets rigides (jaune) et plastiques (vert). \*  $p < 0.02$  et NS : non significatif.

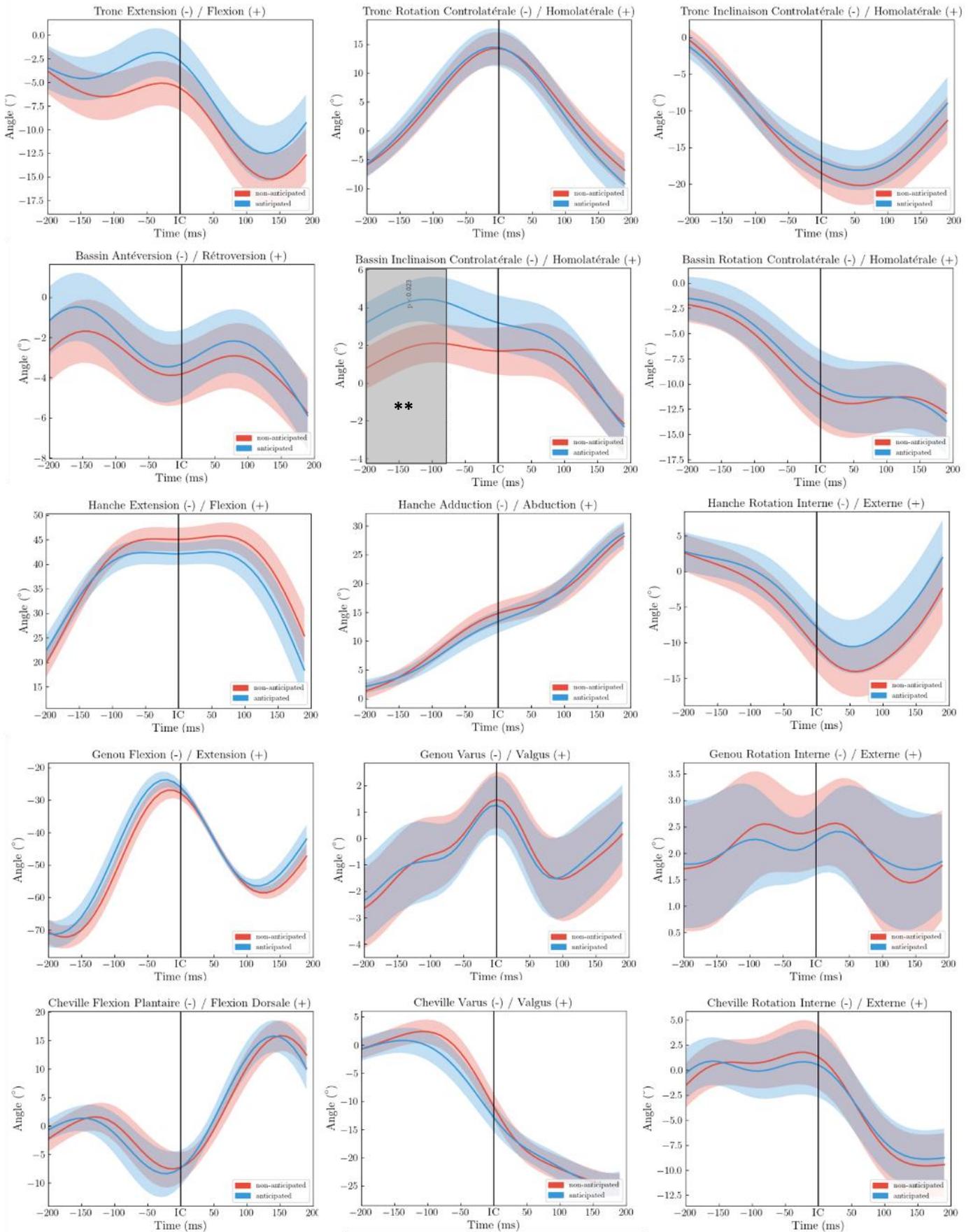
## b) Side cutting manœuvre

### Comparaison entre les conditions anticipées et non anticipées

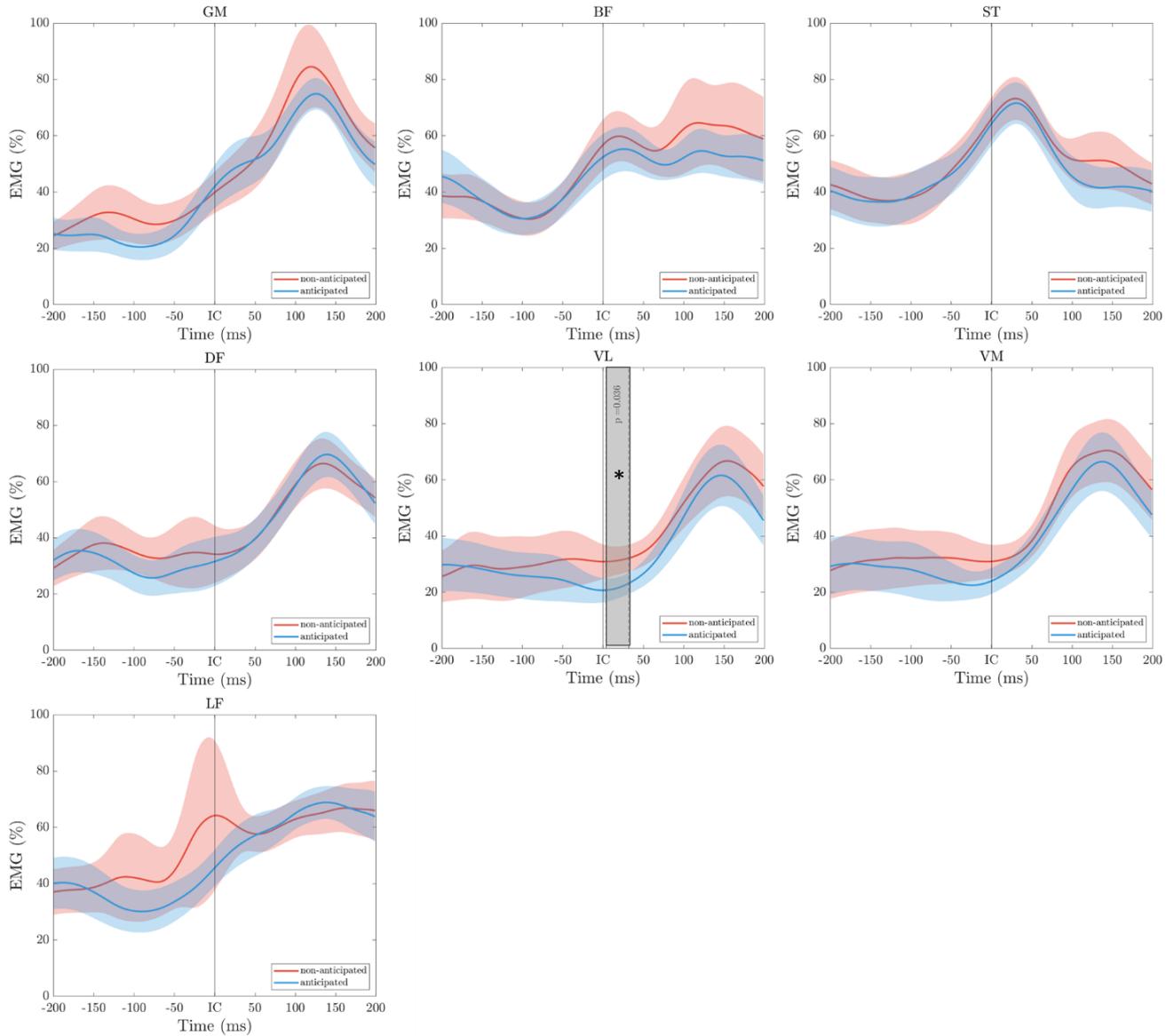
Aucune différence n'a été mise en évidence sur la vitesse d'approche ( $3.45$  vs  $3.36$   $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$  ;  $p=0.118$ ) ou encore les moments externes appliqués au niveau de l'articulation du genou au cours de la phase d'appui entre les deux conditions (**Tableau 4.3** et **Figure 4.9**). En revanche lors des essais anticipés, le bassin est significativement plus incliné dans la direction du changement de direction ( $F=6,623$  ;  $p<0.023$ ) avant la pose du pied au sol (**Figure 4.10**). Lors des essais non-anticipés, le recrutement du vaste latéral après la pose du pied est significativement plus marqué lors des essais anticipés ( $F=8,376$  ;  $p=0.036$ ) (**Figure 4.11**). Il n'existe aucune différence entre les deux conditions pour les autres muscles.



**Figure 4.9.** Moyennes ( $\pm 95\%$  CI) des données cinétiques du genou lors des essais anticipés (bleu) et non anticipés (rouge) dans les 200 ms après la pose du pied au sol (IC).



**Figure 4.10.** Moyennes ( $\pm 95\%$  CI) des données cinématiques lors des CUT anticipés (bleu) et non anticipés (rouge). Le trait vertical correspond à la pose du pied au sol (IC). \*\*  $p < 0.023$ .

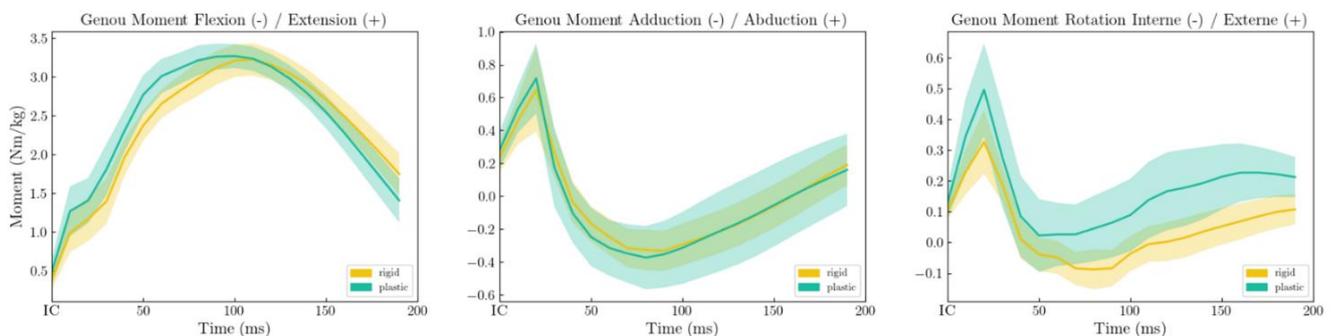


**Figure 4.11.** Moyennes ( $\pm 95\%$  CI) des données EMG en conditions anticipées (bleu) et non anticipées (rouge) lors des manœuvres de CUT. Le trait vertical correspond à la pose du pied au sol (IC). GM= moyen fessier, BF= biceps fémoral, ST= semi-tendineux, DF= droit fémoral, VL= vaste latéral, VM= vaste médial et LF= long fibulaire. \*  $p < 0.05$ .

### Comparaison entre les profils proprioceptifs

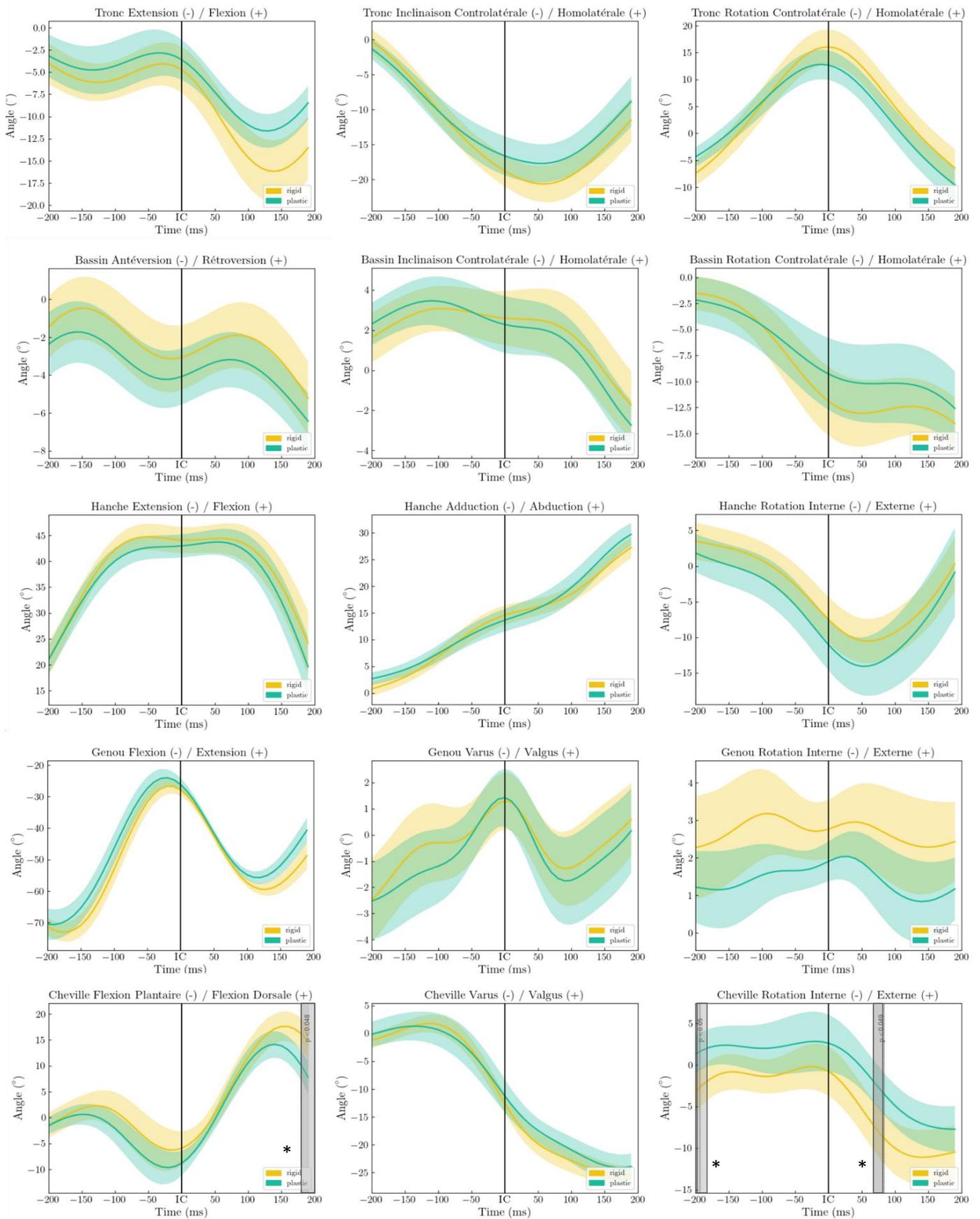
Il n'existe aucune différence entre les athlètes sur les paramètres cinétiques au niveau du genou (**Figure 4.12**).

En revanche des différences importantes dans la cinématique articulaire sont observées au niveau de la cheville (**Figure 4.13**). Les sujets rigides ont une flexion dorsale plus marquée au cours de la phase appui (150 ms après IC,  $F=7,911$  ;  $p<0.05$ ). Ils présentent également une rotation médiale de la cheville plus importante 200 ms avant la pose du pied au sol et environ 75 ms après le contact initial ( $F=6,745$  ;  $p<0.05$ ).

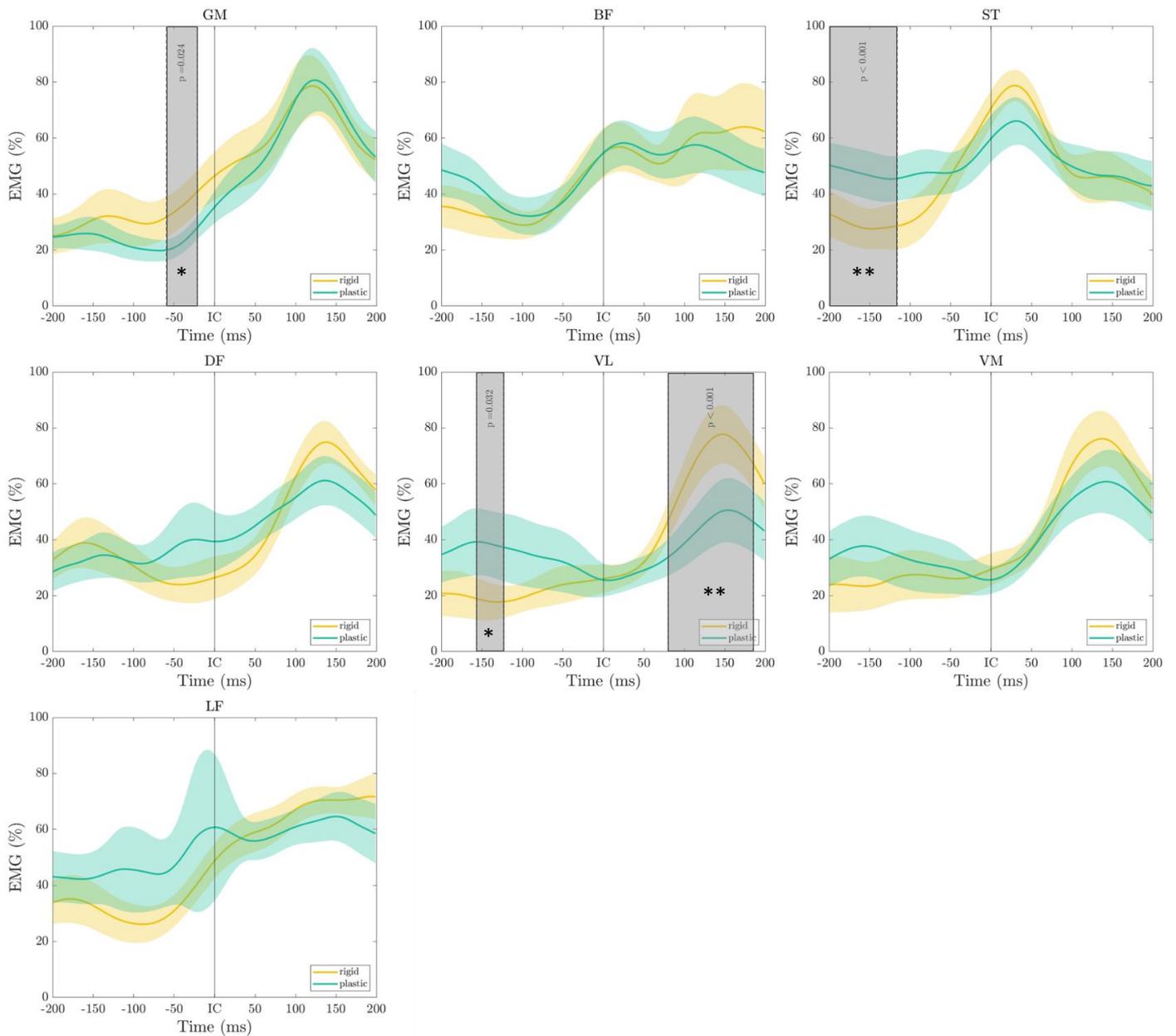


**Figure 4.12.** Moyennes ( $\pm 95$  % CI) des données cinétiques du genou dans le groupe rigide (jaune) et plastique (vert) lors des manœuvres de CUT. IC= pose du pied au sol.

Concernant l'activité électromyographique, les individus plastiques activent significativement plus les muscles semi tendineux et vaste latéral en amont de la pose du pied au sol ( $F=8,598$  ;  $p<0.001$  et  $F=8,376$  ;  $p=0.032$  respectivement) (**Figure 4.14**). A l'inverse, les résultats indiquent que les sujets rigides recrutent significativement plus le muscle moyen fessier avant la pose du pied au sol ( $F=8,548$  ;  $p=0.024$ ). Ils activent également plus le muscle VL après la pose du pied au sol, notamment autour du moment supposé de la lésion. ( $F=8,376$  ;  $p<0.001$ ).



**Figure 4.13.** Moyennes ( $\pm 95\%$  CI) des données cinématiques chez les sujets rigides (jaune) et plastiques (vert) lors des manœuvres de CUT. Le trait vertical correspond à la pose du pied au sol (IC). \*  $p < 0.05$ .



**Figure 4.14.** Moyennes ( $\pm 95\%$  CI) des données EMG chez les sujets plastiques (vert) et rigides (jaune) lors des manœuvres de CUT. Le trait vertical correspond à la pose du pied au sol (IC). GM= moyen fessier, BF= biceps fémoral, ST= semi-tendineux, DF= droit fémoral, VL= vaste latéral, VM= vaste médial et LF= long fibulaire. \*  $p < 0.05$  et \*\*  $p < 0.001$ .

### *Interaction profils proprioceptif et conditions de réalisation du test*

L'analyse statistique (ANOVA 2x2, SPM-1D) ne révèle aucune interaction significative entre les groupes et les conditions de réalisation du CUT ( $p > 0.05$ ) que soit au niveau cinématique, cinétique ou électromyographique.

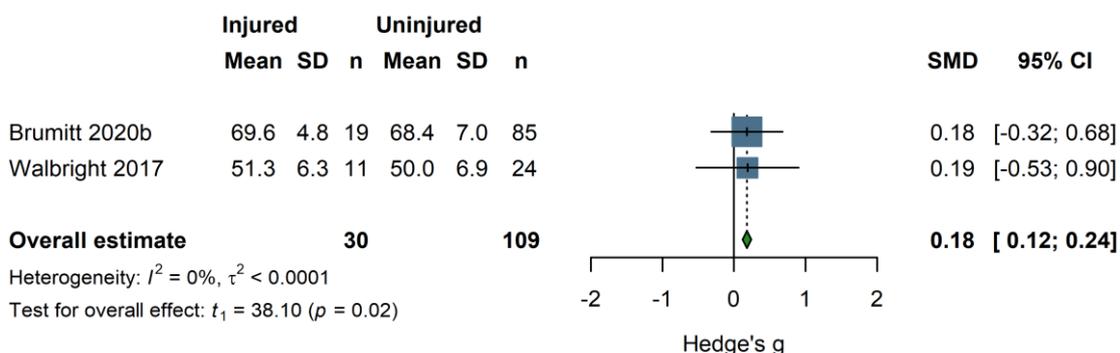
## Discussion

Le premier résultat important de ce travail est la confirmation de l'existence d'une grande variabilité des capacités de repondération proprioceptive chez les handballeurs. Les données supportent en effet les résultats de la première expérimentation qui a permis d'identifier deux stratégies proprioceptives posturales opposées au sein d'une population de jeunes athlètes sains (Picot et al., 2022c). Dans un second temps, il a été possible de comparer les performances obtenues au SEBT ainsi que les comportements biomécaniques et neuromusculaires des individus plastiques et rigides lors de changements de direction anticipés et non anticipés.

### a) Star Excursion Balance Test

Bien qu'aucune étude prospective n'ait évalué l'influence des scores obtenus lors de ce test sur le risque spécifique de ruptures du LCA, le SEBT est aujourd'hui considéré comme une référence dans l'identification des sportifs à risque (Hegedus et al., 2015). Les données de cette deuxième étude indiquent que les sujets rigides ont des résultats considérés comme plus à risque que les sujets plastiques. En effet d'après une méta analyse récente (Collings et al., 2021), une augmentation des scores dans la direction antérieure a été identifiée comme un facteur de risque significatif de blessure au membre inférieur chez les athlètes féminines pratiquant des sports collectifs. Cependant, d'après les mêmes auteurs ces résultats doivent être interprétés avec prudence dans la mesure où la méta analyse n'a inclus que deux études avec des tailles d'effet identiques, ce qui a donné lieu à un effet global significatif mais considéré comme trivial (Différence moyenne standardisée= 0,18) (**Figure 4.15**).

#### SEBT anterior reach - right leg (% leg length) ► Any injury



**Figure 4.15.** Résultats de la méta analyse de Collings et al. sur l'influence du score antérieur au SEBT dans le risque de blessures au membre inférieur.

Les athlètes utilisant une stratégie proprioceptive rigide sont significativement plus performants dans la direction ANT (68 vs 70.5 % respectivement), mais la taille d'effet est modérée et la différence entre les deux groupes se situe bien en dessous du changement minimum détectable (5.9 %) décrit dans la littérature pour cette direction (Powden et al., 2019). Ils présentent également une asymétrie de performance entre les deux membres inférieurs significativement plus marquée que les sujets plastiques dans la direction ANT. Plusieurs études ont révélé que ce déséquilibre est un facteur majeur de risque de blessures au membre inférieur chez les sportifs (Plisky et al., 2006; Stiffler et al., 2017). Une asymétrie supérieure ou égale à 4 cm dans la direction ANT est en effet associée à un risque 2,5 fois plus élevé de blessures (Plisky et al., 2006; Smith et al., 2015). De même, une asymétrie supérieure à 4,5 % dans cette même direction a permis d'identifier les athlètes présentant un risque accru de blessure avec une précision de 82 % (Stiffler et al., 2017). Il est intéressant de noter que l'asymétrie moyenne relevée chez les sujets blessés (4.8%) est similaire à celle des sujets rigides (4.3%) et très supérieure aux valeurs retrouvées chez les individus plastiques (2.6%).

L'ensemble des données indiquent finalement qu'une stratégie proprioceptive rigide entraîne des performances posturales dynamiques considérées comme plus à risque de blessures au membre inférieur. Les raisons qui expliquent les différences de scores au SEBT entre les individus rigides et plastiques sont encore spéculatives. La performance posturale dynamique évaluée grâce au SEBT (sur sol stable) dépend en grande partie des capacités proprioceptives des sujets (Gribble et al., 2012). Or sur une surface ferme, les afférences originaires des mécanorécepteurs périarticulaires de la cheville fournissent la principale source d'information posturale par rapport aux entrées visuelles et vestibulaires, notamment chez les sujets sportifs (Fitzpatrick & McCloskey, 1994; Han et al., 2015a; Peterka, 2018). Dans la mesure où les sujets rigides ont un RP<sub>w</sub> plus faible sur sol stable (ce qui traduit un recours moins important aux signaux proprioceptifs originaires de la cheville), on peut supposer que la performance et le contrôle postural soient dégradés lors de la réalisation du test. De nouvelles études prospectives sont toutefois nécessaires afin d'identifier le lien entre les scores obtenus au SEBT et le risque de lésion du LCA.

## b) Side cutting Manœuvre

Il s'agit à notre connaissance de la première étude comparant des conditions de débordement anticipées et non anticipées au handball. Les vitesses d'approche dans ce travail

sont identiques entre les deux groupes (3.37 vs 3.43 m.s<sup>-1</sup>) et similaires aux données de Kristianslund et al. en 2014 (3.40 ±0.31 m.s<sup>-1</sup>). On observe également un pic de moment d'abduction du genou 30 ms après le contact initial, avec des valeurs très proches de celles décrites dans la littérature pour cette tâche (0.7 Nm.kg<sup>-1</sup>) (Bencke et al., 2013; Mok et al., 2017; Zebis et al., 2021). Il n'existe pas de différence de vitesse de course entre les conditions anticipées et non anticipées ce qui laisse supposer que les sujets réalisaient les tâches dans des conditions d'approche comparables.

Les résultats démontrent également qu'il n'existe aucune interaction significative entre les conditions de réalisation du changement de direction et le profil proprioceptif des athlètes. En revanche, certaines différences ont été observées entre les tâches anticipées et non anticipées sur l'ensemble de la population. L'inclinaison homolatérale du bassin plus marquée en condition anticipée traduit certainement un ajustement postural destiné à pré orienter le centre de masse dans la nouvelle direction du débordement. L'activité supérieure du muscle vaste latéral juste après le contact initial en condition non anticipée pourrait s'expliquer par une nécessité de freinage et de réorientation du centre de masse (Besier et al., 2003). Le recrutement musculaire du quadriceps plus important au cours de cette phase majore les forces de traction antérieures du tibia et le risque de rupture du LCA (voir Chapitre 2) (Hashemi et al., 2010; Koga et al., 2010). Il est important de noter que cette suractivation intervient à l'instant du pic maximal d'abduction de genou et correspond à la période supposée de la lésion. Récemment, Shibata et al. (2008) ont montré que lors de changements de direction non anticipés, les athlètes ayant de moins bons scores cognitifs recrutaient plus le quadriceps juste après le contact initial que ceux ayant des scores plus élevés (Shibata et al., 2018). La combinaison d'une orientation du bassin plus contraignante et d'une activité EMG défavorable reflète un comportement neuromoteur qui majore les contraintes pour le LCA (David et al., 2018; Donelon et al., 2020) et confirme l'influence des tâches non anticipées sur la biomécanique des changements de direction (Brown et al., 2014; Giesche et al., 2021). Cependant, ces modifications électromyographiques et cinématiques ne semblent pas avoir d'impact direct sur les variables cinétiques du genou puisqu'aucune différence n'a été observée à ce niveau entre les deux conditions. Ces résultats sont contradictoires avec les plusieurs revues systématiques qui révèlent l'existence d'effets délétères qualifiés de « triviaux à modérés » en conditions non anticipées sur la biomécanique du membre inférieur (Brown et al., 2014; Giesche et al., 2021).

La première explication sur ces discordances provient du fait que les changements de direction spécifiques au handball sont différents de ceux réalisés dans d'autres sports tel que le

football par exemple (Mok et al., 2017). Par exemple, le valgus et la rotation de genou sont beaucoup plus marqués au handball qu'au football. De même les moments articulaires mesurés au niveau de la cheville sont plus importants au handball. Il n'est pas possible de dresser une liste exhaustive des différences cinématiques et cinétiques mesurées entre les deux sports, mais les travaux de Mok et al. (2017) indiquent que les changements de direction ne sont pas comparables d'un sport à l'autre. Ainsi, dans la mesure où il s'agit du premier travail évaluant le comportement de handballeurs lors de situations non anticipées, l'absence de différences cinétiques entre les deux conditions pourrait provenir de la nature de la tâche motrice spécifique à la pratique.

La seconde hypothèse explicative repose sur la nature et la manière dont l'imprédictibilité du débordement a été induit. En observant en détails les protocoles de recherche qui ont comparé les deux types de tâches (anticipée vs non anticipée), on note que contrairement à ce qui a été réalisé dans ce travail lors des tâches anticipées, le signal indiquant le changement de direction était présenté aux sujets dès le début de la course d'élan (Almonroeder et al., 2015; Besier et al., 2001). Dans ce contexte, la tâche planifiée autorise un temps suffisant de traitement de l'information qui permet au sujet de se préparer et mettre en place une stratégie motrice efficace et sécuritaire (Brown et al., 2014). Pour ces auteurs, une tâche « prévue » est synonyme d'anticipation et de planification préalable, contrairement à une tâche « imprévue » qui fait référence à une situation non anticipée, en réaction à un signal. Pour ce travail, même si les sujets connaissaient la nature de la tâche à réaliser (changer de direction), celle-ci devait être systématiquement initiée en réponse au stimulus visuel présenté 600 ms avant la plateforme. En d'autres termes, si le sujet sait quelle tâche il doit réaliser, il ne décide pas quand enclencher la commande effectrice. Dans ce contexte, le comportement moteur des sujets diffère de celui observé en réponse à une tâche anticipée plus classique, pour laquelle les contraintes temporelles sont faibles (*i.e.* le sujet peut organiser son mouvement comme il le souhaite). Ainsi, même si le type de mouvement est connu en avance par le sujet, la situation de  $CUT_{ant}$  de cette étude est en réalité plus proche des situations en réaction à un signal (Wilke et al., 2020). Les notions de préparation et de planification du mouvement intègrent la capacité du SNC à pouvoir lever à la fois les incertitudes spatiales (quoi faire ?) et temporelles (quand déclencher l'action ?). Dans le cas présent, même si les sujets planifiaient la réalisation d'un changement de direction, le déclenchement moteur n'était pas totalement décidé par les participants. Lors de situations réelles, même si le joueur maintient la tâche planifiée en amont, le déclenchement de la réponse motrice reste dépendante de l'environnement extérieur et plus

particulièrement du comportement de l'adversaire. Ceci rapproche cette situation de celle dite « anticipée » mise en place pour ce travail. Ainsi, une incertitude temporelle peut potentiellement conduire l'athlète à mettre en place des stratégies plus proches d'une situation « non anticipée ». De nouvelles études semblent nécessaires pour comparer l'effet de ce type de tâche par rapport à une tâche totalement planifiée.

La comparaison des stratégies proprioceptives a permis d'identifier plusieurs éléments associés à une augmentation des contraintes biomécaniques sur le LCA chez les sujets rigides. En effet, ils présentent une tendance à l'hyperflexion dorsale de cheville (*i.e.* attaque arrière-pied) qui devient significative en fin de phase d'appui (**Figure 4.13**). Ce comportement entraîne une diminution des capacités d'absorption de la cheville et majore les contraintes en abduction de genou ainsi que le risque de lésion du LCA (David et al., 2017; Donnelly et al., 2017) (voir Chapitre 2). Cependant, la tendance à l'hyperflexion dorsale se retrouve sur l'ensemble de la fenêtre temporelle étudiée et la différence entre les deux groupes ne devient significative qu'en fin d'appui (180 ms environ après IC), alors que le mécanisme lésionnel survient dans les 100 ms qui suivent la pose du pied.

Les sujets avec un profil proprioceptif rigide présentent une rotation médiale de la cheville plus marquée avant la pose du pied au sol ( $\approx 200$  ms). Ce comportement est considéré comme un facteur de risque important (Donelon et al., 2020) puisqu'il existe une forte relation entre la rotation médiale du pied et l'augmentation des contraintes en valgus du genou ( $r = 0.39$  ;  $p < 0.001$ ). En effet, les sujets qui présentent un moment d'abduction du genou excessif lors des manœuvres de CUT ont une rotation médiale du pied plus marquée que les sujets avec des moments d'abduction normaux (Sigward & Powers, 2007, 2006). Une augmentation de la rotation médiale au contact initial ( $14.7 \pm 0.9^\circ$  vs.  $5.5 \pm 1.2^\circ$ ) a également été retrouvée chez des sujets avec des moments d'abduction de genou importants (Jones et al., 2015). En effet, lors de la phase d'appui, la rotation médiale amène en le genou dans une position plus médiale que celle du vecteur des forces de réaction au sol et induit une position de valgus plus compromettante pour le LCA (Donelon 2020, Dos santos et al. 2021). Très récemment des travaux sur les changements de direction anticipés ont révélé qu'une rotation médiale du pied augmentait les pics angulaires i) d'abduction et de rotation médiale du genou et ii) de rotation médiale et d'adduction de la hanche par rapport à une position neutre du pied. Il s'avère également que la rotation médiale du pied augmente les moments maximum d'abduction et de rotation médiale du genou, ce qui majore le risque de rupture du LCA (Nishizawa et al., 2022). Le mécanisme lésionnel est consécutif à une rotation médiale du tibia qui survient juste après

la pose du pied au sol (Koga et al., 2010). La rotation médiale de la cheville est également plus marquée chez les individus rigides juste après la pose du pied au sol (dans les 100 ms après IC). A cet instant supposé de la rupture du LCA, une rotation médiale du pied proche de 2° en moyenne est observée (Koga et al., 2017), ce qui correspond aux valeurs les plus faibles mesurées chez les sujets rigides dans ce travail (**Figure 4.13**). A l'inverse, les sujets plastiques placent leur cheville en rotation latérale, position qui n'est jamais décrite lors des mécanismes lésionnels. L'ensemble de ces éléments biomécaniques laissent supposer un risque de blessure plus marqué chez les sujets rigides.

L'analyse des données électromyographiques (EMG) montre que les sujets plastiques activent significativement plus le muscle semi tendineux (ST) en amont de la pose du pied au sol. Il est aujourd'hui bien établi qu'une diminution de la pré activation des ischios jambiers médiaux prédispose à une rupture du ligament croisé chez les handballeurs (Zebis et al., 2021, 2009). Plus précisément, ces études prospectives ont révélé une diminution de 38% du risque traumatique lorsque le niveau de pré activation du ST augmente de 10% du niveau de force maximale volontaire. Le rôle du semi tendineux dans la protection articulaire s'explique par sa fonction d'adducteur du genou, antagoniste du valgus et du moment externe d'abduction de genou (Buchanan et al., 1996; Zebis et al., 2009). De plus, il permet de limiter les contraintes sur le LCA consécutives à la translation antérieure du tibia sous le fémur (Kernozek & Ragan, 2008). Optimiser le recrutement du ST semble donc être une stratégie pertinente pour limiter la survenue de blessures. Plusieurs travaux ont mis en avant l'intérêt de programmes de renforcement permettant d'améliorer le recrutement neuromusculaire des ischios jambiers médiaux en amont de la pose du pied (Zebis et al., 2016, 2013, 2008) afin de garantir une bonne stabilité articulaire du genou lors des situations à risque (Besier et al., 2003, 2001). En effet, en raison de la latence (supérieure à 100 ms) de la boucle réflexe mécano-sensorielle et du délai électromécanique des ischios jambiers, le recrutement musculaire doit se faire en amont du contact initial pour contrer efficacement les forces externes mettant en contraintes le LCA lors de la pose du pied au sol (Dyhre-Poulsen & Krogsgaard, 2000). Le faible recrutement du ST chez les rigides peut traduire un risque de blessure accru lors de situations de jeu. Il est intéressant d'observer chez ces sujets, le « rebond » d'activation maximal du ST qui intervient 50 ms après la pose du pied au sol (**Figure 4.14**) et qui peut s'interpréter comme un mécanisme compensatoire de stabilisation articulaire. Toutefois, ce recrutement « retardé » au moment supposé de la lésion ne permet pas une protection efficace car il survient lors d'une phase de travail concentrique des ischios jambiers qui n'autorise pas la production d'une force suffisante

pour stabiliser le genou (Simonsen et al., 2000; Zebis & Bencke, 2018). Cette commande suboptimale des ischios jambiers par un recrutement aberrant et retardé a été mise en évidence dans une précédente étude lors de phases de rééquilibration posturale (Picot et al., 2022c). D'un point de vue temporel, les travaux ayant identifié le rôle du ST dans le risque de blessures indiquent une diminution de pré activation du ST plus proche de la pose du pied au sol (50 ms et 10 ms) (Zebis et al., 2021, 2009). Toutefois, la méthodologie statistique utilisée ne permet pas de comparer les sujets en dehors des périodes temporelles fixées par les auteurs, il est donc possible que des différences existent également hors des périodes analysées dans les études précédentes. C'est l'intérêt de la méthode SPM utilisée dans ce travail et qui a permis d'élargir la fenêtre d'analyse et notamment d'étudier la phase de freinage en amont de la pose du pied conformément aux interrogations de Donelon et al. en 2020.

Les analyses qui concernent le muscle quadriceps révèlent également des différences significatives en fonction du profil proprioceptif des individus. Les sujets rigides pré-activent moins le VL 150 ms en amont de la pose du pied et le recrutent plus 75 ms après le contact initial. Cette contraction au cours de l'appui survient au moment où, chez ces sujets, la cheville est positionnée en rotation médiale plus marquée que les individus plastiques. Brown et al. (2014) indiquent qu'une activation du quadriceps couplée à une rotation médiale du pied augmentent drastiquement les contraintes sur le LCA. Une activité dominante du quadriceps lors de l'appui augmente les forces de traction antérieures du tibia (Bencke et al., 2018; Kiapour et al., 2016; Koga et al., 2010) notamment dans les phases où le genou est proche de l'extension ( $\approx 30^\circ$ ). Cette suractivation musculaire observée chez les sujets rigides est aujourd'hui est unanimement considéré comme un facteur de risque pour le LCA (Demorat et al., 2004; Hewett et al., 2017; Pappas et al., 2016; Zebis et al., 2009).

Enfin, les résultats mettent en évidence que les sujets rigides recrutent significativement plus le muscle moyen fessier 50 ms avant le contact initial. A ce jour, le lien entre la préactivation du GM et le risque de blessure n'est pas clairement établi. En effet, bien que les muscles abducteurs de hanche semblent avoir un rôle important dans la diminution des contraintes sur le LCA lors des manœuvres de CUT (Khayambashi et al., 2016), la méta analyse de Cronström et al. (2016) ne met pas en évidence de lien direct entre l'activation du moyen fessier et le moment d'abduction maximal de genou. Cette absence de consensus est certainement liée au fait qu'il n'existe pas de corrélation entre la force maximale isométrique produite par les moyens fessiers et leur niveau d'activation EMG lors des phases de CUT (Husted et al., 2018). Il s'avère en effet que les sujets présentant une faible force isométrique en abduction et rotation

latérale de la hanche recrutent plus le moyen fessier (Homan et al., 2013; Nguyen et al., 2011). Les auteurs suggèrent que les individus dont les muscles présentent un faible niveau de production de force compensent par une augmentation de la commande nerveuse. Dans la mesure où la force musculaire des abducteurs de la hanche influence indirectement le mouvement de valgus du genou en modifiant les commandes motrices, cette augmentation des niveaux d'activation nerveuse entraîne une sensibilité accrue à la fatigue musculaire. Lorsque la hanche est en flexion, ce qui est le cas lors d'une manœuvre de débordement, la partie antérieure du moyen fessier contribue à augmenter le mouvement de rotation médiale, ce qui majore les contraintes en valgus sur le LCA (Delp et al., 1999). Zebis et al. indiquent à ce sujet que les muscles rotateurs externes de hanche (*i.e.* le grand fessier principalement) ont un rôle prédominant dans la protection du LCA et qu'un recrutement important du moyen fessier dans les changements de direction n'est pas une solution protectrice (Zebis et al., 2021, 2008). Les joueuses les plus à risque dans leurs travaux présentaient à la fois un plus faible ratio d'activation ischios/quadriceps et une pré activation plus importante du moyen fessier lors de changements de direction. Par ailleurs, il est intéressant de noter que les programmes de prévention ayant démontré une efficacité sur la survenue de rupture du LCA au handball entraînent une diminution de la pré activation du moyen fessier lors de situations à risque (Myklebust et al., 2003; Pollard et al., 2006; Zebis et al., 2008). L'ensemble des données issues des analyses EMG semble indiquer que de manière contre intuitive, pendant les changements de directions, une activité neuromusculaire élevée du moyen fessier n'est pas bénéfique pour la stabilisation articulaire du genou et peut traduire un comportement plus à risque pour le LCA chez les sujets rigides.

Finalement, les données expérimentales indiquent qu'il existe des différences biomécaniques et neuromusculaires en fonction des stratégies proprioceptives. Bien que des études avec un schéma prospectif soient nécessaires pour établir clairement la notion de facteur de risque, il apparaît que les individus plastiques présentent une organisation biomécanique et neuromusculaire considérée comme plus sécuritaire pour le LCA. Ces sujets présentent également des performances posturales dynamiques au SEBT considérées comme moins à risque que les sujets rigides. Les données de ce travail sont originales puisqu'à notre connaissance il s'agit de la première expérimentation de débordements au handball en conditions non anticipées et utilisant la méthode SPM. Cet outil statistique est de plus en plus utilisé dans les analyses biomécaniques, et notamment dans le contexte des ruptures du LCA lors de manœuvres de CUT (David et al., 2018; Smeets et al., 2019).

## **Conclusion**

Il apparaît que le profil proprioceptif influence le comportement biomécanique des sujets lors de tests et de tâches fonctionnelles proches des situations de blessures. Les individus rigides présentent des caractéristiques biomécaniques et neuromusculaires considérées comme néfastes pour le risque de blessure. Des études prospectives sur de larges cohortes sont nécessaires pour confirmer l'implication des stratégies proprioceptives posturales dans la survenue de lésions du LCA.



# Chapitre 5 : Discussion générale, ouvertures et applications pratiques

L'objectif de ce travail de thèse consistait à évaluer l'influence de l'intégration proprioceptive sur le comportement moteur d'individus sains dans le contexte du risque de rupture du LCA. Pour cela, nous avons dans une première expérimentation (étude 1), cherché à caractériser les capacités de repondération proprioceptive lors de tâches posturales chez une population de jeunes handballeurs de haut niveau. Sur une surface instable, la fiabilité des signaux proprioceptifs originaires de cheville diminue en raison de la discordance entre l'angle de la cheville et les déplacements posturaux dans le plan sagittal notamment (Ivanenko et al., 2000, 1999). Les résultats obtenus ont permis d'identifier deux stratégies proprioceptives chez trente-cinq athlètes (Picot et al., 2022c). D'une part, des sujets qualifiés de *plastiques*, capables d'ajuster le recours préférentiel aux différents signaux proprioceptifs en fonction de la condition posturale. D'autre part des individus *rigides* qui, sur une surface instable, conservent une stratégie posturale basée préférentiellement sur les afférences provenant de la cheville bien que leur fiabilité soit dégradée. D'importantes différences posturales ont également été observées entre ces deux populations, notamment sur les capacités de pondération et de réintégration proprioceptive. Les données ont par ailleurs révélé des variations importantes de recrutement du muscle semi tendineux, lui-même fortement impliqué dans le risque de rupture du LCA. L'ensemble de ces résultats indique que les stratégies proprioceptives utilisées impliquent d'importantes différences du comportement moteur et postural. En d'autres termes, les capacités d'intégration des signaux afférents semblent avoir un impact direct sur le versant efférent et la commande posturale impliquée dans le risque de blessure.

Suite aux résultats de cette première expérimentation, plusieurs questions ont émergé :

- Est que ces deux profils proprioceptifs se retrouvent dans une autre population de handballeurs ? si oui, dans quelle proportion ?
- Est-ce que le sexe influence la stratégie proprioceptive ?
- Quel est l'impact de cette plasticité sensorielle sur le comportement moteur des athlètes lors de situations proches du mécanisme lésionnel ?

Une seconde expérimentation (étude 2), destinée à évaluer l'influence de la plasticité proprioceptive sur la biomécanique et le recrutement neuromusculaire lors de tâches

fonctionnelles a donc été mise en place chez 47 autres handballeurs. Les résultats, qui confirment ceux du travail précédent (*i.e.* l'existence de ces deux profils proprioceptifs) ont surtout révélé que les sujets rigides présentaient un comportement moteur considéré comme plus à risque lors de changements de direction rapides (anticipés et non anticipés) ainsi que lors de la réalisation du Star Excursion Balance Test.

Au final, au sein d'un panel constitué de 81 jeunes handballeurs sains, les données ont permis d'identifier deux stratégies proprioceptives et ont confirmé l'existence d'une variabilité importante en termes de plasticité proprioceptive. En définissant les individus selon l'évolution de leur RP<sub>w</sub> (*plastiques* <95 % et *rigides* >105 %), 43 sujets plastiques (53 %) et 25 sujets rigides (31 %) ont pu être identifiés (**Tableau 5.1**). Treize sujets (16 %) n'ont pas pu être catégorisés puisque 11 sujets (13 %) présentaient une évolution du RP<sub>w</sub> comprise entre 100 et 105% et 2 athlètes (2 %) entre 95 et 100 %.<sup>5</sup> Le choix du seuil élargi (<95 et >105 %) a été décidé en amont de l'expérimentation n°2 afin de limiter l'erreur de mesure liée au calcul du RP<sub>w</sub> (Kiers et al., 2014). D'autres méthodes, utilisant par exemple les analyses par regroupement (cluster) à partir des données posturales pourraient également permettre de séparer les sujets en fonction de leur stratégie proprioceptive (Baige et al., 2020). En prenant en compte la variabilité inter-individuelle au sein d'une population, ce type d'analyse multivariée permet en effet de catégoriser des sous-groupes d'individus présentant des caractéristiques posturales similaires. De nouvelles analyses statistiques sur notre échantillon pourraient permettre de mieux comprendre l'influence de la plasticité proprioceptive sur le comportement moteur des athlètes.

## Nouveaux résultats préliminaires

La comparaison des données obtenues dans les deux populations révèle que les sujets étaient significativement plus jeunes dans la première expérimentation ( $15 \pm 1$  vs  $18.7 \pm 2$  ans,  $p < 0.001$ ). Cependant, on ne retrouve pas de différence pour les valeurs de RP<sub>w</sub> sur sol stable ( $0.76 \pm 0.2$  vs  $0.78 \pm 0.2$ ) et instable ( $0.63 \pm 0.2$  vs  $0.71 \pm 0.2$ ) entre l'étude 1 et 2 respectivement. De même, les capacités de repondération sont similaires dans les deux études, que ce soit chez

---

<sup>5</sup> L'utilisation d'une valeur seuil de 100 % comme pour l'expérimentation n°1 aurait conduit à qualifier 45 sujets (56 %) de plastiques et 36 (44 %) de rigides.

les individus rigides (évolution du  $RP_w$  de  $110.9 \pm 13 \%$  et  $119.9 \pm 21 \%$ ) ou plastiques ( $71.6 \pm 18 \%$  vs  $72.3 \pm 11 \%$ ).

L'analyse totale de l'échantillon total ne révèle pas d'interaction significative du sexe sur le profil proprioceptif, quelle que soit la valeur seuil utilisée (**Tableau 5.1**). Dans la mesure où il s'agit uniquement de jeunes sportifs sains et que les principaux paramètres qui influencent l'intégration proprioceptive (antécédents de blessures, âge ou encore le niveau de fatigue) ont été contrôlés, nous n'avons à ce jour pas d'explications précises sur l'origine de cette variabilité de plasticité sensorielle (Claeys et al., 2011; Ito et al., 2018; Johanson et al., 2011; Pinto et al., 2020).

**Tableau 5.1.** Caractéristiques de la population totale (moyenne  $\pm$ écart type) en fonction du profil proprioceptif.  $RP_w$ = ratio de pondération proprioceptive.

	Profil proprioceptif				Taille d'effet
	Total (n=68)	Plastique (n=43)	Rigide (n=25)	p-value	
Filles/Garçons	36/32	23/20	13/12	0.906	0.014
Age (années)	16.9 ( $\pm 2.6$ )	16.7 ( $\pm 2.5$ )	17.4 ( $\pm 2.8$ )	0.317	-0.253
Taille (m)	1.75 ( $\pm 0.1$ )	1.7 ( $\pm 0.1$ )	1.8 ( $\pm 0.1$ )	0.626	-0.123
Masse (kg)	68 ( $\pm 10.9$ )	68 ( $\pm 11.2$ )	68 ( $\pm 10.7$ )	0.968	0.010
IMC	22.1 ( $\pm 2.4$ )	22.2 ( $\pm 2.6$ )	21.9 ( $\pm 2.3$ )	0.576	0.141
$RP_w$ sur sol stable	0.77 ( $\pm 0.16$ )	0.8 ( $\pm 0.16$ )	0.71 ( $\pm 0.15$ )	<b>0.024</b>	0.582
$RP_w$ sur sol instable	0.67 ( $\pm 0.2$ )	0.62 ( $\pm 0.19$ )	0.76 ( $\pm 0.2$ )	<b>0.006</b>	-0.722
Evolution $dRP_w$ (%)	91.4 ( $\pm 28.9$ )	73.4 ( $\pm 15.2$ )	122.4 ( $\pm 18.4$ )	<b>&lt;0.001</b>	-2.982

Les prédispositions individuelles en termes d'acuité, d'intégration proprioceptive et de contrôle postural sont encore mal comprises, mais semblent principalement liées à l'apprentissage moteur (Paillard, 2017; Paillard et al., 2021). Il est aujourd'hui admis que l'entraînement régulier et les pratiques sportives antérieures conduisent à une amélioration de la fiabilité des signaux proprioceptifs et de l'intégration centrale des informations provenant de la cheville (Han et al., 2015b, 2015a). Dans la mesure où tous les sujets inclus étaient de jeunes handballeurs avec un niveau de jeu, de volume d'entraînement et de nombre d'années de pratique très homogènes, il semble peu probable que la variabilité constatée puisse être attribuée uniquement à ce facteur. Bien que plusieurs auteurs suggèrent l'hypothèse d'une influence

génétique sur les stratégies posturales et les performances proprioceptives (Baker et al., 2003; Han et al., 2015b; Missitzi et al., 2018), la notion d'habilité motrice générale ainsi que la variabilité des stratégies posturales semblent liées à des processus d'apprentissage moteurs issus d'expériences sensorielles lors du développement embryonnaire jusqu'à l'âge adulte (Dusing, 2016; Takahashi et al., 2021). La capacité motrice générale (General Motor Ability) est une ancienne théorie récemment revisitée qui définit la compétence motrice d'un individu comme une construction unidimensionnelle, émergente et fluide tout au long de la vie d'un individu qui est influencée par l'interaction de facteurs biologiques (génétiques) et environnementaux (Hands et al., 2018). De nouvelles études sont nécessaires pour comprendre l'origine des différents profils proprioceptifs au sein d'une population de jeunes sportifs sains et plusieurs hypothèses peuvent émerger.

Tout d'abord, les capacités de repondération pourraient dépendre directement de l'acuité proprioceptive de chaque zones anatomiques (Pinto et al., 2020). Il est envisageable que les individus rigides aient une acuité proprioceptive lombaire altérée par rapport aux sujets plastiques, obligeant leur SNC à limiter le recours aux signaux provenant de cette région, même sur une surface instable. Une notion qui supporte cette hypothèse est que l'acuité proprioceptive de la cheville est supérieure chez les sportifs de haut niveau (Han et al., 2015b). En effet, les données révèlent que les participants inclus dans ce travail utilisent préférentiellement les signaux provenant de la cheville, quel que soit le type de surface d'équilibration ( $RP_w$ : 0.77 sur sol stable et 0.67 sur sol instable). Ces valeurs, notamment sur plan instable, sont bien supérieures à celles retrouvées dans d'autres populations saines (Brumagne et al., 2008; Claeys et al., 2015, 2011; Forestier et al., 2015; Johanson et al., 2011; Pinto et al., 2020) (voir **Tableau 3.3**).

Il est également important de considérer que les sujets recrutés étaient de jeunes athlètes, en particulier dans la première étude ( $15 \pm 1$  an). La plasticité du SNC au cours de l'enfance est substantielle (Spear, 2013) et le développement des capacités de contrôle postural liées à l'intégration et à la repondération sensorielle semble se stabiliser à l'adolescence (Assaiante, 2012; Busquets et al., 2018; Cuisinier et al., 2011; McKay et al., 2014; Peterka & Black, 1990; Sá et al., 2018). Les travaux utilisant la vibration tendineuse révèlent en effet que ces capacités se développent chez les enfants autour de 10 ans (Cuisinier et al., 2011; McKay et al., 2014) et que leur niveau d'utilisation devient comparable à celui des adultes vers 12 ans (Peterka & Black, 1990; Peterson et al., 2006). En effet par rapport aux adultes, les réponses posturales à la vibration sont plus faibles chez les enfants jusqu'à 10-12 ans ainsi que chez les sujets âgés

(Busquets et al., 2018; Ito et al., 2018; McKay et al., 2014), avec également une acuité proprioceptive plus limitée chez ces populations (Proske & Gandevia, 2012). Néanmoins, le réseau de connexions fonctionnelles entre les zones impliquées dans l'intégration proprioceptive lors de l'application de la vibration semble encore évoluer au cours de l'adolescence (Cignetti et al., 2017).

Il existe par ailleurs une évolution importante et rapide de la laxité durant cette période (Wild et al., 2012) qui nécessite une adaptation fine du contrôle neuromusculaire afin de stabiliser l'articulation de manière optimale (Seil et al., 2018a). La laxité ligamentaire influence ainsi la proprioception et le contrôle postural au cours de l'adolescence (Mebes et al., 2008; Rozzi et al., 1999; Sahin et al., 2008; Wolf et al., 2011). Une étude réalisée chez des sujets ayant subi une reconstruction du LCA a révélé qu'une laxité articulaire importante entraînait une augmentation de l'activité EEG du cortex somato-sensoriel lors de la mise en tension du ligament par rapport au côté sain et à des individus contrôles (An et al., 2019). Cette augmentation du traitement des informations afférentes serait destinée à améliorer la perception proprioceptive de l'articulation lésée. Ceci afin de réguler de manière plus précise les commandes motrices responsables de la stabilisation du genou (Swanik, 2015). Les travaux de Wild et al. (2016) ont également révélé que les adolescentes pubères au cours de leur poussée de croissance modifiaient leurs stratégies motrices lors de réceptions de sauts. La même équipe a mis en évidence que les adolescentes saines présentant une laxité importante du genou utilisaient une stratégie motrice compensatoire (*i.e.* une augmentation de la pré activation du semi tendineux) visant à améliorer la stabilité articulaire (Wild et al., 2017). Une différence de maturité biologique pourrait ainsi expliquer les différences de  $RP_w$  observées entre les deux groupes ainsi que le comportement biomécanique et neuromusculaire dans les tâches fonctionnelles. Bien que l'âge des sujets soit identique dans les groupes (*plastique* et *rigide*), il semblerait pertinent de comparer le stade pubertaire ainsi que la laxité des athlètes. En effet l'évolution de la laxité au cours de l'adolescence est variable entre les individus et semble dépendre du statut pubertaire, notamment chez les jeunes sportifs (Quatman et al., 2008). De grandes différences interindividuelles entre l'âge chronologique et l'âge squelettique (ou biologique) existent chez les adolescents. Dans la mesure où notre population se composait de jeunes athlètes, il est possible que la maturation physiologique ne soit pas homogène et puisse influencer les stratégies proprioceptives. La compréhension de l'environnement biologique des jeunes sportifs permettrait de mieux évaluer l'influence des processus de maturation

neurologique et tissulaire dans le contexte des lésions du LCA (Colyer et al., 2022; Mouton et al., 2015; Seil et al., 2018a).

Les travaux menés dans cette thèse sont à notre connaissance les premiers à mettre en évidence l'existence de deux stratégies proprioceptives posturales. Plusieurs travaux avaient au préalable identifié des diminutions de la capacité de repondération proprioceptive en lien avec l'âge des sujets, la survenue de fatigue ou de pathologies (Brumagne et al., 2008, 2004; Claeys et al., 2011; Ito et al., 2018). Cependant nos données ont permis d'identifier une absence complète de ré allocation proprioceptive chez une partie de la population. Cette incapacité de contrôle multi segmentaire traduit finalement une diminution de l'adaptabilité et de la variabilité des stratégies posturales. Cette absence de plasticité entraîne une diminution du recours aux signaux proprioceptifs originaires de la région lombaire lorsque les conditions environnementales l'imposent.

De nombreux travaux se sont intéressés à l'utilisation des informations proprioceptives en provenance de cette région, notamment dans le placement médio-latéral du pied lors de tâches posturales statiques ou au cours de la marche (Bruijn Sjoerd & van Dieën Jaap , 2018). Rankin et al. ont notamment montré que le placement du pied oscillant au moment de la pose d'appui dépend des informations proprioceptives originaires de la hanche en charge (Rankin et al., 2014). Ces auteurs mettent en avant l'existence d'une stratégie neuro-mécanique de stabilisation de la marche basée sur un contrôle actif du placement du pied dans le plan frontal. Le positionnement médio latéral du pied est ajusté en fonction de la projection du centre de masse afin d'assurer une stabilité dans le plan frontal (Hof et al., 2010, 2005). Les afférences proprioceptives de la région lombaire semblent donc jouer un rôle prédominant puisqu'elles renseignent à la fois sur le placement du bassin lors de la phase d'appui (en chaîne cinétique fermée) mais également sur la position du membre oscillant (en chaîne cinétique ouverte) (Roden-Reynolds et al., 2015).

L'application de vibration tendineuse au niveau du moyen fessier en position bipodale entraîne une illusion de mouvement d'adduction de la hanche qui conduit les sujets à réaliser un glissement latéral vers le côté vibré (Popov et al., 1999). Cependant les résultats démontrent l'existence de sujets répondants ( $n=13/16$ ) et non répondants ( $n=3/16$ ) à la vibration sans apporter d'explication sur l'origine de cette variabilité. Aux vues des résultats de ce travail, nous pouvons formuler l'hypothèse que certains individus « non-répondants » pourraient présenter un profil proprioceptif rigide se traduisant par une diminution d'utilisation des

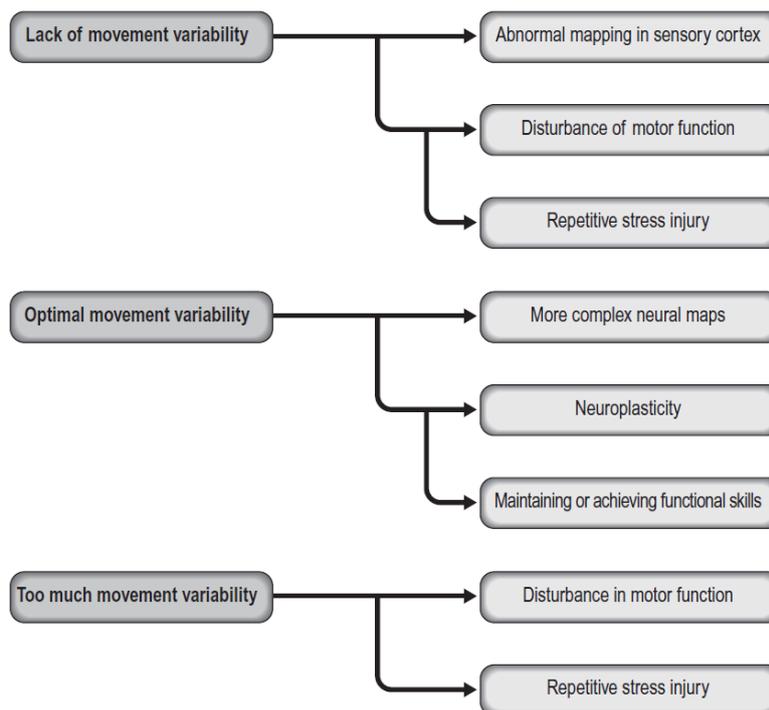
signaux d'origine lombaires. Une incapacité à utiliser les informations proprioceptives d'origine lombaire semble entraîner un comportement biomécanique plus à risque qui pourrait conduire à la survenue de blessure (Zazulak et al., 2007b). De nouvelles études sont nécessaires pour comprendre le lien entre stratégie proprioceptive et placement du pied lors de la marche et des changements de direction.

## De l'importance de la variabilité dans le contrôle moteur

*“It is not the strongest of the species, nor the most intelligent that survives. It is the one that is most adaptable to change.”* Charles Darwin.

La variabilité se définit comme un bruit superposé à un signal, où le signal correspond au mouvement prévu (*i.e.* optimal), et la variabilité se caractérise par un écart aléatoire autour de celui-ci (Newell et al., 1993; Stergiou & Decker, 2011). La notion de variabilité a longtemps été considérée comme un manque de stabilité du système, alors qu'elle est en réalité également synonyme d'adaptabilité des processus de contrôle moteur. Une quantité optimale de variabilité est essentielle pour le contrôle postural et l'apprentissage (Stergiou & Decker, 2011). Il s'agit en effet d'une propriété fondamentale des systèmes biologiques, si bien qu'une diminution de l'adaptabilité conduit à des systèmes rigides et immuables, considérés comme suboptimaux (Glasgow et al., 2013).

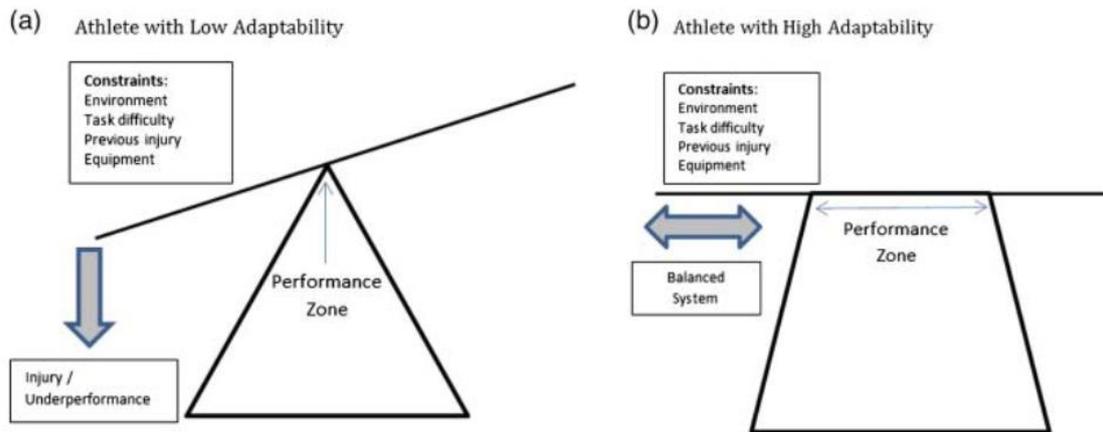
La plupart des atteintes du système musculo squelettique entraînent d'ailleurs une perte de cette adaptabilité posturale ou motrice (Claeys et al., 2011; Ito et al., 2018; Mahmoudian et al., 2016; Pinto et al., 2020; Shanahan et al., 2014). Les sujets ayant subi une rupture du LCA présentent par exemple une diminution de la variabilité dans leurs patrons de marche par rapport à des sujets sains (Moraiti et al., 2007), qui se traduit par une réduction des capacités de réponses fonctionnelles au changement (Paterno et al., 2013). De même, les sujets souffrants d'instabilité chronique de cheville ont une plus faible variabilité de mouvements de la hanche et de la cheville lors de réceptions de sauts (Brown et al., 2012). Cette rigidité du contrôle moteur des athlètes reflète un comportement plus prévisible et moins adaptable lors des situations complexes. A l'inverse, un excès de variabilité renvoie à des systèmes bruyants et instables qui conduisent à des irrégularités dans les commandes motrices (**Figure 5.1**).



**Figure 5.1.** Les différents niveaux de variabilité de mouvements (Brumagne et al. 2013).

D'un point de vue de la performance motrice, il est aujourd'hui admis que le ratio optimal de variabilité (*i.e.* le rapport signal/bruit) décrit une courbe en U inversée dont le sommet de la courbe se situe entre les deux situations extrêmes et correspond à l'équilibre entre les processus déterministes et stochastiques.

Un éditorial du *British Journal of Sports Medicine* intitulé « être capable de s'adapter à différents stimuli : le facteur clé de la prévention des blessures et des maladies ? », souligne le rôle fondamental des capacités de plasticité sensorimotrice dans le risque de blessures et la performance sportive (Glasgow et al., 2013). L'habileté des athlètes à effectuer des adaptations neurophysiologiques et comportementales rapides en réponse à des modifications de l'environnement semble être capitale pour éviter la survenue de blessures (**Figure 5.2**).



**Figure 5.2.** Schéma d'un athlète avec (a) une faible capacité d'adaptation, (b) une forte capacité d'adaptation (Glasgow et al. 2013).

Les tâches sportives complexes telles que les changements de direction face à un adversaire ou les réceptions de sauts sont des exemples d'actions motrices réalisées dans environnement instable et pourvoyeur de blessures. La capacité du SNC à choisir et repondérer les signaux provenant de différentes sources sensorielles permet d'assurer un contrôle postural optimal dans ce type de tâches (Brumagne et al., 2008; Peterka, 2018). Cependant, très peu d'études se sont intéressées au lien entre l'activité du SNC et son implication directe sur le comportement biomécanique dans le contexte des ruptures du LCA. Bonnette et al. (2019) ont comparé l'activité électroencéphalographique (EEG) basale des zones frontales et pariétales impliquées dans le contrôle moteur et attentionnel, chez des individus considérés à « haut » et « bas risque » pour la rupture du LCA à la suite d'un drop vertical jump. Le degré de déterminisme des signaux EEG reflète la capacité du SNC de maintenir un comportement stable et cohérent. A l'état de repos, une réduction de l'activité déterministe (ou une augmentation du comportement stochastique), peut traduire une incapacité à maintenir un état stable (Bonnette et al., 2020; Stergiou & Decker, 2011). A l'inverse, une forte activité électro corticale traduirait un comportement trop déterministe (*i.e.* rigide) du SNC associé à une incapacité à réagir et s'adapter aux modifications des stimuli externes (Kiefer & Myer, 2015). Les sujets à « haut risque » de rupture du LCA présentent une plus grande régularité et prédictibilité (comportement plus déterministe) du SNC, traduisant une diminution d'adaptabilité des individus (Stergiou & Decker, 2011). Ces auteurs suggèrent également que ce type de comportement accroît le risque pour l'athlète, notamment dans les situations de jeu où celui-ci doit réagir à des modifications de l'environnement via une réponse motrice adaptée. Une

activité EEG des zones responsables du contrôle sensorimoteur, de la demande attentionnelle et cognitive qui reflète un comportement rigide du système entraîne une incapacité de l'athlète à intégrer les informations et organiser une commande motrice optimale pour la stabilité articulaire au cours de l'action (Bonnette et al., 2020). Suite à un programme de prévention de 10 semaines basé sur du travail neuromusculaire, on observe par exemple une diminution du comportement déterministe des athlètes, avec des valeurs se rapprochant de celles des individus à « faible risque » (Kiefer & Myer, 2015). L'ensemble de ces résultats confirme le rôle du SNC, et notamment l'importance des capacités d'adaptation du système sensorimoteur dans le risque de survenue du LCA (Paterno et al., 2015).

Le terme de « plasticité proprioceptive » proposé dans ce travail, traduit la capacité du SNC à repondérer les signaux afférents et reflète son adaptabilité face aux changements de conditions d'équilibration. L'absence de repondération entraîne une stratégie de contrôle mono-articulaire rigide (par opposition à un contrôle multi segmentaire flexible), qui peut se révéler insuffisante et conduire à la survenue de pathologies (Brumagne et al., 2013). Une stratégie posturale inadaptée (*i.e.* basée sur des informations moins fiables) semble générer une commande motrice sous optimale pouvant compromettre la stabilité articulaire lors de la réalisation de tâches complexes. Les résultats de ce travail de thèse soulignent ainsi l'intrication entre l'intégration proprioceptive et le comportement biomécanique. En particulier, il semble que le manque de plasticité proprioceptive majore certains déterminants biomécaniques impliqués dans le risque de rupture du LCA (Donelon et al., 2020; Zebis et al., 2021).

La notion de temporalité joue un rôle important dans le mécanisme lésionnel. En effet le temps de réaction de l'athlète, la prise de décision et le délai de préactivation des ischio-jambiers sont au cœur de la problématique de blessure (Piskin et al., 2021; Zebis et al., 2021). En ce qui concerne les latences de repondération sensorielle, peu de données existent dans la littérature scientifique. Les réponses posturales consécutives aux perturbations sensorielles sont rapides (moins d'une seconde), mais il existe une variabilité importante dans les résultats. Assländer & Peterka (2014) ont mis en évidence des délais de 0.5-0.8 s, ce qui correspond à des latences relativement longues par rapports aux délais de 0.1-0.2 s constatés dans les études précédentes (Maurer et al., 2006; Peterka, 2002). Dans le cadre de ce travail, les latences d'activation EMG ou de réponses posturales n'ont pas été comparées entre les individus *plastiques* et *rigides*. De nouvelles analyses semblent pertinentes afin d'améliorer la compréhension des liens qui peuvent exister entre la repondération sensorielle et les éléments neurocognitifs et neuromusculaires associés au risque de blessures (Gokeler et al., 2021).

## L'intégration proprioceptive comme facteur de risque ? Quelles implications pour la prévention

Afin de limiter la survenue de blessures telles que les lésions du LCA, de nombreux programmes de prévention ont été mis en place (Arundale et al., 2018). Comme évoqué en introduction, l'efficacité d'un programme de prévention réside dans le respect de plusieurs étapes (**Figure 5.3**) basées sur la compréhension des données épidémiologiques, des facteurs de risques et des mécanismes lésionnels (Finch, 2006; van Mechelen et al., 1992). La deuxième étape concerne l'identification des facteurs de risques impliqués dans la lésion. Il existe à ce jour de nombreux facteurs de risque de rupture du LCA bien identifiés dans la littérature (voir Introduction générale) qui concerne les aspects anatomiques, hormonaux, biomécaniques et plus récemment l'implication du SNC (Collings et al., 2022; Hewett et al., 2017; Pappas et al., 2016; Shultz et al., 2019).

Model stage	TRIPP	van Mechelen et al 4 stage approach [1]
1	Injury surveillance	Establish extent of the problem
2	Establish aetiology and mechanisms of injury	Establish aetiology and mechanisms of injury
3	Develop preventive measures	Introduce preventive measures
4	"Ideal conditions"/scientific evaluation	Assess their effectiveness by repeating stage 1
5	Describe intervention context to inform implementation strategies	
6	Evaluate effectiveness of preventive measures in implementation context	

Figure 5.3. Modèle de Finch pour le développement des programmes de prévention.

Les résultats de ce travail de thèse doivent être replacés dans le contexte plus global de la prévention des blessures au handball et en particulier dans la deuxième étape de ces modèles. Pour un handballeur en situation de jeu, disposer de capacités d'intégration proprioceptive efficaces est essentiel, notamment la propension du SNC à sélectionner les signaux les plus fiables pour assurer un contrôle postural optimal. En plus des facteurs intrinsèques et extrinsèques bien identifiés, une réduction de plasticité proprioceptive combinée à de faibles performances neurocognitives pourraient engendrer des erreurs dans la commande motrice (voir Chapitre 1), aboutissant à un comportement biomécanique plus contraignant pour le LCA.

Le modèle proposé en conclusion de ce travail (**Figure 5.4**), adapté des travaux de Bahr & Krosshaug (2005) et Meuwisse et al. (2007), permet d'ajouter des éléments essentiels en lien avec le contrôle sensorimoteur dans la compréhension de la rupture du LCA. En effet, les connaissances actuelles sur la nature multifactorielle de la blessure (voir Introduction générale, **Figure 0.2**) font qu'une approche réductionniste est inadaptée pour décrire la survenue des pathologies sportives (Bittencourt et al., 2016). Lorsque l'on prend en compte la capacité d'adaptation de l'athlète à son environnement, en particulier lors de tâches complexes (Glasgow et al., 2013), la relation non linéaire et évolutive qui existe entre les facteurs de risque et la survenue des blessures fait sens. L'absence d'adaptation des sujets rigides en réponse à une modification des conditions de stabilité posturale ainsi que leur comportement biomécanique et neuromusculaire semblent conduire à un risque accru de lésions du LCA. Toutefois, la notion de facteur de risque est à ce jour encore spéculative puisque seules des études prospectives sur de larges cohortes permettraient de considérer la plasticité proprioceptive comme un facteur de risque avéré de blessure.

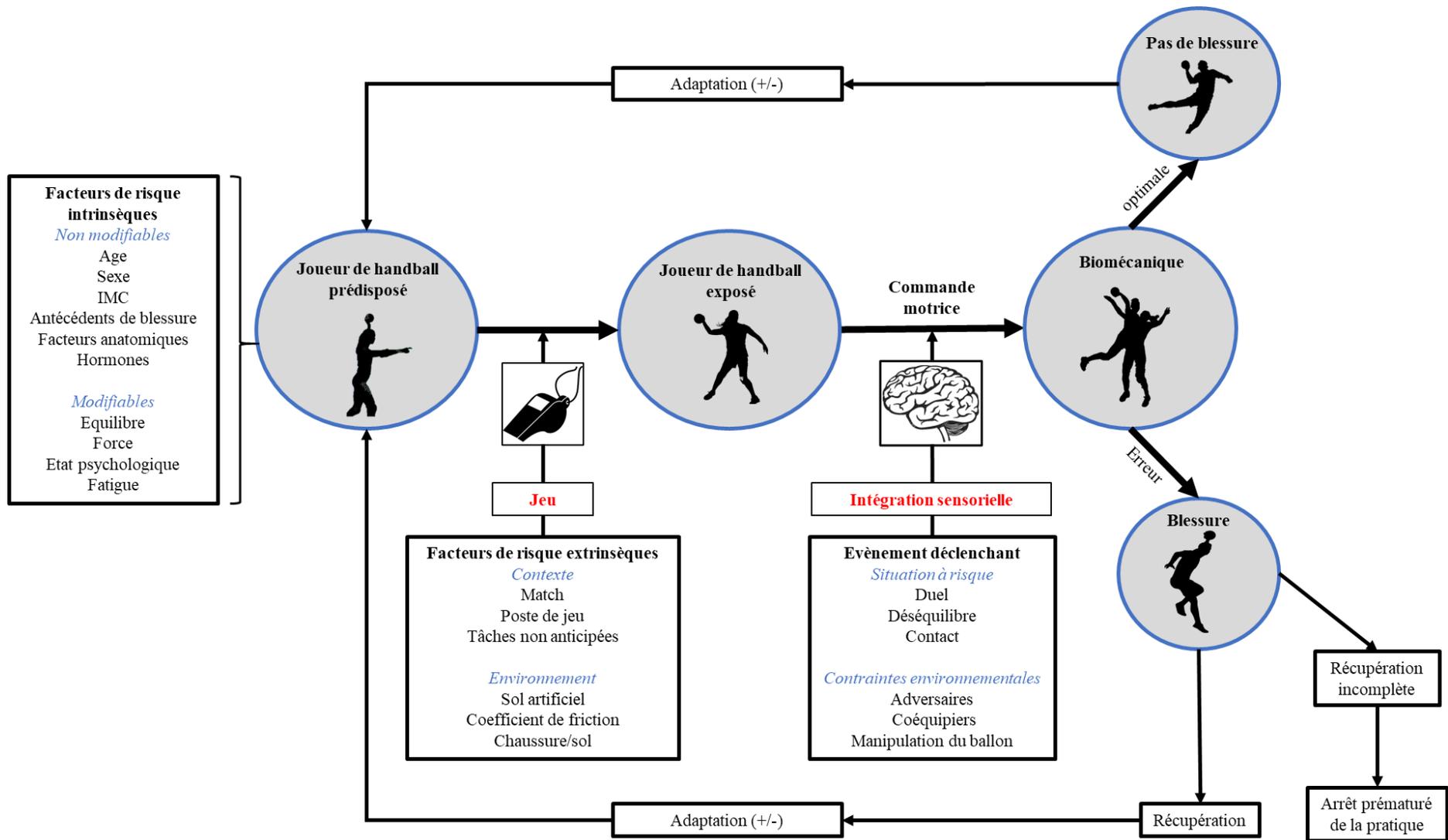


Figure 5.4. Modèle de compréhension de la survenue de blessure (adapté de Bahr & Krosshaug 2005 et Meeuwisse 1994).

## Applications pratiques des résultats

Les travaux menés dans le cadre de cette thèse avaient pour objectif (à court et moyen terme) une application pratique pour tous les acteurs qui gravitent autour de l'athlète. En effet, il est primordial de renouveler les moyens disponibles visant l'amélioration de la performance. Dans la mesure où la blessure est un déterminant majeur de la performance individuelle et collective (Hägglund et al., 2013; Williams et al., 2016), le développement d'outils destinés à l'identification et la prévention des facteurs de risques est essentiel.

### a) L'analyse vidéo comme outil d'évaluation de l'intégration proprioceptive

Le premier exemple de ce transfert vers la pratique est la validation de l'analyse vidéo en deux dimensions pour évaluer les capacités individuelles de réintégration proprioceptive (Picot et al., 2022a). L'utilisation d'outils simples et facilement accessibles tels que les smartphones largement utilisés aujourd'hui, permet d'évaluer avec une excellente fiabilité les capacités de repondération sensorielle des athlètes. Les données recueillies par le praticien sont aussi précises que celle obtenues via une plateforme de force et permettent, sans recours à une phase complexe de traitement du signal, de comparer les individus entre eux et/ou de manière longitudinale au cours de la saison. Il s'agit à notre connaissance de la première utilisation validée de l'analyse vidéo dans le cadre d'exploration neurophysiologique de ce type. D'autres perspectives d'analyses sont possibles sur des patients atteints de déficits d'intégration proprioceptive ou de troubles posturaux dans la mesure où la vidéo 2D reste encore peu utilisée dans ce domaine (Paillard & Noé, 2015). Des analyses complémentaires ont été réalisées afin de vérifier la capacité de l'analyse vidéo à identifier le profil proprioceptif des athlètes. Les résultats préliminaires indiquent que la validité discriminante de l'outil est bonne. En effet, une analyse comparative de moyenne pour échantillons indépendants révèle que suite à l'arrêt de la vibration, les individus plastiques ont une projection antérieure du lobe l'oreille (OVERSHOOT, voir Chapitre 3) significativement supérieure aux individus rigides ( $9.4 \pm 3.8$  cm vs  $6.7 \pm 2.6$  cm ;  $p=0.015$ ,  $d= 0.834$ ). La capacité de ce paramètre à distinguer les individus plastiques et rigides a été analysée sur l'échantillon de la première expérimentation au moyen d'une courbe ROC (Receiver Operating Curve). Cette méthode consiste à calculer la sensibilité et spécificité de chaque valeur de l'OVERSHOOT obtenue grâce à la vidéo. L'aire

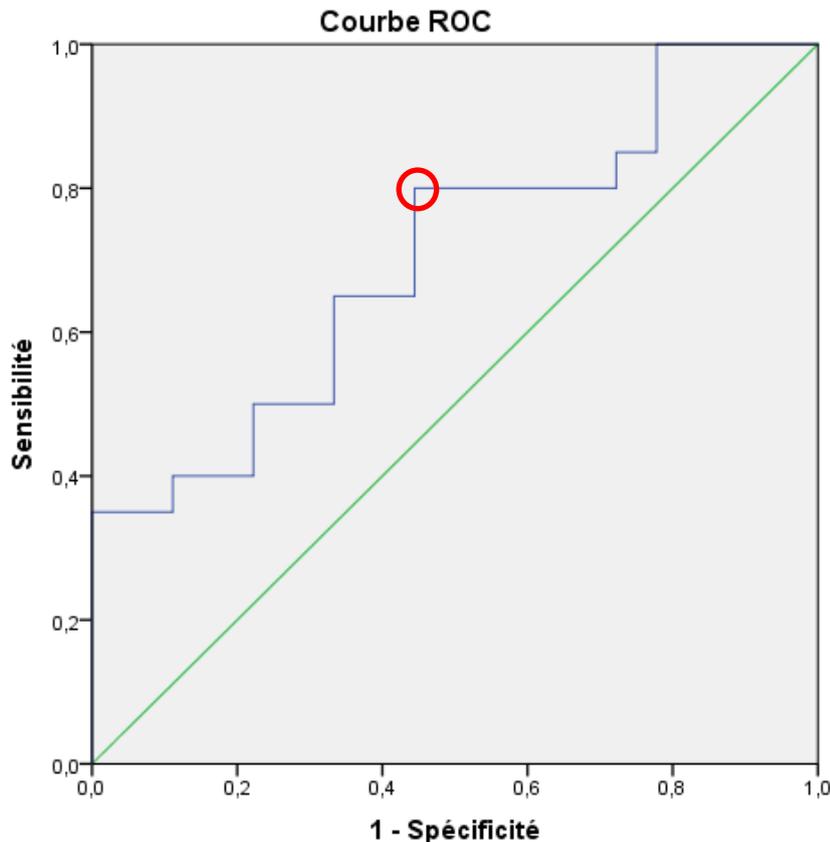
sous la courbe permet ainsi de calculer la précision totale de l'outil (Swets, 1979). Le calcul de l'indice  $J$  de Youden permet dans un second temps d'identifier la valeur seuil qui présente le meilleur compromis sensibilité/spécificité (Youden, 1950). Enfin, le calcul des ratios de vraisemblance positif et négatif ( $RV+$  et  $RV-$ ) permet d'évaluer d'une part la probabilité que le sujet soit « plastique » si le déplacement antérieur du lobe de l'oreille est supérieur à la valeur seuil :

$$RV+ = \frac{\text{sensibilité}}{(1 - \text{spécificité})}$$

et d'autre part la probabilité que le sujet soit « rigide » si le déplacement antérieur du lobe de l'oreille est inférieur à la valeur seuil :

$$RV- = \frac{(1 - \text{sensibilité})}{\text{spécificité}}$$

Les résultats indiquent que la capacité de l'analyse vidéo à distinguer les deux populations est acceptable puisque l'aire sous la courbe est de 0.70 ( $p=0.033$ ) avec une valeur seuil du déplacement du lobe de l'oreille de 6.3 cm (Index  $J$  de Youden =0.36, Sensibilité : 80 % et Spécificité : 56 % ;  $RV+ = 1.8$  et  $RV- = 0.36$ ) (**Figure 5.5**). Autrement dit, un sujet « plastique » à 1.8 fois plus de chance de présenter un OVERSHOOT supérieur à 6.3 cm à l'arrêt de la vibration qu'un individu « rigide ». De plus, un sujet « rigide » à 0.36 fois moins de chance qu'un sujet « plastique » d'avoir un OVERSHOOT inférieur à 6.3 cm. Dans ce domaine, de nouvelles études prospectives pourraient être menées afin d'évaluer les capacités prédictives de l'évaluation de la réintégration proprioceptive de la cheville mesurées au moyen de la vidéo.



**Figure 5.5.** Courbe ROC (en bleu) traduisant la capacité de l'analyse vidéo sur le déplacement antérieur du lobe de l'oreille) à distinguer les individus rigides et plastiques (aire sous la courbe= 0.70 : 95 % CI : 0.54-0.87 ;  $p=0.033$ ). La valeur seuil présentant l'indice de Youden le plus haut correspond à 6.3 cm (cercle rouge).

## b) Utilisation du SEBT

La mise à jour des recommandations d'utilisation pratique du Star Excursion Balance Test (Picot et al., 2021) est un autre exemple de transfert vers la pratique quotidienne. En effet, ce test de référence pour les praticiens est destiné à évaluer le contrôle postural dynamique du membre inférieur et identifier les individus à risque de blessures (Butler et al., 2013; Plisky et al., 2006; Smith et al., 2015; Stiffler et al., 2017). Cependant, il existe dans la littérature des divergences importantes dans les procédures et méthodes d'interprétation des résultats. La publication de recommandations de mise en pratique doit permettre d'améliorer son utilisation sur le terrain et aider les cliniciens dans l'évaluation de leurs athlètes (**Figure 5.6**).

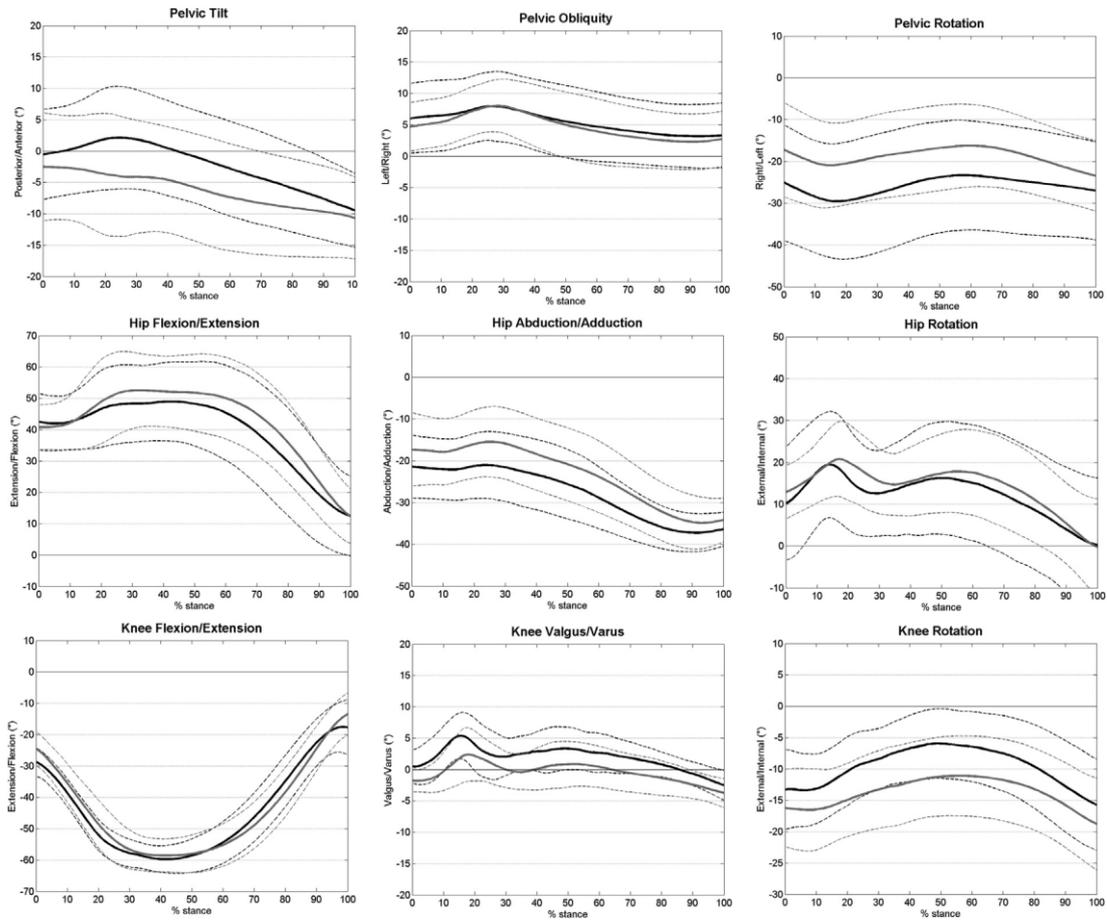
Important criteria	Recommendations
Number of directions	Three (ANT, PM, and PL) representing a “Y” instead of eight. <sup>13,16,31</sup> See the proposed compact versions (Figure 3).
Setup of the test	Demonstration prior to the test by the experimenter (or video). <sup>7,17</sup>
Number of familiarization trials	Four in each direction for both limbs, until familiarization with procedure. <sup>7,17</sup>
Number of recorded trials	Three per direction. <sup>7,17</sup> <i>Performances should be stabilized.</i> Switch from one leg to the other between each direction to avoid fatigue. <sup>18</sup>
Hand position	Hands should remain on the hips to target lower limb performance. <sup>14,21</sup>
Foot placement	Barefoot (or socks), the most distal aspect of the great toe on 0 (crossroad of three lines) during the entire procedure. Need to be standardized across studies. This method avoids possible foot placement errors. <sup>14</sup>
Failure criteria	(a) Subject falls or loses his/her balance (the reaching foot touch the ground). (b) Subject shifts his/her weight on the reach limb when contacting the floor or contacts the floor at multiple times or miss the tape measure. (c) Stance foot moves or heel rises or any part of the foot lifts from the ground. (d) Hands are removed from the hips.
Parameter	(a) Mean of the three trials for each direction and limb. <sup>46</sup> (b) Calculation of the composite score (mean of three directions) for normalized (in percentage) and nonnormalized (in centimeters) scores. (c) Qualitative analysis of the movement. <sup>56,57</sup>
Limb length normalization	Scores are expressed as a percentage of the tested lower limb length ( <i>from ASIS to medial malleolus preferably, or lateral malleolus</i> ). <sup>21</sup>

Note. ASIS = anterior and superior iliac spine; ANT = anterior; PL = posterolateral; PM = posteromedial; SEBT = Star Excursion Balance Test.

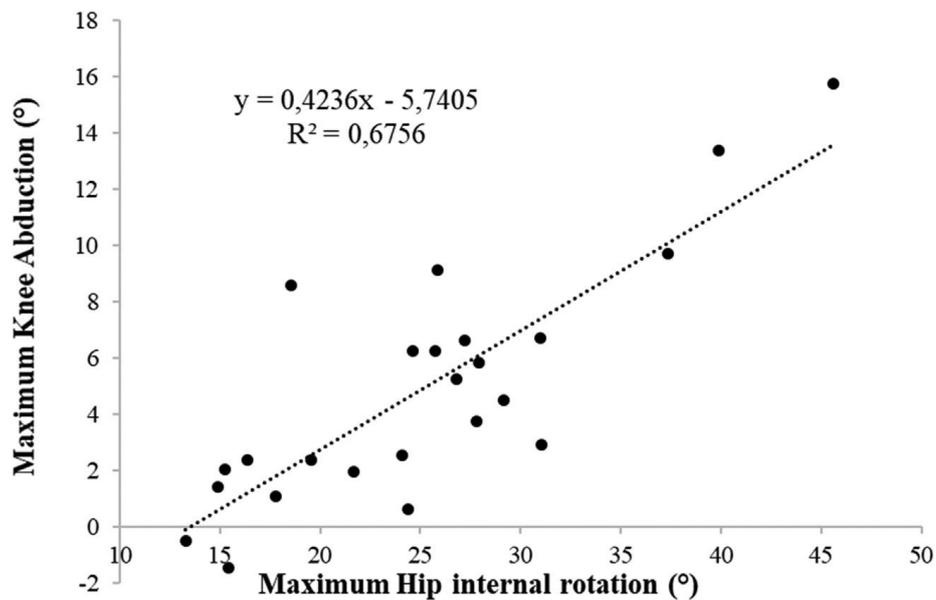
Figure 5.6. Mises à jour 2021 sur les recommandations d'utilisation du SEBT (Picot et al. 2021).

### c) Analyses biomécaniques hommes/femmes et implications pour la prévention

La publication des travaux sur les différences cinématiques entre les femmes et les hommes dans les manœuvres de débordement au handball (Picot et al., 2022b) est un dernier exemple de transfert de connaissances « vers le terrain ». En effet, à ce jour peu d'études ont comparé le comportement cinématique des handballeurs en fonction du sexe. Il s'agit pourtant de situations lésionnelles fréquentes présentant des caractéristiques différentes des autres sports classiquement étudiés comme le football par exemple (Mok et al., 2017). Les résultats publiés qui comparent l'orientation du bassin indiquent que les joueuses présentent un comportement biomécanique plus à risque que les hommes, sans que la vitesse d'approche ou l'angle de changement de direction n'ait été standardisés (Figure 5.7). De plus, la forte corrélation entre l'angle maximal de valgus de genou et la rotation médiale est un élément important pour la prévention des blessures (Figure 5.8). En effet, dans la mesure où il est possible de modifier certains éléments de la technique de changement de direction (Dempsey et al., 2009; Donnelly et al., 2012), l'identification de facteurs de risque chez les joueuses pourrait permettre aux techniciens de limiter l'incidence des blessures.



**Figure 5.7.** Données cinématiques (°) lors de la phase d'appui (%) chez les hommes (noir) et les femmes (gris). Les courbes pleines correspondent aux moyennes et les pointillées aux écarts-types.



**Figure 5.8.** Diagramme de corrélation entre la rotation interne maximale de hanche (°) et le valgus maximal de genou (°) lors de la phase d'appui sur l'ensemble de la population.

## Limites et ouvertures

### a) Approche méthodologique

La principale limite de ce travail concerne le fait que l'évaluation du profil proprioceptif ne puisse se faire qu'à distance de la tâche dynamique. En effet, l'évaluation de la stratégie proprioceptive posturale est réalisée lors d'une tâche d'équilibre statique avec une perturbation des informations somatosensorielles grâce à la vibration tendineuse (Paillard & Noé, 2015; Proske & Gandevia, 2012). Bien que cette méthode nous ait permis d'évaluer la plasticité proprioceptive des sujets selon les conditions d'équilibration, rien ne garantit que les athlètes utilisent ces mêmes stratégies en situation de jeu. Au cours du mouvement, la quantité des signaux proprioceptifs transmis vers le SNC est également modulée selon leur pertinence pour le contrôle, l'anticipation et la réalisation de la tâche (Mouchnino et al., 2015; Mouchnino & Blouin, 2013). Il serait donc intéressant de pouvoir évaluer « en temps réel » les capacités d'intégration proprioceptive des athlètes lors des situations à risque. Toutefois, dans la mesure où la vibration tendineuse perturbe les entrées proprioceptives, il semble difficile d'utiliser cette méthode lors de la réalisation de tâches motrices complexes.

Il existe différentes méthodes d'imagerie telles que l'EEG ou l'IRMf destinées à évaluer l'activité des zones responsables de l'intégration des signaux proprioceptifs (Bonnette et al., 2020; Goble et al., 2011; Goossens et al., 2019). Plusieurs travaux ont par exemple utilisé l'EEG afin d'évaluer le poids des entrées proprioceptives via l'enregistrement des potentiels évoqués somatosensoriels ou grâce à des analyses spectrales lors de l'application de vibration tendineuse (Edmunds et al., 2019; Neto et al., 2019). Des différences d'activité EEG ont également été identifiées sur les ondes thêta au niveau du cortex frontal et alpha 2 au niveau du cortex centro-pariétal chez des sujets à haut risque de blessures (Bonnette et al., 2020). Ces zones étant responsables du traitement des informations somatosensorielles et du contrôle attentionnel. Enfin, bien que plusieurs travaux aient analysé l'activité EEG lors de stimulations électriques des récepteurs cutanés de la voute plantaire à l'initiation et l'exécution du pas (Mouchnino et al., 2015; Mouchnino & Blouin, 2013), il semble difficile de transférer ce type de méthode sur des mouvements plus complexes tels que les changements de direction rapides. L'utilisation de l'IRMf permet également d'évaluer l'activité des principales zones responsables des processus d'intégration proprioceptive telles que le cortex moteur primaire, somatosensoriel primaire et secondaire ainsi que les aires motrices supplémentaires et le lobule pariétal supérieur (Cignetti et al., 2017; Goossens et al., 2019; Pinto et al., 2020). Une altération fonctionnelle du pédoncule

cérébelleux supérieur a par exemple été observée lors de tâches posturales chez des sujets lombalgiques présentant une diminution des capacités de repondération proprioceptive (Pijnenburg et al., 2014). Il est intéressant de noter que des altérations de connexions fonctionnelles ont également été identifiées dans la plupart de ces zones chez des athlètes en amont de ruptures du LCA (Diekfuss et al., 2020, 2019a, 2019b) (voir Chapitre 1). Une fois encore cette approche présente de nombreuses limites. En plus de leur coût élevé et de la complexité du traitement des données qu'elles récoltent, ces méthodes d'imagerie nécessitent un état de repos ou de quasi-immobilité qui ne permet pas de se rapprocher des situations fonctionnelles.

En ce qui concerne l'évaluation de la proprioception, il existe d'autres procédures telles que les tests de repositionnement (actifs ou passifs), de détection du mouvement ou encore du niveau de force produite (Han et al., 2016; Proske & Gandevia, 2012). Cependant, il s'agit de tests destinés à l'évaluation de l'acuité proprioceptive et non de son intégration au niveau central lors de tâches posturales. Les résultats de Pinto et al. en 2020 indiquent à ce propos qu'il n'existe aucune corrélation entre le ratio de pondération ( $RP_w$ ) et l'acuité proprioceptive lombaire (Pinto et al., 2020). Plus précisément, les auteurs n'ont pas mis en évidence de lien entre les stratégies proprioceptives posturales (identifiées par vibration tendineuse) et les tests de repositionnement lombaire chez les patients lombalgiques. Ils concluent que l'évaluation de la proprioception consciente ne reflète pas nécessairement son intégration et son utilisation par le SNC lors de tâches posturales. De plus, ces méthodes d'évaluation de l'acuité proprioceptive sont le plus souvent réalisées à l'état de repos, dans des situations éloignées des tâches fonctionnelles. Elles apparaissent donc moins pertinentes dans le cadre de ce travail. Il n'existe à notre connaissance aucune technique permettant d'évaluer en temps réel l'utilisation des informations proprioceptives par le SNC lors de tâches dynamiques complexes, proches des situations de jeu. Même si la vibration tendineuse présente des limites importantes, elle permet d'obtenir des informations pertinentes sur les stratégies posturales des individus. Dans la mesure où le contrôle postural est capital pour la réalisation d'actions motrices plus complexes (Fabre, 2020) et qu'un déficit de contrôle postural est un facteur de risque majeur de rupture du LCA (Collings et al., 2021; Oshima et al., 2018), l'évaluation des stratégies proprioceptives posturales est une étape clé dans la compréhension des mécanismes neurophysiologiques qui sous-tendent le contrôle moteur et la survenue de blessures chez les athlètes. Dans un objectif de transfert vers la pratique de terrain, le choix de la vibration tendineuse comme sonde du système proprioceptif nous apparaissait donc comme le plus pertinent. De nouvelles études

pourraient être envisagées pour évaluer le lien entre les profils proprioceptifs et les stratégies d'ajustements posturaux anticipés lors de tâches motrices plus simples telles que la marche ou l'initiation du pas ainsi que l'acuité proprioceptive de la cheville. Enfin, l'utilisation des outils d'imagerie pourrait permettre de mieux comprendre les aspects centraux de la plasticité proprioceptive (Goossens et al., 2019; Pijnenburg et al., 2014). En effet, l'utilisation de l'EEG ou de l'IRMf en parallèle des tâches posturales nécessitant une repondération proprioceptive permettrait d'identifier les différences d'activité cérébrale en fonction des stratégies plastiques ou rigides.

La seconde limite de ce travail concerne la procédure des changements de direction rapides et la généralisation des résultats vers la pratique sportive. Si les manœuvres de débordement avaient pour objectif de reproduire les situations de jeu, notamment grâce à i) la présence d'un défenseur fictif, ii) l'utilisation d'un ballon ou encore iii) l'absence de consignes spécifiques sur la vitesse de débordement et l'angle de changement de direction, il s'agit malgré tout de situations dites « de laboratoire » encore trop éloignées des conditions de terrain (Bolt et al., 2021; Di Paolo et al., 2022). Les signaux visuels (vert ou rouge) auxquels devaient répondre les sujets sont couramment utilisés en laboratoire mais restent très différents du comportement d'un défenseur en situation réelle de jeu. Il aurait été pertinent de présenter des stimuli visuels plus réalistes (Schroeder et al., 2021). Il s'agit à notre connaissance de la première expérimentation utilisant des situations non anticipées au handball et de nouveaux travaux sont nécessaires pour tenter de reproduire plus fidèlement les conditions de jeu. L'utilisation de la réalité virtuelle pourrait par exemple permettre de placer le sujet dans un environnement simulé (Kiefer et al., 2017) et obtenir ainsi des données biomécaniques et neuromusculaires plus fidèle à la réalité de terrain.

Enfin, il semble difficile de généraliser les résultats de ce travail à l'ensemble de la population. En effet la totalité des expérimentations ont été conduites sur des jeunes handballeurs sains de bon niveau. L'absence de plasticité proprioceptive retrouvée chez une partie des athlètes et l'existence de deux profils proprioceptifs pourraient être spécifique à ce type de population. Cependant, rien ne laisse supposer que ces deux stratégies proprioceptives ne se retrouve pas dans la population générale et de nouvelles études sont nécessaires pour vérifier l'existence d'individus « rigides » et « plastiques » chez des sujets sédentaires ou pratiquant une autre activité sportive.

## b) Ouvertures et futures pistes de recherche

Les paramètres de pondération proprioceptive utilisés dans ce travail (RP<sub>w</sub>) présentent une bonne fiabilité en test-retest (Kiers et al., 2014). Pour autant, la question de l'évolution du profil proprioceptif des athlètes au cours de la saison sportive voire au cours d'un même match peut se poser. En effet, plusieurs travaux ont mis en avant une diminution de l'acuité proprioceptive à la suite de différents protocoles de fatigue (Hiemstra et al., 2001; Ribeiro et al., 2011). A la suite d'un protocole de fatigue ciblé sur les muscles inspireurs ou para vertébraux, une diminution des capacités de repondération proprioceptive est observée chez les sujets sains (Janssens et al., 2010; Johanson et al., 2011). Ainsi, il est probable que la fatigue modifie la plasticité proprioceptive des athlètes au cours d'un match ou d'une saison sportive. De nouvelles études sont donc nécessaires pour comprendre ces interactions dans le risque de blessure. A ce jour il n'existe pas de consensus sur le rôle de la fatigue dans les lésions du LCA même si elle semble majorer le risque de blessure (Benjaminse et al., 2019; Bourne et al., 2019). La biomécanique et le contrôle neuromusculaire du membre inférieur lors de changements de direction sont notamment perturbés en condition de fatigue avec un comportement moteur plus à risque et proche des situations lésionnelles (Iguchi et al., 2014; Tsai et al., 2009). Une fois encore, il est possible que cette modification comportementale soit liée aux altérations de repondération sensorielle dues à la fatigue. De plus, il est aujourd'hui admis que l'entraînement physique régulier modifie de nombreux paramètres neuromusculaires. Les stratégies proprioceptives pourraient ainsi également évoluer au cours de la saison sportive. Dans ce cas, il semble pertinent de réévaluer les athlètes lors d'un suivi longitudinal de cohortes ou au cours d'une même séance d'entraînement afin d'améliorer la compréhension des phénomènes centraux impliqués dans la plasticité proprioceptive et leurs liens avec la blessure.

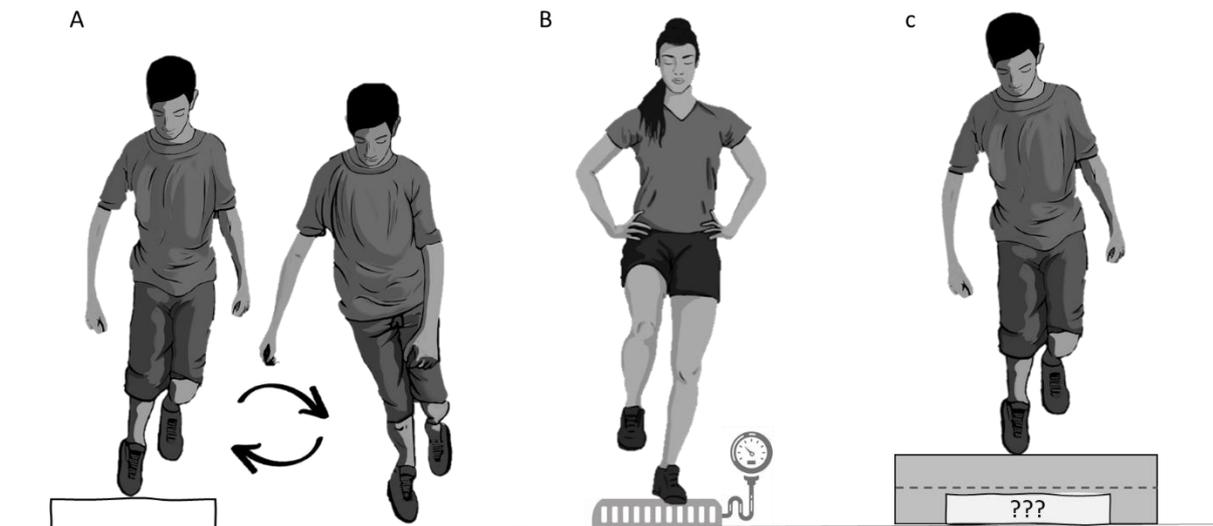
L'influence des blessures sur les stratégies proprioceptives est une autre piste de recherche. De nombreux travaux ont mis en évidence une diminution de repondération proprioceptive chez les patients lombalgiques (Brumagne et al., 2008, 2004; Claeys et al., 2015, 2011; Pinto et al., 2020) ou souffrant d'arthrose de genou (Mahmoudian et al., 2016; Shanahan et al., 2014). Il serait pertinent d'évaluer les stratégies utilisées à la suite d'une rupture du LCA ou chez des patients souffrant d'instabilité chronique de cheville. Il s'avère en effet que ces deux populations présentent des altérations de repondération sensorielle avec une surutilisation des informations visuelles au dépend des signaux proprioceptifs (Song et al., 2016; Wikstrom et al., 2017). Des résultats préliminaires obtenus chez 17 patients opérés du LCA ont révélé des modifications des réponses à la vibration tendineuse entre la phase pré opératoire puis 6

semaines et 3 mois après la chirurgie (Hirjaková et al., 2016). L'évaluation des stratégies posturales chez des patients souffrants de lésions articulaires et proprioceptives semble pertinente dans le cadre d'un suivi de rééducation.

### c) Implications pour la prévention

L'absence de plasticité traduit une incapacité à augmenter le recours aux signaux proprioceptifs lombaires lors d'une tâche d'équilibration sur plan instable. En d'autres termes, le SNC augmente le recours aux afférences provenant de la cheville en dépit du fait qu'il s'agisse d'informations peu fiables dans ces conditions. Cette absence de plasticité proprioceptive entraîne un comportement moteur associé à une augmentation du risque pour le LCA. L'existence de profils proprioceptifs rigides et plastiques soulève donc la question de la possibilité de modifier ou corriger les stratégies posturales par des méthodes d'entraînement ou de rééducation. Même si la raison de cette absence de plasticité reste inconnue, il est néanmoins pertinent d'entraîner le SNC à utiliser les signaux proprioceptifs lombaires sur sol instable afin de faire évoluer les sujets vers un profil plus plastique.

Parmi les différentes pistes envisagées, la plus plausible reste la thérapie par contraintes. L'analyse des mécanismes de repondération sensorielle montre qu'une diminution de fiabilité (ou l'indisponibilité) d'une source informationnelle contraint le SNC à utiliser celles encore disponibles pour maintenir l'équilibre postural (Assländer & Peterka, 2016; Peterka, 2002). Par exemple, la perturbation des informations visuelles via l'utilisation de lunettes stroboscopiques oblige le SNC à opérer une repondération au profit des informations proprioceptives (Kim et al., 2017, 2020). Dans la même optique, la perturbation des signaux en provenance de la cheville lors de tâches posturales en l'absence de vision contraindrait le SNC à utiliser les afférences lombaires pour maintenir l'équilibre. L'utilisation répétée de la vibration tendineuse comme perturbateur proprioceptif de la cheville pourrait également conduire le SNC à opérer cette repondération. Des exercices amenant le sujet à alterner rapidement des situations d'équilibre sur des supports de stabilité différente (**Figure 5.9A**), à se tenir sur support capable de se gonfler et dégonfler rapidement (**Figure 5.9B**) ou se réceptionner sur une surface inconnue (stable ou instable) pourraient également être mis en place dans l'objectif d'entraîner les capacités de plasticité proprioceptive (**Figure 5.9C**).



**Figure 5.9.** Proposition d'exercices destinés à solliciter la plasticité proprioceptive.

Un des facteurs clés des programmes de prévention consiste à améliorer le contrôle neuromusculaire des athlètes notamment en obligeant le SNC à réagir aux variations des stimuli environnementaux (Glasgow et al., 2013; Kerkhoffs et al., 2012; Soligard et al., 2008). L'ajout d'une double tâche augmentant la charge cognitive (contrainte auditive ou visuo-attentionnelle) couplée à des exercices de stabilisation les yeux fermés pourrait permettre une amélioration de l'intégration des signaux proprioceptifs. En effet, au cours de la rééducation ou dans un objectif de prévention des blessures, les consignes induisent le plus souvent un contrôle visuel de l'articulation. Dans la mesure où, suite à une rupture du LCA, les ressources attentionnelles visuelles augmentent afin de compenser les déficits proprioceptifs (Chaput et al., 2022) et que l'attention visuelle en situation de jeu est dédiée à la gestion de l'environnement extérieur (Benjaminse et al., 2015; Gokeler et al., 2013), il apparaît nécessaire de limiter le recours à la vision pour privilégier l'utilisation des signaux proprioceptifs (Grooms et al., 2015a). De nouvelles études sont nécessaires pour évaluer l'efficacité d'un entraînement sur l'amélioration de la plasticité proprioceptive et les conséquences biomécaniques lors de tâches motrices plus complexes.

La plupart des programmes de prévention des lésions du LCA, sont basés sur des exercices de renforcement et de contrôle postural destinés à réduire le moment d'abduction du genou (Arundale et al., 2018; Pappas et al., 2015; Taylor et al., 2015). Cependant, une méta analyse récente montre une variabilité inter individuelle importante dans les modifications biomécaniques observées suite à la mise en place de programmes de prévention (Pappas et al.,

2015). Il existe en effet des sujets « répondants » et d'autres « non répondants » à ces programmes (Taylor et al., 2018). Le paramètre principal qui caractérise les sujets « répondants » est le déplacement en adduction de hanche lors de réception de saut. Les auteurs suggèrent l'existence d'un phénotype d'athlète plus à risque de blessure dans la mesure où cette stratégie préférentielle de hanche permet de réduire les contraintes du genou en abduction lors de la réception d'un saut (Nguyen et al., 2018). Le contrôle neuromusculaire de la hanche est considéré comme un élément clé dans la prévention des lésions du LCA (voir Chapitre 2) et les exercices de renforcement ciblant cette articulation sont aujourd'hui devenus incontournables (Stearns & Powers, 2014). Les résultats de ce travail ont permis d'identifier des sujets incapables de recourir à une stratégie proprioceptive de hanche lorsque cela devient nécessaire. Cette rigidité proprioceptive posturale pourrait expliquer l'existence de sujets « non-répondants » basés sur des exercices proprioceptifs et neuromusculaire ciblés sur cette articulation. Il est possible d'utiliser une métaphore avec la vue pour illustrer ces propos ; il est inutile d'apprendre à un individu souffrant de myopie à lire sans lunettes, il est plus pertinent dans un premier temps de lui redonner une vision correcte. En effet, si la notion d'handicap visuel est aujourd'hui bien intégrée de tous, il nous est encore difficile d'appréhender l'existence et les conséquences d'un déficit d'intégration proprioceptive et les moyens de le corriger. Pourtant, plusieurs travaux ont montré que des outils destinés à améliorer l'utilisation des signaux proprioceptifs fonctionnaient mieux chez des sujets qui présentent à l'origine un déficit (Baige et al., 2020; Pavailler et al., 2016). Pour reprendre la métaphore sur la vision, l'ajout de dispositif de correction visuelle ne peut profiter qu'à ceux qui présentent une véritable atteinte.

L'existence de différents profils proprioceptifs et les implications motrices qu'ils engendrent apporte un nouvel éclairage dans le contexte des blessures et de la performance sportive. L'hétérogénéité de plasticité proprioceptive soulève en effet de nombreuses questions et permet de faire écho à la notion de variabilité inter individuelle retrouvée dans les publications scientifiques.

## Originalité du travail

La richesse et l'intérêt de cette thèse résident dans le rapprochement de deux champs de recherche, au service de la compréhension d'une pathologie fréquente en traumatologie du sport. D'une part la neurophysiologie qui tente de comprendre les mécanismes qui sous-tendent le contrôle sensorimoteur et postural, et d'autre part la biomécanique qui permet d'observer et analyser le mouvement humain ainsi que les contraintes articulaires associées à sa réalisation. Les protocoles scientifiques combinant les aspects neurophysiologiques et biomécaniques sont encore trop rares en sciences et médecine du sport. Pourtant, la biomécanique reste l'expression directe des processus neurophysiologiques impliqués dans le contrôle du mouvement. Les analyses cinématiques, cinétiques et électromyographiques permettent de révéler au grand jour une partie des signaux efférents via l'observation des commandes motrices. Si la rupture du LCA est aujourd'hui considérée comme une erreur sensorimotrice aboutissant à une position articulaire compromettante, alors mieux comprendre et prévenir cette pathologie passe nécessairement par l'intrication de ces deux champs de recherche.

L'actualité scientifique récente sur cette thématique a été marquée par une explosion du nombre de publications sur les liens entre le SNC et la rupture du LCA (le nombre d'articles indexés sur PubMed a doublé au cours des 5 dernières années). Ceci confirme la pertinence du sujet de cette thèse débutée en 2019, année au cours de laquelle deux études prospectives princeps ont mis en avant le rôle des régions cérébrales impliquées dans l'intégration sensorielle et le contrôle postural dans le risque de blessure (Diekfuss et al., 2019a, 2019b). La même année, le 8<sup>ème</sup> ACL Research Retreat met l'accent sur la prévention et l'importance de l'identification des facteurs de risque centraux (Shultz et al., 2019). Les auteurs soulignent les aspects neurologiques associées à la lésion du LCA et invitent les équipes de recherche à poursuivre les investigations sur cette thématique. En parallèle, la première étude combinant l'évaluation de données neurophysiologiques et biomécaniques en lien avec le risque de blessure lors de tâches fonctionnelles est publiée (Bonnette et al., 2020). L'ensemble de ces éléments renforce le caractère avant-gardiste des résultats de ce travail et la nécessité de les confirmer par des études prospectives sur de plus larges cohortes.

# Conclusion générale

La rupture du ligament croisé antérieur (LCA) est fréquente dans la pratique du handball et entraîne des conséquences socio-économiques et médicales importantes ainsi qu'une indisponibilité majeure de l'athlète. Le rôle du système nerveux central a récemment été mis en évidence dans le risque de survenue de cette lésion et plus particulièrement les régions impliquées dans l'intégration sensorimotrice et le contrôle postural. Les résultats de ce travail indiquent qu'il existe une hétérogénéité importante au sein d'une population de handballeurs en ce qui concerne les capacités de repondération proprioceptive lors de tâches posturales. Deux stratégies distinctes ont été identifiées chez des athlètes sains en fonction des conditions d'équilibration. Une stratégie *plastique*, caractérisée par une repondération des signaux proprioceptifs vers la région lombaire lors du passage sur une surface instable. A l'inverse, une stratégie *rigide* caractérisée par une surutilisation des signaux provenant de la cheville dans ces conditions. Les sujets disposant d'une plasticité proprioceptive présentent une meilleure stratégie posturale et des capacités de réintégration proprioceptive supérieures aux individus *rigides*. Le profil proprioceptif des athlètes semble également avoir un impact sur leur comportement moteur puisque les sujets *rigides* présentent de nombreux déterminants biomécaniques associés à des contraintes plus marquées sur le LCA lors de changements de direction rapides. De même, le recrutement musculaire des ischio-jambiers et du quadriceps des athlètes *rigides* est assimilé à une augmentation du risque de blessures. Enfin, les résultats obtenus lors du Star Excursion Balance Test, un test fonctionnel destiné à identifier les athlètes à risque, confirment que les sujets *rigides* ont également un contrôle postural dynamique qui traduit un risque majoré de blessures au membre inférieur.

Les résultats de ce travail indiquent également que l'analyse vidéo en deux dimensions permet d'évaluer les capacités individuelles de repondération proprioceptive des sujets de manière fiable et reproductible. L'utilisation de logiciels simples et facilement accessibles pourrait permettre d'identifier les stratégies proprioceptives des athlètes dans la pratique courante sans avoir recours à des outils de laboratoire. La mise en évidence de ces deux profils proprioceptifs ouvre de nouvelles perspectives pour la compréhension des stratégies posturales et biomécanique des sujets. La notion de variabilité inter individuelle est en effet de plus en plus discutée dans les publications scientifiques.

La prise en compte de l'existence des stratégies proprioceptives au sein d'une population pourrait permettre d'améliorer l'efficacité des programmes de prévention ainsi que la prise en charge de patients en rééducation. L'utilisation d'outils d'imagerie amènerait une meilleure compréhension des mécanismes centraux responsables de ces stratégies de repondération proprioceptive. L'évaluation des stratégies proprioceptives au cours du mouvement reste à ce jour un défi pour comprendre l'utilisation des afférences dans la biomécanique sportive.

Enfin, ce travail de thèse met en lumière le rôle de l'intégration proprioceptive dans le contrôle moteur et postural. Il souligne également l'implication du système nerveux central dans le contexte de la lésion du LCA. De nouvelles études sont nécessaires pour confirmer l'influence des stratégies de repondération proprioceptives sur le risque de blessure et mieux comprendre l'évolution des capacités de plasticité proprioceptive au cours du temps.

# Références bibliographiques

- Abstracts: ACL Research Retreat VIII March 14–16, 2019 Greensboro, NC, 2019. *Journal of Athletic Training* 54, 989–1003. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-54.081>
- Achenbach, L., Krutsch, V., Weber, J., Nerlich, M., Luig, P., Loose, O., Angele, P., Krutsch, W., 2018. Neuromuscular exercises prevent severe knee injury in adolescent team handball players. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 26, 1901–1908. <https://doi.org/10.1007/s00167-017-4758-5>
- Adler, R.J., Taylor, J.E., Worsley, K.J., 2007. *Random Fields and geometry*. Springer, New York, NY.
- Ahmadi, P., Salehi, R., Mehravar, M., Goharpey, S., Negahban, H., 2020. Comparing the effects of external focus of attention and continuous cognitive task on postural control in anterior cruciate ligament reconstructed athletes. *Neurosci Lett* 715, 134666. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2019.134666>
- Albert, F., Bergenheim, M., Ribot-Ciscar, E., Roll, J.-P., 2006. The Ia afferent feedback of a given movement evokes the illusion of the same movement when returned to the subject via muscle tendon vibration. *Exp Brain Res* 172, 163–174. <https://doi.org/10.1007/s00221-005-0325-2>
- Almonroeder, T.G., Garcia, E., Kurt, M., 2015. The effects of anticipation on the mechanics of the knee during single-leg cutting tasks: A systematic review. *Int J Sports Phys Ther* 10, 918–928.
- Almonroeder, T.G., Kernozek, T., Cobb, S., Slavens, B., Wang, J., Huddleston, W., 2019. Divided attention during cutting influences lower extremity mechanics in female athletes. *Sports Biomechanics* 18, 264–276. <https://doi.org/10.1080/14763141.2017.1391327>
- Alzahrani, A.M., Alzhrani, M., Alshahrani, S.N., Alghamdi, W., Alqahtani, M., Alzahrani, H., 2021. Is Hip Muscle Strength Associated with Dynamic Knee Valgus in a Healthy Adult Population? A Systematic Review. *Int J Environ Res Public Health* 18, 7669. <https://doi.org/10.3390/ijerph18147669>
- Åman, M., Forssblad, M., Henriksson-Larsén, K., 2016. Incidence and severity of reported acute sports injuries in 35 sports using insurance registry data. *Scand J Med Sci Sports* 26, 451–462. <https://doi.org/10.1111/sms.12462>
- An, Y.W., DiTrani Lobacz, A., Lehmann, T., Baumeister, J., Rose, W.C., Higginson, J.S., Rosen, J., Swanik, C.B., 2019. Neuroplastic changes in anterior cruciate ligament reconstruction patients from neuromechanical decoupling. *Scand J Med Sci Sports* 29, 251–258. <https://doi.org/10.1111/sms.13322>
- Anand, M., Diekfuss, J.A., Grooms, D.R., Slutsky-Ganesh, A.B., Bonnette, S., Riehm, C., Foss, K.D.B., DiCesare, C.A., Myer, G.D., 2021. Does brain activation during functional movement tasks differentiate between good and bad movers? An integrated neuroimaging assessment of motor control in young athletes. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine* 9, 2325967121S00134. <https://doi.org/10.1177/2325967121S00134>
- Arderm, 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. *Br J Sports Med* 48, 1543–1552. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-093398>
- Arderm, C.L., Taylor, N.F., Feller, J.A., Webster, K.E., 2012. Return-to-sport outcomes at 2 to 7 years after anterior cruciate ligament reconstruction surgery. *Am J Sports Med* 40, 41–48. <https://doi.org/10.1177/0363546511422999>

- Arockiaraj, J., Korula, R.J., Oommen, A.T., Devasahayam, S., Wankhar, S., Velkumar, S., Poonnoose, P.M., 2013. Proprioceptive changes in the contralateral knee joint following anterior cruciate injury. *The Bone & Joint Journal* 95-B, 188–191. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.95B2.30566>
- Arundale, A.J.H., Bizzini, M., Giordano, A., Hewett, T.E., Logerstedt, D.S., Mandelbaum, B., Scalzitti, D.A., Silvers-Granelli, H., Snyder-Mackler, L., 2018. Exercise-Based Knee and Anterior Cruciate Ligament Injury Prevention: Clinical Practice Guidelines Linked to the International Classification of Functioning, Disability and Health From the Academy of Orthopaedic Physical Therapy and the American Academy of Sports Physical Therapy. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 48, A1–A42. <https://doi.org/10.2519/jospt.2018.0303>
- Assaiante, C., 2012. Action and representation of action during childhood and adolescence: A functional approach. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology* 42, 43–51. <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2011.09.002>
- Assländer, L., Peterka, R.J., 2016. Sensory reweighting dynamics following removal and addition of visual and proprioceptive cues. *J Neurophysiol* 116, 272–285. <https://doi.org/10.1152/jn.01145.2015>
- Assländer, L., Peterka, R.J., 2014. Sensory reweighting dynamics in human postural control. *J Neurophysiol* 111, 1852–1864. <https://doi.org/10.1152/jn.00669.2013>
- Bahr, R., Krosshaug, T., 2005. Understanding injury mechanisms: a key component of preventing injuries in sport. *British Journal of Sports Medicine* 39, 324–329. <https://doi.org/10.1136/bjism.2005.018341>
- Baige, K., Noé, F., Paillard, T., 2020. Wearing compression garments differently affects monopodal postural balance in high-level athletes. *Sci Rep* 10, 15331. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-72347-2>
- Baker, J., Horton, S., Robertson-Wilson, J., Wall, M., 2003. Nurturing Sport Expertise: Factors Influencing the Development of Elite Athlete. *J Sports Sci Med* 2, 1–9.
- Bates, N.A., Nesbitt, R.J., Shearn, J.T., Myer, G.D., Hewett, T.E., 2017. Knee Abduction Affects Greater Magnitude of Change in ACL and MCL Strains Than Matched Internal Tibial Rotation In Vitro. *Clin Orthop Relat Res* 475, 2385–2396. <https://doi.org/10.1007/s11999-017-5367-9>
- Baumeister, Reinecke, K., Liesen, H., Weiss, M., 2008a. Cortical activity of skilled performance in a complex sports related motor task. *Eur J Appl Physiol* 104, 625–631. <https://doi.org/10.1007/s00421-008-0811-x>
- Baumeister, Reinecke, K., Schubert, M., Weiss, M., 2011. Altered electrocortical brain activity after ACL reconstruction during force control. *J. Orthop. Res.* 29, 1383–1389. <https://doi.org/10.1002/jor.21380>
- Baumeister, Reinecke, K., Weiss, M., 2008b. Changed cortical activity after anterior cruciate ligament reconstruction in a joint position paradigm: an EEG study. *Scand J Med Sci Sports* 18, 473–484. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2007.00702.x>
- Beaufils, P., Hulet, C., Dhénain, M., Nizard, R., Nourissat, G., Pujol, N., 2009. Clinical practice guidelines for the management of meniscal lesions and isolated lesions of the anterior cruciate ligament of the knee in adults. *Orthop Traumatol Surg Res* 95, 437–442. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2009.06.002>
- Bell, A.L., Pedersen, D.R., Brand, R.A., 1990. A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. *J Biomech* 23, 617–621. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(90\)90054-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(90)90054-7)
- Bencke, J., Aagaard, P., Zebis, M.K., 2018. Muscle Activation During ACL Injury Risk Movements in Young Female Athletes: A Narrative Review. *Front Physiol* 9. <https://doi.org/10.3389/fphys.2018.00445>

- Bencke, J., Curtis, D., Krogshede, C., Jensen, L.K., Bandholm, T., Zebis, M.K., 2013. Biomechanical evaluation of the side-cutting manoeuvre associated with ACL injury in young female handball players. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 21, 1876–1881. <https://doi.org/10.1007/s00167-012-2199-8>
- Bencke, J., Lauridsen, H.B., Thorborg, K., Hölmich, P., Andersen, L.L., Aagaard, P., Zebis, M.K., 2014. The Influence of Hip Joint Control on Knee Joint Valgus Moment in Young Female Elite Athletes. *Br J Sports Med* 48, 566–566. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2014-093494.18>
- Bencke, J., Næsborg, H., Simonsen, E.B., Klausen, K., 2000. Motor pattern of the knee joint muscles during side-step cutting in European team handball. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 10, 68–77. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0838.2000.010002068.x>
- Bencke, J., Zebis, M.K., 2011. The influence of gender on neuromuscular pre-activity during side-cutting. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 21, 371–375. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.10.008>
- Benjaminse, A., Gokeler, A., Dowling, A.V., Faigenbaum, A., Ford, K.R., Hewett, T.E., Onate, J.A., Otten, B., Myer, G.D., 2015. Optimization of the Anterior Cruciate Ligament Injury Prevention Paradigm: Novel Feedback Techniques to Enhance Motor Learning and Reduce Injury Risk. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 45, 170–182. <https://doi.org/10.2519/jospt.2015.4986>
- Benjaminse, A., Gokeler, A., Fleisig, G.S., Sell, T.C., Otten, B., 2011. What is the true evidence for gender-related differences during plant and cut maneuvers? A systematic review. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 19, 42–54. <https://doi.org/10.1007/s00167-010-1233-y>
- Benjaminse, A., Webster, K.E., Kimp, A., Meijer, M., Gokeler, A., 2019. Revised Approach to the Role of Fatigue in Anterior Cruciate Ligament Injury Prevention: A Systematic Review with Meta-Analyses. *Sports Med* 49, 565–586. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01052-6>
- Bere, T., Alonso, J.-M., Wangensteen, A., Bakken, A., Eirale, C., Dijkstra, H.P., Ahmed, H., Bahr, R., Popovic, N., 2015. Injury and illness surveillance during the 24th Men's Handball World Championship 2015 in Qatar. *Br J Sports Med* 49, 1151–1156. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-094972>
- Besier, T.F., Lloyd, D.G., Ackland, T.R., 2003. Muscle activation strategies at the knee during running and cutting maneuvers. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 35, 119–127.
- Besier, T.F., Lloyd, D.G., Ackland, T.R., Cochrane, J.L., 2001. Anticipatory effects on knee joint loading during running and cutting maneuvers. *Med Sci Sports Exerc* 33, 1176–1181. <https://doi.org/10.1097/00005768-200107000-00015>
- Bittencourt, N.F.N., Meeuwisse, W.H., Mendonça, L.D., Nettel-Aguirre, A., Ocarino, J.M., Fonseca, S.T., 2016. Complex systems approach for sports injuries: moving from risk factor identification to injury pattern recognition—narrative review and new concept. *Br J Sports Med* 50, 1309–1314. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095850>
- Blackburn, J.T., Padua, D.A., 2008. Influence of trunk flexion on hip and knee joint kinematics during a controlled drop landing. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 23, 313–319. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.10.003>
- Bloem, B.R., Allum, J.H., Carpenter, M.G., Honegger, F., 2000. Is lower leg proprioception essential for triggering human automatic postural responses? *Exp Brain Res* 130, 375–391. <https://doi.org/10.1007/s002219900259>
- Boden, B.P., Torg, J.S., Knowles, S.B., Hewett, T.E., 2009. Video Analysis of Anterior Cruciate Ligament Injury: Abnormalities in Hip and Ankle Kinematics. *Am J Sports Med* 37, 252–259. <https://doi.org/10.1177/0363546508328107>

- Bolt, R., Heuvelmans, P., Benjaminse, A., Robinson, M.A., Gokeler, A., 2021. An ecological dynamics approach to ACL injury risk research: a current opinion. *Sports Biomechanics* 0, 1–14. <https://doi.org/10.1080/14763141.2021.1960419>
- Bonnet, C.T., Lepeut, M., 2011. Proximal postural control mechanisms may be exaggeratedly adopted by individuals with peripheral deficiencies: a review. *J Mot Behav* 43, 319–328. <https://doi.org/10.1080/00222895.2011.589415>
- Bonnette, S., Diekfuss, J.A., Grooms, D.R., Kiefer, A.W., Riley, M.A., Riehm, C., Moore, C., Barber Foss, K.D., DiCesare, C.A., Baumeister, J., Myer, G.D., 2020. Electrocortical dynamics differentiate athletes exhibiting low- and high- ACL injury risk biomechanics. *Psychophysiology* 57, e13530. <https://doi.org/10.1111/psyp.13530>
- Borotikar, B.S., Newcomer, R., Koppes, R., McLean, S.G., 2008. Combined effects of fatigue and decision making on female lower limb landing postures: Central and peripheral contributions to ACL injury risk. *Clinical Biomechanics* 23, 81–92. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.08.008>
- Bourne, M.N., Webster, K.E., Hewett, T.E., 2019. Is Fatigue a Risk Factor for Anterior Cruciate Ligament Rupture? *Sports Med* 49, 1629–1635. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01134-5>
- Bronstein, A.M., 1986. Suppression of visually evoked postural responses. *Exp Brain Res* 63, 655–658.
- Brown, A.R., Teskey, G.C., 2014. Motor cortex is functionally organized as a set of spatially distinct representations for complex movements. *J Neurosci* 34, 13574–13585. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.2500-14.2014>
- Brown, C., Bowser, B., Simpson, K.J., 2012. Movement variability during single leg jump landings in individuals with and without chronic ankle instability. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 27, 52–63. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.07.012>
- Brown, S.R., Brughelli, M., Hume, P.A., 2014. Knee mechanics during planned and unplanned sidestepping: a systematic review and meta-analysis. *Sports Med* 44, 1573–1588. <https://doi.org/10.1007/s40279-014-0225-3>
- Bruijn Sjoerd M., van Dieën Jaap H., 2018. Control of human gait stability through foot placement. *Journal of The Royal Society Interface* 15, 20170816. <https://doi.org/10.1098/rsif.2017.0816>
- Brumagne, S., Cordo, P., Lysens, R., Verschueren, S., Swinnen, S., 2000. The role of paraspinal muscle spindles in lumbosacral position sense in individuals with and without low back pain. *Spine* 25, 989–994. <https://doi.org/10.1097/00007632-200004150-00015>
- Brumagne, S., Cordo, P., Verschueren, S., 2004. Proprioceptive weighting changes in persons with low back pain and elderly persons during upright standing. *Neurosci. Lett.* 366, 63–66. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2004.05.013>
- Brumagne, S., Janssens, L., Claeys, K., Pijnenburg, M., 2013. Altered variability in proprioceptive postural strategy in people with recurrent low back pain. *Spinal Control: The Rehabilitation of Back Pain: State of the art and science* 135–144. <https://doi.org/10.1016/B978-0-7020-4356-7.00012-4>
- Brumagne, S., Janssens, L., Knapen, S., Claeys, K., Suuden-Johanson, E., 2008. Persons with recurrent low back pain exhibit a rigid postural control strategy. *Eur Spine J* 17, 1177–1184. <https://doi.org/10.1007/s00586-008-0709-7>
- Buchanan, T.S., Kim, A.W., Lloyd, D.G., 1996. Selective muscle activation following rapid varus/valgus perturbations at the knee. *Med Sci Sports Exerc* 28, 870–876. <https://doi.org/10.1097/00005768-199607000-00014>
- Burcal, C.J., Needle, A.R., Custer, L., Rosen, A.B., 2019. The Effects of Cognitive Loading on Motor Behavior in Injured Individuals: A Systematic Review. *Sports Med* 49, 1233–1253. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01116-7>

- Busquets, A., Aranda-Garcia, S., Ferrer-Uris, B., Marina, M., Angulo-Barroso, R., 2018. Age and gymnastic experience effects on sensory reweighting processes during quiet stand. *Gait & Posture* 63, 177–183. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.05.009>
- Butler, R.J., Lehr, M.E., Fink, M.L., Kiesel, K.B., Plisky, P.J., 2013. Dynamic Balance Performance and Noncontact Lower Extremity Injury in College Football Players: An Initial Study. *Sports Health* 5, 417–422. <https://doi.org/10.1177/1941738113498703>
- Butler, R.J., Southers, C., Gorman, P.P., Kiesel, K.B., Plisky, P.J., 2012. Differences in Soccer Players' Dynamic Balance Across Levels of Competition. *J Athl Train* 47, 616–620.
- Cahalan, T.D., Johnson, M.E., Liu, S., Chao, E.Y., 1989. Quantitative measurements of hip strength in different age groups. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 136–145.
- Cannon, J., Cambridge, E.D.J., McGill, S.M., 2019. Anterior Cruciate Ligament Injury Mechanisms and the Kinetic Chain Linkage: The Effect of Proximal Joint Stiffness on Distal Knee Control During Bilateral Landings. *J Orthop Sports Phys Ther* 49, 601–610. <https://doi.org/10.2519/jospt.2019.8248>
- Cappozzo, A., Catani, F., Croce, U.D., Leardini, A., 1995. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 10, 171–178. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(95\)91394-t](https://doi.org/10.1016/0268-0033(95)91394-t)
- Cardinale, M., Whiteley, R., Hosny, A.A., Popovic, N., 2017. Activity Profiles and Positional Differences of Handball Players During the World Championships in Qatar 2015. *International Journal of Sports Physiology and Performance* 12, 908–915. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2016-0314>
- Ceyte, H., Cian, C., Zory, R., Barraud, P.-A., Roux, A., Guerraz, M., 2007. Effect of Achilles tendon vibration on postural orientation. *Neuroscience Letters* 416, 71–75.
- Chappell, J.D., Creighton, R.A., Giuliani, C., Yu, B., Garrett, W.E., 2007. Kinematics and electromyography of landing preparation in vertical stop-jump: risks for noncontact anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med* 35, 235–241. <https://doi.org/10.1177/0363546506294077>
- Chaput, M., Onate, J.A., Simon, J.E., Criss, C.R., Jamison, S., McNally, M., Grooms, D.R., 2022. Visual cognition associated with knee proprioception, time to stability, and sensory integration neural activity after ACL reconstruction. *J Orthop Res* 40, 95–104. <https://doi.org/10.1002/jor.25014>
- Chaudhari, A.M., Hearn, B.K., Andriacchi, T.P., 2005. Sport-dependent variations in arm position during single-limb landing influence knee loading: implications for anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med* 33, 824–830. <https://doi.org/10.1177/0363546504270455>
- Chaudhari, A.M.W., Lindenfeld, T.N., Andriacchi, T.P., Hewett, T.E., Riccobene, J., Myer, G.D., Noyes, F.R., 2007. Knee and hip loading patterns at different phases in the menstrual cycle: implications for the gender difference in anterior cruciate ligament injury rates. *Am J Sports Med* 35, 793–800. <https://doi.org/10.1177/0363546506297537>
- Chiari, L., Bertani, A., Cappello, A., 2000. Classification of visual strategies in human postural control by stochastic parameters. *Human Movement Science* 6, 817–842.
- Chiba, R., Takakusaki, K., Ota, J., Yozu, A., Haga, N., 2016. Human upright posture control models based on multisensory inputs; in fast and slow dynamics. *Neuroscience Research, Body representation in the brain* 104, 96–104. <https://doi.org/10.1016/j.neures.2015.12.002>
- Cignetti, F., Fontan, A., Menant, J., Nazarian, B., Anton, J.-L., Vaugoyeau, M., Assaiante, C., 2017. Protracted Development of the Proprioceptive Brain Network During and Beyond Adolescence. *Cerebral Cortex* 27, 1285–1296. <https://doi.org/10.1093/cercor/bhv323>
- Claeys, K., Brumagne, S., Dankaerts, W., Kiers, H., Janssens, L., 2011. Decreased variability in postural control strategies in young people with non-specific low back pain is

- associated with altered proprioceptive reweighting. *Eur. J. Appl. Physiol.* 111, 115–123. <https://doi.org/10.1007/s00421-010-1637-x>
- Claeys, K., Dankaerts, W., Janssens, L., Pijnenburg, M., Goossens, N., Brumagne, S., 2015. Young individuals with a more ankle-steered proprioceptive control strategy may develop mild non-specific low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 25, 329–338. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.10.013>
- Claiborne, T.L., Armstrong, C.W., Gandhi, V., Pincivero, D.M., 2006. Relationship between Hip and Knee Strength and Knee Valgus during a Single Leg Squat. *Journal of Applied Biomechanics* 22, 41–50. <https://doi.org/10.1123/jab.22.1.41>
- Colby, S., Francisco, A., Yu, B., Kirkendall, D., Finch, M., Garrett, W., 2000. Electromyographic and kinematic analysis of cutting maneuvers. Implications for anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med* 28, 234–240. <https://doi.org/10.1177/03635465000280021501>
- Collings, T.J., Bourne, M.N., Barrett, R.S., du Moulin, W., Hickey, J.T., Diamond, L.E., 2021. Risk Factors for Lower Limb Injury in Female Team Field and Court Sports: A Systematic Review, Meta-analysis, and Best Evidence Synthesis. *Sports Med.* <https://doi.org/10.1007/s40279-020-01410-9>
- Collings, T.J., Diamond, L.E., Barrett, R.S., Timmins, R.G., Hickey, J.T., du Moulin, W.S., Williams, M.D., Beerworth, K.A., Bourne, M.N., 2022. Strength and Biomechanical Risk Factors for Non-contact ACL Injury in Elite Female Footballers: A Prospective Study. *Med Sci Sports Exerc.* <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002908>
- Colyer, S.L., Miles, J.J., Crump, F.J., Hall-Martinez, J.P., Little, G.S., Mallabone, J., Chapman, A.J., Cumming, S.P., 2022. Association between biological maturation and anterior cruciate ligament injury risk factors during cutting. *J Sports Med Phys Fitness* 62, 1078–1087. <https://doi.org/10.23736/S0022-4707.21.12590-3>
- Courtney, C., Rine, R.M., Kroll, P., 2005. Central somatosensory changes and altered muscle synergies in subjects with anterior cruciate ligament deficiency. *Gait Posture* 22, 69–74. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.07.002>
- Craig, C.E., Calvert, G.H.M., Dumas, M., 2017. Effects of the availability of accurate proprioceptive information on older adults' postural sway and muscle co-contraction. *Eur J Neurosci* 46, 2548–2556. <https://doi.org/10.1111/ejn.13703>
- Criss, C.R., Onate, J.A., Grooms, D.R., 2020. Neural activity for hip-knee control in those with anterior cruciate ligament reconstruction: A task-based functional connectivity analysis. *Neurosci Lett* 730, 134985. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2020.134985>
- Cronström, A., Ageberg, E., 2014. Association between sensory function and medio-lateral knee position during functional tasks in patients with anterior cruciate ligament injury. *BMC Musculoskelet Disord* 15. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-15-430>
- Cronström, A., Creaby, M.W., Nae, J., Ageberg, E., 2016. Modifiable Factors Associated with Knee Abduction During Weight-Bearing Activities: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Med* 46, 1647–1662. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0519-8>
- Cuisinier, R., Olivier, I., Vaugoyeau, M., Nougier, V., Assaiante, C., 2011. Reweighting of Sensory Inputs to Control Quiet Standing in Children from 7 to 11 and in Adults. *PLoS One* 6. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0019697>
- Cyr, J.-P., Anctil, N., Simoneau, M., 2019a. Is reintegration of ankle proprioception information different from vestibular information in balance control? *Neurophysiologie Clinique, XXVIe congrès de la Société Société Francophone Posture Équilibre et Locomotion (SOFPEL) à Montréal, 4 et 5 décembre 2019* 49, 455. <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2019.10.132>

- Cyr, J.-P., Anctil, N., Simoneau, M., 2019b. Balance control mechanisms do not benefit from successive stimulation of different sensory systems. *PLOS ONE* 14, e0226216. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0226216>
- Dallinga, J.M., Benjaminse, A., Lemmink, K.A.P.M., 2012. Which screening tools can predict injury to the lower extremities in team sports?: a systematic review. *Sports Med* 42, 791–815. <https://doi.org/10.2165/11632730-000000000-00000>
- Dauty, M., Collon, S., Dubois, C., 2010. Change in posture control after recent knee anterior cruciate ligament reconstruction? *Clinical Physiology and Functional Imaging* 30, 187–191. <https://doi.org/10.1111/j.1475-097X.2010.00926.x>
- David, S., Komnik, I., Peters, M., Funken, J., Potthast, W., 2017. Identification and risk estimation of movement strategies during cutting maneuvers. *Journal of Science and Medicine in Sport* 20, 1075–1080. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2017.05.011>
- David, S., Mundt, M., Komnik, I., Potthast, W., 2018. Understanding cutting maneuvers – The mechanical consequence of preparatory strategies and foot strike pattern. *Human Movement Science* 62, 202–210. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2018.10.005>
- Davids, K., Glazier, P., Araújo, D., Bartlett, R., 2003. Movement systems as dynamical systems: the functional role of variability and its implications for sports medicine. *Sports Med* 33, 245–260. <https://doi.org/10.2165/00007256-200333040-00001>
- De Blaiser, C., Roosen, P., Willems, T., Danneels, L., Bossche, L.V., De Ridder, R., 2018. Is core stability a risk factor for lower extremity injuries in an athletic population? A systematic review. *Phys Ther Sport* 30, 48–56. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2017.08.076>
- Decker, M.J., Torry, M.R., Wyland, D.J., Sterett, W.I., Richard Steadman, J., 2003. Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 18, 662–669.
- Deco, G., Jirsa, V., McIntosh, A.R., Sporns, O., Kötter, R., 2009a. Key role of coupling, delay, and noise in resting brain fluctuations. *Proc Natl Acad Sci U S A* 106, 10302–10307. <https://doi.org/10.1073/pnas.0901831106>
- Deco, G., Rolls, E.T., Romo, R., 2009b. Stochastic dynamics as a principle of brain function. *Progress in Neurobiology* 88, 1–16. <https://doi.org/10.1016/j.pneurobio.2009.01.006>
- Delp, S.L., Hess, W.E., Hungerford, D.S., Jones, L.C., 1999. Variation of rotation moment arms with hip flexion. *Journal of Biomechanics* 32, 493–501. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(99\)00032-9](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(99)00032-9)
- DeMont, R.G., Lephart, S.M., Giraldo, J.L., Swanik, C.B., Fu, F.H., 1999. Muscle Preactivity of Anterior Cruciate Ligament-Deficient and -Reconstructed Females During Functional Activities. *J Athl Train* 34, 115–120.
- Demorat, G., Weinhold, P., Blackburn, T., Chudik, S., Garrett, W., 2004. Aggressive Quadriceps Loading Can Induce Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury. *Am J Sports Med* 32, 477–483. <https://doi.org/10.1177/0363546503258928>
- Dempsey, A.R., Lloyd, D.G., Elliott, B.C., Steele, J.R., Munro, B.J., 2009. Changing Sidestep Cutting Technique Reduces Knee Valgus Loading. *Am J Sports Med* 37, 2194–2200. <https://doi.org/10.1177/0363546509334373>
- Dempsey, A.R., Lloyd, D.G., Elliott, B.C., Steele, J.R., Munro, B.J., Russo, K.A., 2007. The effect of technique change on knee loads during sidestep cutting. *Med Sci Sports Exerc* 39, 1765–1773. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e31812f56d1>
- Dempster, W.T. (Wilfrid T., 1955. Space requirements of the seated operator : geometrical, kinematic, and mechanical aspects of the body, with special reference to the limbs.
- Di Paolo, S., Nijmeijer, E., Bragonzoni, L., Dingshoff, E., Gokeler, A., Benjaminse, A., 2022. Comparing lab and field agility kinematics in young talented female football players:

- Implications for ACL injury prevention. *European Journal of Sport Science* 0, 1–10. <https://doi.org/10.1080/17461391.2022.2064771>
- Diekfuss, J.A., Grooms, D.R., Nissen, K.S., Schneider, D.K., Foss, K.D.B., Thomas, S., Bonnette, S., Dudley, J.A., Yuan, W., Reddington, D.L., Ellis, J.D., Leach, J., Gordon, M., Lindsey, C., Rushford, K., Shafer, C., Myer, G.D., 2019a. Alterations in knee sensorimotor brain functional connectivity contributes to ACL injury in male high-school football players: a prospective neuroimaging analysis. *Braz J Phys Ther*. <https://doi.org/10.1016/j.bjpt.2019.07.004>
- Diekfuss, J.A., Grooms, D.R., Yuan, W., Dudley, J., Barber Foss, K.D., Thomas, S., Ellis, J.D., Schneider, D.K., Leach, J., Bonnette, S., Myer, G.D., 2019b. Does brain functional connectivity contribute to musculoskeletal injury? A preliminary prospective analysis of a neural biomarker of ACL injury risk. *J Sci Med Sport* 22, 169–174. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2018.07.004>
- Diekfuss, J.A., Hogg, J.A., Grooms, D.R., Slutsky-Ganesh, A.B., Singh, H., Bonnette, S., Anand, M., Wilkerson, G.B., Myer, G.D., 2020. Can We Capitalize on Central Nervous System Plasticity in Young Athletes to Inoculate Against Injury? *J. of SCI. IN SPORT AND EXERCISE* 2, 305–318. <https://doi.org/10.1007/s42978-020-00080-3>
- Doherty, C., Bleakley, C., Hertel, J., Caulfield, B., Ryan, J., Sweeney, K., Patterson, M.R., Delahunt, E., 2015. Lower Limb Interjoint Postural Coordination One Year after First-Time Lateral Ankle Sprain. *Med Sci Sports Exerc* 47, 2398–2405. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000673>
- Donelon, T.A., Dos'Santos, T., Pitchers, G., Brown, M., Jones, P.A., 2020. Biomechanical Determinants of Knee Joint Loads Associated with Increased Anterior Cruciate Ligament Loading During Cutting: A Systematic Review and Technical Framework. *Sports Med - Open* 6, 53. <https://doi.org/10.1186/s40798-020-00276-5>
- Donnelly, C.J., Chinnasee, C., Weir, G., Sasimontokul, S., Alderson, J., 2017. Joint dynamics of rear- and fore-foot unplanned sidestepping. *J Sci Med Sport* 20, 32–37. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2016.06.002>
- Donnelly, C.J., Elliott, B.C., Doyle, T.L.A., Finch, C.F., Dempsey, A.R., Lloyd, D.G., 2012a. Changes in knee joint biomechanics following balance and technique training and a season of Australian football. *Br J Sports Med* 46, 917–922. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2011-090829>
- Donnelly, C.J., Lloyd, D.G., Elliott, B.C., Reinbolt, J.A., 2012b. Optimizing whole-body kinematics to minimize valgus knee loading during sidestepping: Implications for ACL injury risk. *Journal of Biomechanics* 45, 1491–1497. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.02.010>
- Doriot, N., Chèze, L., 2004. A three-dimensional kinematic and dynamic study of the lower limb during the stance phase of gait using an homogeneous matrix approach. *IEEE Trans Biomed Eng* 51, 21–27. <https://doi.org/10.1109/TBME.2003.820357>
- Dos'Santos, T., Bishop, C., Thomas, C., Comfort, P., Jones, P.A., 2019. The effect of limb dominance on change of direction biomechanics: A systematic review of its importance for injury risk. *Phys Ther Sport* 37, 179–189. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2019.04.005>
- Dos'Santos, T., Thomas, C., Comfort, P., Jones, P.A., 2018. The Effect of Angle and Velocity on Change of Direction Biomechanics: An Angle-Velocity Trade-Off. *Sports Med* 48, 2235–2253. <https://doi.org/10.1007/s40279-018-0968-3>
- Duclos, N.C., Maynard, L., Barthelemy, J., Mesure, S., 2014. Postural stabilization during bilateral and unilateral vibration of ankle muscles in the sagittal and frontal planes. *J Neuroeng Rehabil* 11. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-11-130>

- Dumas, R., Chèze, L., Verriest, J.-P., 2007. Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. *J Biomech* 40, 543–553. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.02.013>
- DuPrey, K.M., Liu, K., Cronholm, P.F., Reisman, A.S., Collina, S.J., Webner, D., Kaminski, T.W., 2016. Baseline Time to Stabilization Identifies Anterior Cruciate Ligament Rupture Risk in Collegiate Athletes. *Am J Sports Med* 44, 1487–1491. <https://doi.org/10.1177/0363546516629635>
- Dusing, S.C., 2016. Postural variability and sensorimotor development in infancy. *Developmental Medicine & Child Neurology* 58, 17–21. <https://doi.org/10.1111/dmcn.13045>
- Dyhre-Poulsen, P., Krosgaard, M.R., 2000. Muscular reflexes elicited by electrical stimulation of the anterior cruciate ligament in humans. *J Appl Physiol* (1985) 89, 2191–2195. <https://doi.org/10.1152/jappl.2000.89.6.2191>
- Edmunds, K.J., Petersen, H., Hassan, M., Yassine, S., Olivieri, A., Barollo, F., Friðriksdóttir, R., Edmunds, P., Gíslason, M., Fratini, A., Gargiulo, P., 2019. Cortical recruitment and functional dynamics in postural control adaptation and habituation during vibratory proprioceptive stimulation. *Journal of Neural Engineering* 16.
- Eklund, G., 1972. Position sense and state of contraction; the effects of vibration. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 35, 606–611.
- Engelbrechtsen, L., Soligard, T., Steffen, K., Alonso, J.M., Aubry, M., Budgett, R., Dvorak, J., Jegathesan, M., Meeuwisse, W.H., Mountjoy, M., Palmer-Green, D., Vanhegan, I., Renström, P.A., 2013. Sports injuries and illnesses during the London Summer Olympic Games 2012. *Br J Sports Med* 47, 407–414. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092380>
- Fabre, M., 2020. Enhancing the Internal Representation of the Body Through Sensorimotor Training in Sports and Dance Improves Balance Control. *RISM* 6. <https://doi.org/10.31031/RISM.2020.06.000629>
- Fauth, M.L., Petushek, E.J., Feldmann, C.R., Hsu, B.E., Garceau, L.R., Lutsch, B.N., Ebben, W.P., 2010. Reliability of surface electromyography during maximal voluntary isometric contractions, jump landings, and cutting. *J Strength Cond Res* 24, 1131–1137. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181cc2353>
- Fedie, R., Carlstedt, K., Willson, J.D., Kernozek, T.W., 2010. Effect of attending to a ball during a side-cut maneuver on lower extremity biomechanics in male and female athletes. *Sports Biomechanics* 9, 165–177. <https://doi.org/10.1080/14763141.2010.502241>
- Filbay, S.R., Culvenor, A.G., Ackerman, I.N., Russell, T.G., Crossley, K.M., 2015. Quality of life in anterior cruciate ligament-deficient individuals: a systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med* 49, 1033–1041. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-094864>
- Finch, C., 2006. A new framework for research leading to sports injury prevention. *J Sci Med Sport* 9, 3–9; discussion 10. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2006.02.009>
- Fitzpatrick, R., McCloskey, D.I., 1994. Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. *J Physiol* 478, 173–186.
- Fong, D.T.-P., Hong, Y., Shima, Y., Krosshaug, T., Yung, P.S.-H., Chan, K.-M., 2009. Biomechanics of supination ankle sprain a case report of an accidental injury event in the laboratory. *The American journal of sports medicine* 37, 822–827.
- Ford, K.R., Nguyen, A.-D., Dischiavi, S.L., Hegedus, E.J., Zuk, E.F., Taylor, J.B., 2015. An evidence-based review of hip-focused neuromuscular exercise interventions to address dynamic lower extremity valgus. *Open Access J Sports Med* 6, 291–303. <https://doi.org/10.2147/OAJSM.S72432>

- Ford, K.R., Shapiro, R., Myer, G.D., Van Den Bogert, A.J., Hewett, T.E., 2010. Longitudinal sex differences during landing in knee abduction in young athletes. *Med Sci Sports Exerc* 42, 1923–1931. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181dc99b1>
- Forestier, N., Terrier, R., Teasdale, N., 2015. Ankle muscular proprioceptive signals' relevance for balance control on various support surfaces: an exploratory study. *Am J Phys Med Rehabil* 94, 20–27. <https://doi.org/10.1097/PHM.0000000000000137>
- Fox, A.S., Bonacci, J., McLean, S.G., Spittle, M., Saunders, N., 2014. What is Normal? Female Lower Limb Kinematic Profiles During Athletic Tasks Used to Examine Anterior Cruciate Ligament Injury Risk: A Systematic Review. *Sports Med* 44, 815–832. <https://doi.org/10.1007/s40279-014-0168-8>
- Frank, B., Bell, D.R., Norcross, M.F., Blackburn, J.T., Goerger, B.M., Padua, D.A., 2013. Trunk and hip biomechanics influence anterior cruciate loading mechanisms in physically active participants. *Am J Sports Med* 41, 2676–2683. <https://doi.org/10.1177/0363546513496625>
- Friston, Ashburner, Kiebel, Nichols, Penny, 2007. *Statistical Parametric Mapping: The Analysis of Functional Brain Images*. Elsevier Science & Technology.
- Gautier, G., Thouvairecq, R., Larue, J., 2008. Influence of Experience on Postural Control: Effect of Expertise in Gymnastics. *Journal of Motor Behavior* 40, 400–408. <https://doi.org/10.3200/JMBR.40.5.400-408>
- Ghez, C., Krakauer, J., 2000. The Organization of Movement, in: *Principles of Neural Science*. McGraw-Hill, medical, pp. 653–673.
- Giesche, F., Stief, F., Groneberg, D.A., Wilke, J., 2021. Effect of unplanned athletic movement on knee mechanics: a systematic review with multilevel meta-analysis. *Br J Sports Med*. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2021-103933>
- Giesche, F., Wilke, J., Engeroff, T., Niederer, D., Hohmann, H., Vogt, L., Banzer, W., 2020. Are biomechanical stability deficits during unplanned single-leg landings related to specific markers of cognitive function? *J Sci Med Sport* 23, 82–88. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2019.09.003>
- Giroto, N., Hespanhol Junior, L.C., Gomes, M.R.C., Lopes, A.D., 2017. Incidence and risk factors of injuries in Brazilian elite handball players: A prospective cohort study. *Scand J Med Sci Sports* 27, 195–202. <https://doi.org/10.1111/sms.12636>
- Gitelman, D.R., Nobre, A.C., Parrish, T.B., LaBar, K.S., Kim, Y.H., Meyer, J.R., Mesulam, M., 1999. A large-scale distributed network for covert spatial attention: further anatomical delineation based on stringent behavioural and cognitive controls. *Brain* 122 ( Pt 6), 1093–1106. <https://doi.org/10.1093/brain/122.6.1093>
- Glasgow, P., Bleakley, C.M., Phillips, N., 2013. Being able to adapt to variable stimuli: the key driver in injury and illness prevention? *Br J Sports Med* 47, 64–65. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2012-091960>
- Glasser, S., Collings, R., Paton, J., Marsden, J., 2015. Effect of experimentally reduced distal sensation on postural response to hip abductor/ankle evertor muscle vibration. *Gait & Posture* 42, 193–198. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.05.009>
- Goble, D.J., Coxon, J.P., Impe, A.V., Geurts, M., Dumas, M., Wenderoth, N., Swinnen, S.P., 2011. Brain Activity during Ankle Proprioceptive Stimulation Predicts Balance Performance in Young and Older Adults. *J. Neurosci.* 31, 16344–16352. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.4159-11.2011>
- Gokeler, A., Benjaminse, A., Hewett, T.E., Lephart, S.M., Engebretsen, L., Ageberg, E., Engelhardt, M., Arnold, M.P., Postema, K., Otten, E., Dijkstra, P.U., 2012. Proprioceptive deficits after ACL injury: are they clinically relevant? *Br J Sports Med* 46, 180–192. <https://doi.org/10.1136/bjism.2010.082578>

- Gokeler, A., Benjaminse, A., Hewett, T.E., Paterno, M.V., Ford, K.R., Otten, E., Myer, G.D., 2013. Feedback Techniques to Target Functional Deficits Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: Implications for Motor Control and Reduction of Second Injury Risk. *Sports Med* 43, 1065–1074. <https://doi.org/10.1007/s40279-013-0095-0>
- Gokeler, A., Benjaminse, A., Villa, F.D., Tosarelli, F., Verhagen, E., Baumeister, J., 2021. Anterior cruciate ligament injury mechanisms through a neurocognition lens: implications for injury screening. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine* 7, e001091. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2021-001091>
- Gokeler, A., Neuhaus, D., Benjaminse, A., Grooms, D.R., Baumeister, J., 2019. Principles of Motor Learning to Support Neuroplasticity After ACL Injury: Implications for Optimizing Performance and Reducing Risk of Second ACL Injury. *Sports Med* 49, 853–865. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01058-0>
- Goodwin, G.M., McCloskey, D.I., Matthews, P.B., 1972. Proprioceptive illusions induced by muscle vibration: contribution by muscle spindles to perception? *Science* 175, 1382–1384.
- Goossens, N., 2018. Neural correlates of impairments in proprioception and postural control in non-specific low back pain.
- Goossens, N., Janssens, L., Caeyenberghs, K., Albouy, G., Brumagne, S., 2019. Differences in brain processing of proprioception related to postural control in patients with recurrent non-specific low back pain and healthy controls. *NeuroImage: Clinical* 23, 101881. <https://doi.org/10.1016/j.nicl.2019.101881>
- Gribble, P.A., Hertel, J., Plisky, P., 2012. Using the Star Excursion Balance Test to assess dynamic postural-control deficits and outcomes in lower extremity injury: a literature and systematic review. *J Athl Train* 47, 339–357.
- Griffin, L.Y., Agel, J., Albohm, M.J., Arendt, E.A., Dick, R.W., Garrett, W.E., Garrick, J.G., Hewett, T.E., Huston, L., Ireland, M.L., Johnson, R.J., Kibler, W.B., Lephart, S., Lewis, J.L., Lindenfeld, T.N., Mandelbaum, B.R., Marchak, P., Teitz, C.C., Wojtys, E.M., 2000. Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies. *J Am Acad Orthop Surg* 8, 141–150.
- Grimm, N.L., Jacobs Jr, J.C., Kim, J., Denney, B.S., Shea, K.G., 2015. Anterior cruciate ligament and knee injury prevention programs for soccer players: a systematic review and meta-analysis. *The American journal of sports medicine* 43, 2049–2056.
- Grooms, Appelbaum, G., Onate, J., 2015a. Neuroplasticity Following Anterior Cruciate Ligament Injury: A Framework for Visual-Motor Training Approaches in Rehabilitation. *J Orthop Sports Phys Ther* 45, 381–393. <https://doi.org/10.2519/jospt.2015.5549>
- Grooms, D.R., Onate, J.A., 2016. Neuroscience Application to Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury Prevention. *Sports Health* 8, 149–152. <https://doi.org/10.1177/1941738115619164>
- Grooms, D.R., Page, S.J., Nichols-Larsen, D.S., Chaudhari, A.M.W., White, S.E., Onate, J.A., 2017. Neuroplasticity Associated With Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *J Orthop Sports Phys Ther*. <https://doi.org/10.2519/jospt.2017.7003>
- Grooms, Page, S.J., Onate, J.A., 2015b. Brain Activation for Knee Movement Measured Days Before Second Anterior Cruciate Ligament Injury: Neuroimaging in Musculoskeletal Medicine. *Journal of Athletic Training* 50, 1005–1010. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-50.10.02>
- Guerraz, M., Gianna, C.C., Burchill, P.M., Gresty, M.A., Bronstein, A.M., 2001. Effect of visual surrounding motion on body sway in a three-dimensional environment. *Perception & Psychophysics* 63, 47–58. <https://doi.org/10.3758/BF03200502>

- Hägglund, M., Waldén, M., Magnusson, H., Kristenson, K., Bengtsson, H., Ekstrand, J., 2013. Injuries affect team performance negatively in professional football: an 11-year follow-up of the UEFA Champions League injury study. *Br J Sports Med* 47, 738–742. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092215>
- Han, J., Anson, J., Waddington, G., Adams, R., Liu, Y., 2015a. The Role of Ankle Proprioception for Balance Control in relation to Sports Performance and Injury. *Biomed Res Int* 2015. <https://doi.org/10.1155/2015/842804>
- Han, J., Waddington, G., Adams, R., Anson, J., Liu, Y., 2016. Assessing proprioception: A critical review of methods. *J Sport Health Sci* 5, 80–90. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2014.10.004>
- Han, J., Waddington, G., Anson, J., Adams, R., 2015b. Level of competitive success achieved by elite athletes and multi-joint proprioceptive ability. *Journal of Science and Medicine in Sport* 18, 77–81. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2013.11.013>
- Hands, B., McIntyre, F., Parker, H., 2018. The General Motor Ability Hypothesis: An Old Idea Revisited. *Percept Mot Skills* 125, 213–233. <https://doi.org/10.1177/0031512517751750>
- Hashemi, J., Breighner, R., Chandrashekar, N., Slauterbeck, J.R., Beynon, B.D., 2010. Letter to the Editor: A Framework for Assessing the Viability of Proposed Anterior Cruciate Ligament Injury Mechanisms. *Am J Sports Med* 38, NP3–NP7. <https://doi.org/10.1177/0363546510367624>
- Hay, L., Bard, C., Fleury, M., Teasdale, N., 1996. Availability of visual and proprioceptive afferent messages and postural control in elderly adults. *Exp Brain Res* 108, 129–139.
- Hébert-Losier, K., 2017. Clinical Implications of Hand Position and Lower Limb Length Measurement Method on Y-Balance Test Scores and Interpretations. *J Athl Train* 52, 910–917. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-52.8.02>
- Hegedus, E.J., McDonough, S.M., Bleakley, C., Baxter, D., Cook, C.E., 2015. Clinician-friendly lower extremity physical performance tests in athletes: a systematic review of measurement properties and correlation with injury. Part 2—the tests for the hip, thigh, foot and ankle including the star excursion balance test. *Br J Sports Med* 49, 649–656. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2014-094341>
- Heinert, B.L., Kernozek, T.W., Greany, J.F., Fater, D.C., 2008. Hip abductor weakness and lower extremity kinematics during running. *J Sport Rehabil* 17, 243–256. <https://doi.org/10.1123/jsr.17.3.243>
- Henry, M., Baudry, S., 2019. Age-related changes in leg proprioception: implications for postural control. *J Neurophysiol* 122, 525–538. <https://doi.org/10.1152/jn.00067.2019>
- Herman, D.C., Barth, J.T., 2016. Drop-Jump Landing Varies With Baseline Neurocognition: Implications for Anterior Cruciate Ligament Injury Risk and Prevention. *Am J Sports Med* 44, 2347–2353. <https://doi.org/10.1177/0363546516657338>
- Herman, D.C., Zaremski, J.L., Vincent, H.K., Vincent, K.R., 2015. Effect of Neurocognition and Concussion on Musculoskeletal Injury Risk. *Curr Sports Med Rep* 14, 194–199. <https://doi.org/10.1249/JSR.0000000000000157>
- Hermens, H.J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., Rau, G., 2000. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 10, 361–374. [https://doi.org/10.1016/s1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/10.1016/s1050-6411(00)00027-4)
- Herrington, L., Hatcher, J., Hatcher, A., McNicholas, M., 2009. A comparison of Star Excursion Balance Test reach distances between ACL deficient patients and asymptomatic controls. *The Knee* 16, 149–152. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2008.10.004>
- Hertel, J., Corbett, R.O., 2019. An Updated Model of Chronic Ankle Instability. *J Athl Train* 54, 572–588. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-344-18>

- Hewett, T.E., Ford, K.R., Xu, Y.Y., Khoury, J., Myer, G.D., 2016. Utilization of ACL Injury Biomechanical and Neuromuscular Risk Profile Analysis to Determine the Effectiveness of Neuromuscular Training. *The American Journal of Sports Medicine* 44, 3146–3151. <https://doi.org/10.1177/0363546516656373>
- Hewett, T.E., Myer, G.D., 2011. The mechanistic connection between the trunk, hip, knee, and anterior cruciate ligament injury. *Exerc Sport Sci Rev* 39, 161–166. <https://doi.org/10.1097/JES.0b013e3182297439>
- Hewett, T.E., Myer, G.D., Ford, K.R., 2006. Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 1, mechanisms and risk factors. *Am J Sports Med* 34, 299–311. <https://doi.org/10.1177/0363546505284183>
- Hewett, T.E., Myer, G.D., Ford, K.R., Heidt, R.S., Colosimo, A.J., McLean, S.G., van den Bogert, A.J., Paterno, M.V., Succop, P., 2005. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *Am J Sports Med* 33, 492–501. <https://doi.org/10.1177/0363546504269591>
- Hewett, T.E., Paterno, M.V., Myer, G.D., 2002. Strategies for Enhancing Proprioception and Neuromuscular Control of the Knee: Clinical Orthopaedics and Related Research 402, 76–94. <https://doi.org/10.1097/00003086-200209000-00008>
- Hewett, T.E., Torg, J.S., Boden, B.P., 2009. Video analysis of trunk and knee motion during non-contact anterior cruciate ligament injury in female athletes: lateral trunk and knee abduction motion are combined components of the injury mechanism. *British Journal of Sports Medicine* 43, 417–422. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2009.059162>
- Hewett, T.E., Webster, K.E., Hurd, W.J., 2017. Systematic Selection of Key Logistic Regression Variables for Risk Prediction Analyses: A Five-Factor Maximum Model. *Clin J Sport Med*. <https://doi.org/10.1097/JSM.0000000000000486>
- Hewett, T.E., Zazulak, B.T., Myer, G.D., 2007. Effects of the menstrual cycle on anterior cruciate ligament injury risk: a systematic review. *Am J Sports Med* 35, 659–668. <https://doi.org/10.1177/0363546506295699>
- Hiemstra, L.A., Lo, I.K., Fowler, P.J., 2001. Effect of fatigue on knee proprioception: implications for dynamic stabilization. *J Orthop Sports Phys Ther* 31, 598–605. <https://doi.org/10.2519/jospt.2001.31.10.598>
- Hirata, R.P., Jørgensen, T.S., Rosager, S., Arendt-Nielsen, L., Bliddal, H., Henriksen, M., Graven-Nielsen, T., 2013. Altered visual and feet proprioceptive feedbacks during quiet standing increase postural sway in patients with severe knee osteoarthritis. *PLoS One* 8, e71253. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0071253>
- Hirjaková, Z., Šingliarová, H., Bzdúšková, D., Kimijanová, J., Bučková, K., Valkovič, P., Hlavačka, F., 2016. Postural stability and responses to vibrations in patients after anterior cruciate ligament surgical reconstruction. *Physiol Res* 65, S409–S416.
- Hof, A.L., Gazendam, M.G.J., Sinke, W.E., 2005. The condition for dynamic stability. *Journal of Biomechanics* 38, 1–8. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.03.025>
- Hof, A.L., Vermerris, S.M., Gjaltema, W.A., 2010. Balance responses to lateral perturbations in human treadmill walking. *Journal of Experimental Biology* 213, 2655–2664. <https://doi.org/10.1242/jeb.042572>
- Hoffman, M., Schrader, J., Koceja, D., 1999. An Investigation of Postural Control in Postoperative Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Patients 7.
- Hollman, J.H., Hohl, J.M., Kraft, J.L., Strauss, J.D., Traver, K.J., 2013. Modulation of frontal-plane knee kinematics by hip-extensor strength and gluteus maximus recruitment during a jump-landing task in healthy women. *J Sport Rehabil* 22, 184–190. <https://doi.org/10.1123/jsr.22.3.184>

- Homan, K.J., Norcross, M.F., Goerger, B.M., Prentice, W.E., Blackburn, J.T., 2013. The influence of hip strength on gluteal activity and lower extremity kinematics. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 23, 411–415. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.11.009>
- Hopkins, W.G., 2000. Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Med* 30, 1–15. <https://doi.org/10.2165/00007256-200030010-00001>
- Horak, F.B., 2006. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age Ageing* 35 Suppl 2, ii7–ii11. <https://doi.org/10.1093/ageing/afl077>
- Horak, F.B., Macpherson, J.M., 2011. Postural Orientation and Equilibrium, in: *Comprehensive Physiology*. American Cancer Society, pp. 255–292. <https://doi.org/10.1002/cphy.cp120107>
- Houck, J.R., Duncan, A., De Haven, K.E., 2006. Comparison of frontal plane trunk kinematics and hip and knee moments during anticipated and unanticipated walking and side step cutting tasks. *Gait Posture* 24, 314–322. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.10.005>
- Howell, D.C., 2012. *Statistical Methods for Psychology*. Cengage Learning.
- Howells, B.E., Ardern, C.L., Webster, K.E., 2011. Is postural control restored following anterior cruciate ligament reconstruction? A systematic review. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 19, 1168–1177. <https://doi.org/10.1007/s00167-011-1444-x>
- Hrysomallis, C., 2011. Balance Ability and Athletic Performance. *Sports Med* 41, 221–232. <https://doi.org/10.2165/11538560-000000000-00000>
- Husted, R.S., Bencke, J., Andersen, L.L., Myklebust, G., Kallemose, T., Lauridsen, H.B., Hölmich, P., Aagaard, P., Zebis, M.K., 2016. A comparison of hamstring muscle activity during different screening tests for non-contact ACL injury. *The Knee* 23, 362–366. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2016.02.004>
- Husted, R.S., Bencke, J., Hölmich, P., Andersen, L.L., Thorborg, K., Bandholm, T., Gliese, B., Lauridsen, H.B., Myklebust, G., Aagaard, P., Zebis, M.K., 2018. Maximal hip and knee muscle strength are not related to neuromuscular pre-activity during sidecutting maneuver: a cross-sectional study. *Intl J Sports Phys Ther* 13, 66–76. <https://doi.org/10.26603/ijsp20180066>
- 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 Surg Sports Traumatol Arthrosc* 22, 41–48. <https://doi.org/10.1007/s00167-013-2526-8>
- Imwalle, L.E., Myer, G.D., Ford, K.R., Hewett, T.E., 2009. Relationship Between Hip and Knee Kinematics in Athletic Women During Cutting Maneuvers: A Possible Link to Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury and Prevention: *Journal of Strength and Conditioning Research* 23, 2223–2230. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181bc1a02>
- Ireland, M.L., 1999. Anterior Cruciate Ligament Injury in Female Athletes: *Epidemiology. J Athl Train* 34, 150–154.
- Isableu, B., Ohlmann, T., Cremieux, J., Amblard, B., 1997. Selection of spatial frame of reference and postural control variability. *Exp Brain Res* 114, 584–589.
- Isableu, B., Vuillerme, N., 2006. Differential integration of kinaesthetic signals to postural control. *Exp Brain Res* 174, 763–768. <https://doi.org/10.1007/s00221-006-0630-4>
- Ishida, T., Yamanaka, M., Takeda, N., Homan, K., Koshino, Y., Kobayashi, T., Matsumoto, H., Aoki, Y., 2015. The effect of changing toe direction on knee kinematics during drop vertical jump: a possible risk factor for anterior cruciate ligament injury. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 23, 1004–1009. <https://doi.org/10.1007/s00167-013-2815-2>

- Ito, T., Sakai, Y., Yamazaki, K., Nishio, R., Ito, Y., Morita, Y., 2018. Postural Strategy in Elderly, Middle-Aged, and Young People during Local Vibratory Stimulation for Proprioceptive Inputs. *Geriatrics* 3, 93. <https://doi.org/10.3390/geriatrics3040093>
- Ivanenko, Y.P., Solopova, I.A., Levik, Y.S., 2000. The direction of postural instability affects postural reactions to ankle muscle vibration in humans. *Neurosci. Lett.* 292, 103–106.
- Ivanenko, Y.P., Talis, V.L., Kazennikov, O.V., 1999. Support stability influences postural responses to muscle vibration in humans. *Eur. J. Neurosci.* 11, 647–654.
- Jacobs, C.A., Uhl, T.L., Mattacola, C.G., Shapiro, R., Rayens, W.S., 2007. Hip Abductor Function and Lower Extremity Landing Kinematics: Sex Differences. *J Athl Train* 42, 76–83.
- Jamison, S.T., Pan, X., Chaudhari, A.M.W., 2012. Knee moments during run-to-cut maneuvers are associated with lateral trunk positioning. *J Biomech* 45, 1881–1885. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.05.031>
- Janssens, L., Brumagne, S., Polspoel, K., Troosters, T., McConnell, A., 2010. The effect of inspiratory muscles fatigue on postural control in people with and without recurrent low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)* 35, 1088–1094. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181bee5c3>
- Johanson, E., Brumagne, S., Janssens, L., Pijnenburg, M., Claeys, K., Pääsuke, M., 2011. The effect of acute back muscle fatigue on postural control strategy in people with and without recurrent low back pain. *Eur Spine J* 20, 2152–2159. <https://doi.org/10.1007/s00586-011-1825-3>
- Jones, P.A., Herrington, L.C., Graham-Smith, P., 2015. Technique determinants of knee joint loads during cutting in female soccer players. *Hum Mov Sci* 42, 203–211. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2015.05.004>
- Kapreli, E., Athanasopoulos, S., Gliatis, J., Papathanasiou, M., Peeters, R., Strimpakos, N., Van Hecke, P., Gouliamos, A., Sunaert, S., 2009. Anterior cruciate ligament deficiency causes brain plasticity: a functional MRI study. *Am J Sports Med* 37, 2419–2426. <https://doi.org/10.1177/0363546509343201>
- Kaux, J.-F., Roberjot, M., Delvaux, F., Lehance, C., Croisier, J.-L., Pennelle, T., Vandenberg, J., Meex, M., Forthomme, B., 2017. Traumatologie des sports olympiques de ballon en salle. Partie 2 : le Handball. *Journal de Traumatologie du Sport* 34, 172–176. <https://doi.org/10.1016/j.jts.2017.06.003>
- Kerkhoffs, G.M., van den Bekerom, M., Elders, L.A.M., van Beek, P.A., Hullegie, W.A.M., Bloemers, G.M.F.M., de Heus, E.M., Loogman, M.C.M., Rosenbrand, K.C.J.G.M., Kuipers, T., Hoogstraten, J.W. a. P., Dekker, R., Ten Duis, H.-J., van Dijk, C.N., van Tulder, M.W., van der Wees, P.J., de Bie, R.A., 2012. Diagnosis, treatment and prevention of ankle sprains: an evidence-based clinical guideline. *Br J Sports Med* 46, 854–860. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2011-090490>
- Kernozeck, T.W., Ragan, R.J., 2008. Estimation of anterior cruciate ligament tension from inverse dynamics data and electromyography in females during drop landing. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 23, 1279–1286. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.08.001>
- Khayambashi, K., Ghoddosi, N., Straub, R.K., Powers, C.M., 2016. Hip Muscle Strength Predicts Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury in Male and Female Athletes: A Prospective Study. *Am J Sports Med* 44, 355–361. <https://doi.org/10.1177/0363546515616237>
- Kiapour, A.M., Demetropoulos, C.K., Kiapour, A., Quatman, C.E., Wordeman, S.C., Goel, V.K., Hewett, T.E., 2016. Strain Response of the Anterior Cruciate Ligament to Uniplanar and Multiplanar Loads During Simulated Landings: Implications for Injury

- Mechanism. *Am J Sports Med* 44, 2087–2096. <https://doi.org/10.1177/0363546516640499>
- Kibler, W.B., Press, J., Sciascia, A., 2006. The Role of Core Stability in Athletic Function. *Sports Med* 36, 189–198. <https://doi.org/10.2165/00007256-200636030-00001>
- Kiefer, A.W., DiCesare, C., Bonnette, S., Kitchen, K., Gadd, B., Thomas, S., Barber Foss, K.D., Myer, G.D., Riley, M.A., Silva, P., 2017. Sport-specific virtual reality to identify profiles of anterior cruciate ligament injury risk during unanticipated cutting, in: 2017 International Conference on Virtual Rehabilitation (ICVR). Presented at the 2017 International Conference on Virtual Rehabilitation (ICVR), pp. 1–8. <https://doi.org/10.1109/ICVR.2017.8007511>
- Kiefer, A.W., Ford, K.R., Paterno, M.V., Schmitt, L.C., Myer, G.D., Riley, M.A., Shockley, K., Hewett, T.E., 2013. Inter-segmental Postural Coordination Measures Differentiate Athletes with ACL Reconstruction from Uninjured Athletes. *Gait Posture* 37, 149–153. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.05.005>
- Kiefer, A.W., Myer, G.D., 2015. Training the Antifragile Athlete: A Preliminary Analysis of Neuromuscular Training Effects on Muscle Activation Dynamics. *Nonlinear Dynamics Psychol Life Sci* 19, 489–510.
- Kiers, H., Brumagne, S., van Dieën, J., van der Wees, P., Vanhees, L., 2012. Ankle proprioception is not targeted by exercises on an unstable surface. *Eur. J. Appl. Physiol.* 112, 1577–1585. <https://doi.org/10.1007/s00421-011-2124-8>
- Kiers, H., Brumagne, S., van Dieën, J., Vanhees, L., 2014. Test-retest reliability of muscle vibration effects on postural sway. *Gait Posture* 40, 166–171. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.03.184>
- Kiers, H., van Dieën, J., Dekkers, H., Wittink, H., Vanhees, L., 2013. A systematic review of the relationship between physical activities in sports or daily life and postural sway in upright stance. *Sports Med* 43, 1171–1189. <https://doi.org/10.1007/s40279-013-0082-5>
- Kiers, H., van Dieën, J.H., Brumagne, S., Vanhees, L., 2015. Postural sway and integration of proprioceptive signals in subjects with LBP. *Hum Mov Sci* 39, 109–120. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2014.05.011>
- Kim, A.S., Needle, A.R., Thomas, S.J., Higginson, C.I., Kaminski, T.W., Swanik, C.B., 2016. A sex comparison of reactive knee stiffness regulation strategies under cognitive loads. *Clinical Biomechanics* 35, 86–92. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2016.04.010>
- Kim, H., Son, S.J., Seeley, M.K., Hopkins, J.T., 2019a. Altered Movement Biomechanics in Chronic Ankle Instability, Coper, and Control Groups: Energy Absorption and Distribution Implications. *J Athl Train* 54, 708–717. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-483-17>
- Kim, H., Son, S.J., Seeley, M.K., Hopkins, J.T., 2019b. Altered movement strategies during jump landing/cutting in patients with chronic ankle instability. *Scand J Med Sci Sports* 29, 1130–1140. <https://doi.org/10.1111/sms.13445>
- Kim, H., Son, S.J., Seeley, M.K., Hopkins, J.T., 2018. Kinetic Compensations due to Chronic Ankle Instability during Landing and Jumping. *Med Sci Sports Exerc* 50, 308–317. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001442>
- Kim, H.-J., Lee, J.-H., Lee, D.-H., 2017. Proprioception in Patients With Anterior Cruciate Ligament Tears: A Meta-analysis Comparing Injured and Uninjured Limbs. *Am J Sports Med* 45, 2916–2922. <https://doi.org/10.1177/0363546516682231>
- Kim, Kim, J.-S., Grooms, D.R., 2017. Stroboscopic Vision to Induce Sensory Reweighting During Postural Control. *J Sport Rehabil* 26. <https://doi.org/10.1123/jsr.2017-0035>
- Kim, K.-M., Kim, J.-S., Oh, J., Grooms, D.R., 2020. Stroboscopic Vision as a Dynamic Sensory Reweighting Alternative to the Sensory Organization Test. *J Sport Rehabil* 30, 166–172. <https://doi.org/10.1123/jsr.2019-0466>

- Kluzik, J., Horak, F.B., Peterka, R.J., 2005. Differences in preferred reference frames for postural orientation shown by after-effects of stance on an inclined surface. *Exp Brain Res* 162, 474–489. <https://doi.org/10.1007/s00221-004-2124-6>
- Koga, H., Nakamae, A., Shima, Y., Bahr, R., Krosshaug, T., 2017. Hip and Ankle Kinematics in Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury Situations: Video Analysis Using Model-Based Image Matching: *The American Journal of Sports Medicine*. <https://doi.org/10.1177/0363546517732750>
- Koga, H., Nakamae, A., Shima, Y., Iwasa, J., Myklebust, G., Engebretsen, L., Bahr, R., 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, 2218–2225. <https://doi.org/10.1177/0363546510373570>
- Koo, T.K., Li, M.Y., 2016. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *J Chiropr Med* 15, 155–163. <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2016.02.012>
- Kramer, L.C., Denegar, C.R., Buckley, W.E., Hertel, J., 2007. Factors associated with anterior cruciate ligament injury: history in female athletes. *J Sports Med Phys Fitness* 47, 446–454.
- Kristianslund, E., Bahr, R., Krosshaug, T., 2011. Kinematics and kinetics of an accidental lateral ankle sprain. *Journal of biomechanics* 44, 2576–2578.
- Kristianslund, E., Faul, O., Bahr, R., Myklebust, G., Krosshaug, T., 2014. Sidestep cutting technique and knee abduction loading: implications for ACL prevention exercises. *Br J Sports Med* 48, 779–783. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2012-091370>
- Kristianslund, E., Krosshaug, T., 2013. Comparison of drop jumps and sport-specific sidestep cutting: implications for anterior cruciate ligament injury risk screening. *Am J Sports Med* 41, 684–688. <https://doi.org/10.1177/0363546512472043>
- Krosshaug, T., Andersen, T.E., Olsen, O.-E.O., Myklebust, G., Bahr, R., 2005. Research approaches to describe the mechanisms of injuries in sport: limitations and possibilities. *British Journal of Sports Medicine* 39, 330–339. <https://doi.org/10.1136/bjism.2005.018358>
- Krosshaug, T., Nakamae, A., Boden, B., Engebretsen, L., Smith, G., Slauterbeck, J., Hewett, T.E., Bahr, R., 2007a. Estimating 3D joint kinematics from video sequences of running and cutting maneuvers--assessing the accuracy of simple visual inspection. *Gait Posture* 26, 378–385. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.10.010>
- Krosshaug, T., Nakamae, A., Boden, B.P., Engebretsen, L., Smith, G., Slauterbeck, J.R., Hewett, T.E., Bahr, R., 2007b. Mechanisms of Anterior Cruciate Ligament Injury in Basketball: Video Analysis of 39 Cases. *Am J Sports Med* 35, 359–367. <https://doi.org/10.1177/0363546506293899>
- Krosshaug, T., Steffen, K., Kristianslund, E., Nilstad, A., Mok, K.-M., Myklebust, G., Andersen, T.E., Holme, I., Engebretsen, L., 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. *Am J Sports Med* 44, 874–883. <https://doi.org/10.1177/0363546515625048>
- Kuenze, C.M., Hertel, J., Weltman, A., Diduch, D., Saliba, S.A., Hart, J.M., 2015. Persistent neuromuscular and corticomotor quadriceps asymmetry after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Athl Train* 50, 303–312. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-49.5.06>
- Kulmala, J.-P., Avela, J., Pasanen, K., Parkkari, J., 2013. Forefoot Strikers Exhibit Lower Running-Induced Knee Loading than Rearfoot Strikers. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 45, 2306–2313. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31829efcf7>

- Kvist, J., Kartus, J., Karlsson, J., Forssblad, M., 2014. Results From the Swedish National Anterior Cruciate Ligament Register. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* 30, 803–810. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2014.02.036>
- Laboute, E., Verhaeghe, E., Uçay, O., Minden, A., 2019. Evaluation kinaesthetic proprioceptive deficit after knee anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction in athletes. *J Exp Orthop* 6. <https://doi.org/10.1186/s40634-019-0174-8>
- Lai, C.C.H., Ardern, C.L., Feller, J.A., Webster, K.E., 2018. Eighty-three per cent of elite athletes return to preinjury sport after anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review with meta-analysis of return to sport rates, graft rupture rates and performance outcomes. *Br J Sports Med* 52, 128–138. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096836>
- Lakens, D., 2013. Calculating and reporting effect sizes to facilitate cumulative science: a practical primer for t-tests and ANOVAs. *Frontiers in Psychology* 4.
- Landry, S.C., McKean, K.A., Hubley-Kozey, C.L., Stanish, W.D., Deluzio, K.J., 2007. Neuromuscular and lower limb biomechanical differences exist between male and female elite adolescent soccer players during an unanticipated side-cut maneuver. *Am J Sports Med* 35, 1888–1900. <https://doi.org/10.1177/0363546507300823>
- Langevoort, G., Myklebust, G., Dvorak, J., Junge, A., 2007. Handball injuries during major international tournaments. *Scand J Med Sci Sports* 17, 400–407. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2006.00587.x>
- Latash, M., 2000. There Is No Motor Redundancy in Human Movements. There Is Motor Abundance. *Motor Control* 4, 259–261. <https://doi.org/10.1123/mcj.4.3.259>
- Latash, M.L., 2012. The bliss (not the problem) of motor abundance (not redundancy). *Exp Brain Res* 217, 1–5. <https://doi.org/10.1007/s00221-012-3000-4>
- 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. *J Biomech* 44, 1845–1851. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.04.010>
- Laver, L., Landreau, P., Seil, R., Popovic, N. (Eds.), 2018. *Handball Sports Medicine*. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg. <https://doi.org/10.1007/978-3-662-55892-8>
- Laver, L., Myklebust, G., 2015. Handball Injuries: Epidemiology and Injury Characterization, in: Doral, M.N., Karlsson, J. (Eds.), *Sports Injuries: Prevention, Diagnosis, Treatment and Rehabilitation*. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, pp. 2781–2805. [https://doi.org/10.1007/978-3-642-36569-0\\_287](https://doi.org/10.1007/978-3-642-36569-0_287)
- Lawrence, R.K., Kernozek, T.W., Miller, E.J., Torry, M.R., Reuteman, P., 2008. Influences of hip external rotation strength on knee mechanics during single-leg drop landings in females. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 23, 806–813. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.02.009>
- Lee, M.J.C., Lloyd, D.G., Lay, B.S., Bourke, P.D., Alderson, J.A., 2013. Effects of different visual stimuli on postures and knee moments during sidestepping. *Med Sci Sports Exerc* 45, 1740–1748. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318290c28a>
- Legnani, G., Casalo, F., Righettini, P., Zappa, B., 1996. A homogeneous matrix approach to 3D kinematics and dynamics—II. Applications to chains of rigid bodies and serial manipulators. *Mechanism and Machine Theory* 31, 589–605. [https://doi.org/10.1016/0094-114X\(95\)00101-4](https://doi.org/10.1016/0094-114X(95)00101-4)
- Lehmann, T., Büchel, D., Mouton, C., Gokeler, A., Seil, R., Baumeister, J., 2021. Functional Cortical Connectivity Related to Postural Control in Patients Six Weeks After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Frontiers in Human Neuroscience* 15.
- Lehmann, T., Paschen, L., Baumeister, J., 2017. Single-Leg Assessment of Postural Stability After Anterior Cruciate Ligament Injury: a Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Med Open* 3, 32. <https://doi.org/10.1186/s40798-017-0100-5>

- Lephart, S.M., 2000. Proprioception and neuromuscular control in joint stability. *Human Kinetics* 405–413.
- 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. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 162–169.
- Lepley, A.S., Grooms, D.R., Burland, J.P., Davi, S.M., Kinsella-Shaw, J.M., Lepley, L.K., 2019. Quadriceps muscle function following anterior cruciate ligament reconstruction: systemic differences in neural and morphological characteristics. *Exp Brain Res* 237, 1267–1278. <https://doi.org/10.1007/s00221-019-05499-x>
- Lepley, A.S., Ly, M.T., Grooms, D.R., Kinsella-Shaw, J.M., Lepley, L.K., 2020. Corticospinal tract structure and excitability in patients with anterior cruciate ligament reconstruction: A DTI and TMS study. *NeuroImage: Clinical* 25, 102157. <https://doi.org/10.1016/j.nicl.2019.102157>
- Leppänen, M., Pasanen, K., Krosshaug, T., Kannus, P., Vasankari, T., Kujala, U.M., Bahr, R., Perttunen, J., Parkkari, J., 2017. Sagittal Plane Hip, Knee, and Ankle Biomechanics and the Risk of Anterior Cruciate Ligament Injury: A Prospective Study. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine* 5, 2325967117745487. <https://doi.org/10.1177/2325967117745487>
- Lie, M.M., Risberg, M.A., Storheim, K., Engebretsen, L., Øiestad, B.E., 2019. What's the rate of knee osteoarthritis 10 years after anterior cruciate ligament injury? An updated systematic review. *Br J Sports Med* 53, 1162–1167. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2018-099751>
- Lind, M., Menhert, F., Pedersen, A.B., 2009. The first results from the Danish ACL reconstruction registry: epidemiologic and 2 year follow-up results from 5,818 knee ligament reconstructions. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 17, 117–124. <https://doi.org/10.1007/s00167-008-0654-3>
- Lubetzky, A.V., McCoy, S.W., Price, R., Kartin, D., 2017. Response to Tendon Vibration Questions the Underlying Rationale of Proprioceptive Training. *J Athl Train* 52, 97–107. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-52.1.06>
- Luig, P., Krutsch, W., Nerlich, M., Henke, T., Klein, C., Bloch, H., Platen, P., Achenbach, L., 2018. Increased injury rates after the restructure of Germany's national second league of team handball. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 26, 1884–1891. <https://doi.org/10.1007/s00167-018-4851-4>
- Lysholm, M., Ledin, T., Odqvist, L.M., Good, L., 1998. Postural control--a comparison between patients with chronic anterior cruciate ligament insufficiency and healthy individuals. *Scand J Med Sci Sports* 8, 432–438.
- Mahmoudian, A., van Dieen, J.H., Baert, I.A.C., Jonkers, I., Bruijn, S.M., Luyten, F.P., Faber, G.S., Verschueren, S.M.P., 2016. Changes in proprioceptive weighting during quiet standing in women with early and established knee osteoarthritis compared to healthy controls. *Gait Posture* 44, 184–188. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.12.010>
- Maitre, J., Noé, F., González, L.-M., García-Massó, X., Paillard, T., 2021. The tightening parameters of the vibratory devices modify their disturbing postural effects. *Journal of Biomechanics* 126, 110624. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110624>
- Majewski, M., Susanne, H., Klaus, S., 2006. Epidemiology of athletic knee injuries: A 10-year study. *The Knee* 13, 184–188. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2006.01.005>
- Manto, M., Bower, J.M., Conforto, A.B., Delgado-García, J.M., da Guarda, S.N.F., Gerwig, M., Habas, C., Hagura, N., Ivry, R.B., Mariën, P., Molinari, M., Naito, E., Nowak, D.A., Oulad Ben Taib, N., Pelisson, D., Tesche, C.D., Tilikete, C., Timmann, D., 2012. Consensus Paper: Roles of the Cerebellum in Motor Control—The Diversity of Ideas

- on Cerebellar Involvement in Movement. *Cerebellum* 11, 457–487. <https://doi.org/10.1007/s12311-011-0331-9>
- Maurer, C., Mergner, T., Peterka, R.J., 2006. Multisensory control of human upright stance. *Exp Brain Res* 171, 231–250. <https://doi.org/10.1007/s00221-005-0256-y>
- McKay, S.M., Wu, J., Angulo-Barroso, R., 2014. Effect of Achilles tendon vibration on posture in children. *Gait & posture*. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.02.002>
- McKeon, P.O., Hertel, J., 2008. Systematic Review of Postural Control and Lateral Ankle Instability, Part I: Can Deficits Be Detected With Instrumented Testing. *J Athl Train* 43, 293–304.
- McLean, S.G., Huang, X., van den Bogert, A.J., 2005. Association between lower extremity posture at contact and peak knee valgus moment during sidestepping: Implications for ACL injury. *Clinical Biomechanics* 20, 863–870. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.05.007>
- McLean, S.G., Lipfert, S.W., Van Den Bogert, A.J., 2004. Effect of Gender and Defensive Opponent on the Biomechanics of Sidestep Cutting: *Medicine & Science in Sports & Exercise* 36, 1008–1016. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000128180.51443.83>
- Mebes, C., Amstutz, A., Luder, G., Ziswiler, H.-R., Stettler, M., Villiger, P.M., Radlinger, L., 2008. Isometric rate of force development, maximum voluntary contraction, and balance in women with and without joint hypermobility. *Arthritis Care & Research* 59, 1665–1669. <https://doi.org/10.1002/art.24196>
- Meeuwisse, W.H., Tyreman, H., Hagel, B., Emery, C., 2007. A Dynamic Model of Etiology in Sport Injury: The Recursive Nature of Risk and Causation. *Clinical Journal of Sport Medicine* 17, 215–219. <https://doi.org/10.1097/JSM.0b013e3180592a48>
- Mendiguchia, J., Ford, K.R., Quatman, C.E., Alentorn-Geli, E., Hewett, T.E., 2011. Sex Differences in Proximal Control of the Knee Joint. *Sports Med* 41, 541–557. <https://doi.org/10.2165/11589140-000000000-00000>
- Mesure, S., Lamendin, H., 2001. *Posture, pratique sportive et rééducation*. Masson.
- Missitzi, J., Geladas, N., Misitzi, A., Misitzis, L., Classen, J., Klissouras, V., 2018. Heritability of proprioceptive senses. *J Appl Physiol* (1985) 125, 972–982. <https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00544.2017>
- Mohammadi-Rad, S., Salavati, M., Ebrahimi-Takamjani, I., Akhbari, B., Sherafat, S., Negahban, H., Lali, P., Mazaheri, M., 2016. Dual-Tasking Effects on Dynamic Postural Stability in Athletes With and Without Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *J Sport Rehabil* 25, 324–329. <https://doi.org/10.1123/jsr.2015-0012>
- Mok, K.-M., Bahr, R., Krosshaug, T., 2017. Reliability of lower limb biomechanics in two sport-specific sidestep cutting tasks. *Sports Biomechanics* 17, 157–167. <https://doi.org/10.1080/14763141.2016.1260766>
- Monjo, F., Forestier, N., 2014. Movement unpredictability and temporal constraints affect the integration of muscle fatigue information into forward models. *Neuroscience* 277, 584–594. <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2014.07.055>
- Moraiti, C., Stergiou, N., Ristanis, S., Georgoulis, A.D., 2007. ACL deficiency affects stride-to-stride variability as measured using nonlinear methodology. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 15, 1406–1413. <https://doi.org/10.1007/s00167-007-0373-1>
- Mornieux, G., Gehring, D., Fürst, P., Gollhofer, A., 2014. Anticipatory postural adjustments during cutting manoeuvres in football and their consequences for knee injury risk. *Journal of Sports Sciences* 32, 1255–1262. <https://doi.org/10.1080/02640414.2013.876508>
- Mouchnino, L., Blouin, J., 2013. When Standing on a Moving Support, Cutaneous Inputs Provide Sufficient Information to Plan the Anticipatory Postural Adjustments for Gait Initiation. *PLoS One* 8, e55081. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0055081>

- Mouchnino, L., Fontan, A., Tandonnet, C., Perrier, J., Saradjian, A.H., Blouin, J., Simoneau, M., 2015. Facilitation of cutaneous inputs during the planning phase of gait initiation. *Journal of Neurophysiology* 114, 301–308. <https://doi.org/10.1152/jn.00668.2014>
- Mouton, C., Theisen, D., Meyer, T., Agostinis, H., Nührenbörger, C., Pape, D., Seil, R., 2015. Noninjured Knees of Patients With Noncontact ACL Injuries Display Higher Average Anterior and Internal Rotational Knee Laxity Compared With Healthy Knees of a Noninjured Population. *Am J Sports Med* 43, 1918–1923. <https://doi.org/10.1177/0363546515587080>
- Munn, J., Sullivan, S.J., Schneiders, A.G., 2010. Evidence of sensorimotor deficits in functional ankle instability: A systematic review with meta-analysis. *Journal of Science and Medicine in Sport* 13, 2–12. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2009.03.004>
- Myer, G.D., Brent, J.L., Ford, K.R., Hewett, T.E., 2008. A pilot study to determine the effect of trunk and hip focused neuromuscular training on hip and knee isokinetic strength. *Br J Sports Med* 42, 614–619. <https://doi.org/10.1136/bjism.2007.046086>
- Myer, G.D., Sugimoto, D., Thomas, S., Hewett, T.E., 2013. The Influence of Age on the Effectiveness of Neuromuscular Training to Reduce Anterior Cruciate Ligament Injury in Female Athletes: A Meta-Analysis. *Am J Sports Med* 41, 203–215. <https://doi.org/10.1177/0363546512460637>
- 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. *Clin J Sport Med* 13, 71–78.
- 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. *Scand J Med Sci Sports* 7, 289–292. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.1997.tb00155.x>
- Myklebust, G., Mæhlum, 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, 149–153. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.1998.tb00185.x>
- Myklebust, G., Skjøberg, A., Bahr, R., 2013. ACL injury incidence in female handball 10 years after the Norwegian ACL prevention study: important lessons learned. *Br J Sports Med* 47, 476–479. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2012-091862>
- Nagai, T., Sell, T.C., House, A.J., Abt, J.P., Lephart, S.M., 2013. Knee proprioception and strength and landing kinematics during a single-leg stop-jump task. *J Athl Train* 48, 31–38. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-48.1.14>
- Naito, E., Morita, T., Amemiya, K., 2016. Body representations in the human brain revealed by kinesthetic illusions and their essential contributions to motor control and corporeal awareness. *Neuroscience Research, Body representation in the brain* 104, 16–30. <https://doi.org/10.1016/j.neures.2015.10.013>
- Naito, E., Nakashima, T., Kito, T., Aramaki, Y., Okada, T., Sadato, N., 2007. Human limb-specific and non-limb-specific brain representations during kinesthetic illusory movements of the upper and lower extremities. *European Journal of Neuroscience* 25, 3476–3487. <https://doi.org/10.1111/j.1460-9568.2007.05587.x>
- Nashner, L., Berthoz, A., 1978. Visual contribution to rapid motor responses during postural control. *Brain Res.* 150, 403–407. [https://doi.org/10.1016/0006-8993\(78\)90291-3](https://doi.org/10.1016/0006-8993(78)90291-3)
- Nedergaard, N.J., Dalbø, S., Petersen, S.V., Zebis, M.K., Bencke, J., 2020. Biomechanical and neuromuscular comparison of single- and multi-planar jump tests and a side-cutting maneuver: Implications for ACL injury risk assessment. *The Knee* 27, 324–333. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2019.10.022>

- Needle, A.R., Lepley, A.S., Grooms, D.R., 2017. Central Nervous System Adaptation After Ligamentous Injury: a Summary of Theories, Evidence, and Clinical Interpretation. *Sports Med* 47, 1271–1288. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0666-y>
- Negahban, H., Ahmadi, P., Salehi, R., Mehravar, M., Goharpey, S., 2013. Attentional demands of postural control during single leg stance in patients with anterior cruciate ligament reconstruction. *Neuroscience Letters* 556, 118–123. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2013.10.022>
- Negahban, H., Mazaheri, M., Kingma, I., van Dieën, J.H., 2014. A systematic review of postural control during single-leg stance in patients with untreated anterior cruciate ligament injury. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 22, 1491–1504. <https://doi.org/10.1007/s00167-013-2501-4>
- Neto, T., Sayer, T., Theisen, D., Mierau, A., 2019. Functional Brain Plasticity Associated with ACL Injury: A Scoping Review of Current Evidence. *Neural Plast* 2019. <https://doi.org/10.1155/2019/3480512>
- Newell, K.M., Corcos, D.M., Conference on Variability and Motor Control (Eds.), 1993. Variability and motor control. Human Kinetics Publishers, Champaign IL.
- Nguyen, A.-D., Shultz, S.J., Schmitz, R.J., Luecht, R.M., Perrin, D.H., 2011. A preliminary multifactorial approach describing the relationships among lower extremity alignment, hip muscle activation, and lower extremity joint excursion. *J Athl Train* 46, 246–256. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-46.3.246>
- Nguyen, A.-D., Taylor, J.B., Wimbish, T.G., Keith, J.L., Ford, K.R., 2018. Preferred Hip Strategy During Landing Reduces Knee Abduction Moment in Collegiate Female Soccer Players. *J Sport Rehabil* 27, 213–217. <https://doi.org/10.1123/jsr.2016-0026>
- Nilstad, A., Petushek, E., Mok, K.-M., Bahr, R., Krosshaug, T., 2021. Kiss goodbye to the “kissing knees”: no association between frontal plane inward knee motion and risk of future non-contact ACL injury in elite female athletes. *Sports Biomech* 1–15. <https://doi.org/10.1080/14763141.2021.1903541>
- Nishizawa, K., Hashimoto, T., Hakukawa, S., Nagura, T., Otani, T., Harato, K., 2022. Effects of foot progression angle on kinematics and kinetics of a cutting movement. *J EXP ORTOP* 9, 11. <https://doi.org/10.1186/s40634-022-00447-1>
- Noyes, F.R., Barber-Westin, S. (Eds.), 2018. ACL Injuries in the Female Athlete: Causes, Impacts, and Conditioning Programs, 2nd ed. Springer-Verlag, Berlin Heidelberg.
- Numata, H., Nakase, J., Kitaoka, K., Shima, Y., Oshima, T., Takata, Y., Shimosaki, K., Tsuchiya, H., 2018. Two-dimensional motion analysis of dynamic knee valgus identifies female high school athletes at risk of non-contact anterior cruciate ligament injury. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 26, 442–447. <https://doi.org/10.1007/s00167-017-4681-9>
- Ochi, M., Iwasa, J., Uchio, Y., Adachi, N., Sumen, Y., 1999. The regeneration of sensory neurones in the reconstruction of the anterior cruciate ligament. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume* 81-B, 902–906. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.81B5.0810902>
- O’Connell, George, Stock, 1998. Postural sway and balance testing: a comparison of normal and anterior cruciate ligament deficient knees. *Gait Posture* 8, 136–142.
- Oie, K.S., Kiemel, T., Jeka, J.J., 2002. Multisensory fusion: simultaneous re-weighting of vision and touch for the control of human posture. *Brain Res Cogn Brain Res* 14, 164–176.
- Olsen, O.-E., Myklebust, G., Engebretsen, L., Bahr, R., 2004. Injury Mechanisms for Anterior Cruciate Ligament Injuries in Team Handball: A Systematic Video Analysis. *The American Journal of Sports Medicine* 32, 1002–1012. <https://doi.org/10.1177/0363546503261724>

- 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* 330, 449.
- Olsen, O.E., Myklebust, G., Engebretsen, L., Holme, I., Bahr, R., 2003. Relationship between floor type and risk of ACL injury in team handball. *Scand J Med Sci Sports* 13, 299–304. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0838.2003.00329.x>
- O'Reilly, J.X., Mesulam, M.M., Nobre, A.C., 2008. The Cerebellum Predicts the Timing of Perceptual Events. *J. Neurosci.* 28, 2252–2260. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.2742-07.2008>
- Oshima, T., Nakase, J., Kitaoka, K., Shima, Y., Numata, H., Takata, Y., Tsuchiya, H., 2018. Poor static balance is a risk factor for non-contact anterior cruciate ligament injury. *Arch Ortho Trauma Surg* 138, 1713–1718. <https://doi.org/10.1007/s00402-018-2984-z>
- Padua, D.A., DiStefano, L.J., Beutler, A.I., de la Motte, S.J., DiStefano, M.J., Marshall, S.W., 2015. The Landing Error Scoring System as a Screening Tool for an Anterior Cruciate Ligament Injury–Prevention Program in Elite-Youth Soccer Athletes. *J Athl Train* 50, 589–595. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-50.1.10>
- Paillard, T., 2019. Relationship Between Sport Expertise and Postural Skills. *Frontiers in Psychology* 10, 1428. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2019.01428>
- Paillard, T., 2017. Plasticity of the postural function to sport and/or motor experience. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews* 72, 129–152. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2016.11.015>
- Paillard, T., Noé, F., 2015. Techniques and Methods for Testing the Postural Function in Healthy and Pathological Subjects. *BioMed Research International* 2015, 1–15. <https://doi.org/10.1155/2015/891390>
- Paillard, T., Noé, F., Rivière, T., Marion, V., Montoya, R., Dupui, P., 2006. Postural Performance and Strategy in the Unipedal Stance of Soccer Players at Different Levels of Competition. *J Athl Train* 41, 172–176.
- Paillard, T., Zéronian, S., Noé, F., 2021. The optimal exploitation of sensory electrical stimulation for regulating postural balance depends on participants' intrinsic balance abilities. *Journal of Clinical Neuroscience* 93, 88–91. <https://doi.org/10.1016/j.jocn.2021.09.009>
- Paillard, Th., Noé, F., 2006. Effect of expertise and visual contribution on postural control in soccer. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 16, 345–348. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2005.00502.x>
- Pappas, E., Nightingale, E.J., Simic, M., Ford, K.R., Hewett, T.E., Myer, G.D., 2015. Do exercises used in injury prevention programmes modify cutting task biomechanics? A systematic review with meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine* 49, 673–680. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2014-093796>
- 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. *Med Sci Sports Exerc* 48, 107–113. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000750>
- Pataky, T.C., 2010. Generalized n-dimensional biomechanical field analysis using statistical parametric mapping. *Journal of Biomechanics* 43, 1976–1982. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.03.008>
- Pataky, T.C., Robinson, M.A., Vanrenterghem, J., 2013. Vector field statistical analysis of kinematic and force trajectories. *Journal of Biomechanics* 46, 2394–2401. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.07.031>
- Paterno, M.V., Kiefer, A.W., Bonnette, S., Riley, M.A., Schmitt, L.C., Ford, K.R., Myer, G.D., Shockley, K., Hewett, T.E., 2015. Prospectively Identified Deficits in Sagittal Plane Hip-Ankle Coordination in Female Athletes who Sustain a Second Anterior Cruciate Ligament Injury after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction and Return to Sport.

- Clin Biomech (Bristol, Avon) 30, 1094–1101.  
<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.08.019>
- Paterno, M.V., Rauh, M.J., Schmitt, L.C., Ford, K.R., Hewett, T.E., 2012. Incidence of contralateral and ipsilateral anterior cruciate ligament (ACL) injury after primary ACL reconstruction and return to sport. *Clin J Sport Med* 22, 116–121.  
<https://doi.org/10.1097/JSM.0b013e318246ef9e>
- Paterno, M.V., Schmitt, L.C., Ford, K.R., Rauh, M.J., Hewett, T.E., 2013. Altered Postural Sway Persists after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction and Return to Sport. *Gait Posture* 38, 136–140. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.11.001>
- Paterno, M.V., Schmitt, L.C., Ford, K.R., Rauh, M.J., Myer, G.D., Huang, B., Hewett, T.E., 2010. Biomechanical Measures during Landing and Postural Stability Predict Second Anterior Cruciate Ligament Injury after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction and Return to Sport. *The American Journal of Sports Medicine* 38, 1968–1978.  
<https://doi.org/10.1177/0363546510376053>
- Pavailler, S., Hintzy, F., Horvais, N., Forestier, N., 2016. Cutaneous stimulation at the ankle: a differential effect on proprioceptive postural control according to the participants' preferred sensory strategy. *J Foot Ankle Res* 9, 9. <https://doi.org/10.1186/s13047-016-0140-y>
- Peterka, R.J., 2018. Chapter 2 - Sensory integration for human balance control, in: Day, B.L., Lord, S.R. (Eds.), *Handbook of Clinical Neurology, Balance, Gait, and Falls*. Elsevier, pp. 27–42. <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-63916-5.00002-1>
- Peterka, R.J., 2002. Sensorimotor integration in human postural control. *J. Neurophysiol.* 88, 1097–1118. <https://doi.org/10.1152/jn.2002.88.3.1097>
- Peterka, R.J., Black, F.O., 1990. Age-related changes in human posture control: sensory organization tests. *J Vestib Res* 1, 73–85.
- Peterka, R.J., Loughlin, P.J., 2004. Dynamic regulation of sensorimotor integration in human postural control. *J. Neurophysiol.* 91, 410–423. <https://doi.org/10.1152/jn.00516.2003>
- Petersen, W., Braun, C., Bock, W., Schmidt, K., Weimann, A., Drescher, W., Eiling, E., Stange, R., Fuchs, T., Hedderich, J., 2005a. 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, 614.
- Petersen, W., Braun, C., Bock, W., Schmidt, K., Weimann, A., Drescher, W., Eiling, E., Stange, R., Fuchs, T., Hedderich, J., Zantop, T., 2005b. A controlled prospective case control study of a prevention training program in female team handball players: the German experience. *Arch Orthop Trauma Surg* 125, 614–621. <https://doi.org/10.1007/s00402-005-0793-7>
- Peterson, M.L., Christou, E., Rosengren, K.S., 2006. Children achieve adult-like sensory integration during stance at 12-years-old. *Gait Posture* 23, 455–463.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.05.003>
- Picot, B., Dury, J., Néron, G., Samozino, P., Terrier, R., Rémy-Neris, O., Forestier, N., 2022a. Validity and reliability of video analysis to evaluate ankle proprioceptive reintegration during postural control. *Gait & Posture* 91, 155–160.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.10.022>
- Picot, B., Falcoz, E., Rémy-Neris, O., Guegan, C., Lempereur, M., 2022b. Females exhibit lower limb biomechanics associated with an increased risk of ACL injury during a handball-specific side stepping. *Science & Sports*.  
<https://doi.org/10.1016/j.scispo.2021.09.002>
- Picot, B., Rémy-Neris, O., Forestier, N., 2022c. Proprioceptive postural control strategies differ among non-injured athletes. *Neuroscience Letters* 136366.  
<https://doi.org/10.1016/j.neulet.2021.136366>

- Picot, B., Terrier, R., Forestier, N., Fourchet, F., McKeon, P.O., 2021. The Star Excursion Balance Test: An Update Review and Practical Guidelines. *Int J Athl Ther Train* 1, 1–9. <https://doi.org/10.1123/ijatt.2020-0106>
- Pietrosimone, B.G., Lepley, A.S., Ericksen, H.M., Clements, A., Sohn, D.H., Gribble, P.A., 2015. Neural Excitability Alterations After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *J Athl Train* 50, 665–674. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-50.1.11>
- Pijnenburg, M., Caeyenberghs, K., Janssens, L., Goossens, N., Swinnen, S.P., Sunaert, S., Brumagne, S., 2014. Microstructural integrity of the superior cerebellar peduncle is associated with an impaired proprioceptive weighting capacity in individuals with non-specific low back pain. *PLoS ONE* 9, e100666. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0100666>
- Pillet, H., Bonnet, X., Lavaste, F., Skalli, W., 2010. Evaluation of force plate-less estimation of the trajectory of the centre of pressure during gait. Comparison of two anthropometric models. *Gait Posture* 31, 147–152. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.09.014>
- Pinto, S.M., Cheung, J.P.Y., Samartzis, D., Karppinen, J., Zheng, Y., Pang, M.Y.C., Wong, A.Y.L., 2020. Differences in Proprioception Between Young and Middle-Aged Adults With and Without Chronic Low Back Pain. *Frontiers in Neurology* 11.
- Piskin, D., Benjaminse, A., Dimitrakakis, P., Gokeler, A., 2021. Neurocognitive and Neurophysiological Functions Related to ACL Injury: A Framework for Neurocognitive Approaches in Rehabilitation and Return-to-Sports Tests. *Sports Health* 19417381211029264. <https://doi.org/10.1177/19417381211029265>
- Plisky, P.J., Rauh, M.J., Kaminski, T.W., Underwood, F.B., 2006. Star Excursion Balance Test as a predictor of lower extremity injury in high school basketball players. *J Orthop Sports Phys Ther* 36, 911–919.
- Pollard, C.D., Davis, I.M., Hamill, J., 2004. Influence of gender on hip and knee mechanics during a randomly cued cutting maneuver. *Clinical Biomechanics* 19, 1022–1031. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2004.07.007>
- Pollard, C.D., Sigward, S.M., Ota, S., Langford, K., Powers, C.M., 2006. The influence of in-season injury prevention training on lower-extremity kinematics during landing in female soccer players. *Clin J Sport Med* 16, 223–227. <https://doi.org/10.1097/00042752-200605000-00006>
- Pollard, C.D., Sigward, S.M., Powers, C.M., 2010. Limited hip and knee flexion during landing is associated with increased frontal plane knee motion and moments. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 25, 142–146. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.10.005>
- Pollard, C.D., Sigward, S.M., Powers, C.M., 2007. Gender differences in hip joint kinematics and kinetics during side-step cutting maneuver. *Clin J Sport Med* 17, 38–42. <https://doi.org/10.1097/JSM.0b013e3180305de8>
- Popov, K.E., Kozhina, G.V., Smetanin, B.N., Shlikov, V.Y., 1999. Postural responses to combined vestibular and hip proprioceptive stimulation in man. *European Journal of Neuroscience* 11, 3307–3311. <https://doi.org/10.1046/j.1460-9568.1999.00733.x>
- Popovich, J.M., Kulig, K., 2012. Lumbopelvic landing kinematics and EMG in women with contrasting hip strength. *Med Sci Sports Exerc* 44, 146–153. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182267435>
- Portney, L.G., Watkins, M.P., 2009. *Foundations of Clinical Research: Applications to Practice*, 3rd edition. ed. Prentice Hall, Upper Saddle River, N.J.
- Powden, C.J., Dodds, T.K., Gabriel, E.H., 2019. The Reliability of the Star Excursion Balance Test and Lower Quarter Y-Balance Test in Healthy Adults: A Systematic Review. *Intl J Sports Phys Ther* 14, 683–694. <https://doi.org/10.26603/ijsp20190683>

- Powers, C.M., 2010. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther* 40, 42–51. <https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3337>
- 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* 23, 1320-1325.e6. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2007.07.003>
- Proske, U., Gandevia, S.C., 2012. The Proprioceptive Senses: Their Roles in Signaling Body Shape, Body Position and Movement, and Muscle Force. *Physiological Reviews* 92, 1651–1697. <https://doi.org/10.1152/physrev.00048.2011>
- Quatman, C.E., Ford, K.R., Myer, G.D., Paterno, M.V., Hewett, T.E., 2008. The Effects of Gender and Maturation Status on Generalized Joint Laxity in Young Athletes. *J Sci Med Sport* 11, 257–263. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2007.05.005>
- Quatman, C.E., Kiapour, A.M., Demetropoulos, C.K., Kiapour, A., Wordeman, S.C., Levine, J.W., Goel, V.K., Hewett, T.E., 2014. Preferential Loading of the ACL Compared With the MCL During Landing: A Novel In Sim Approach Yields the Multiplanar Mechanism of Dynamic Valgus During ACL Injuries. *Am J Sports Med* 42, 177–186. <https://doi.org/10.1177/0363546513506558>
- Quatman, C.E., Quatman-Yates, C.C., Hewett, T.E., 2010. A ‘Plane’ Explanation of Anterior Cruciate Ligament Injury Mechanisms. *Sports Med* 40, 729–746. <https://doi.org/10.2165/11534950-000000000-00000>
- Radovanovic, S., Korotkov, A., Ljubisavljevic, M., Lyskov, E., Thunberg, J., Kataeva, G., Danko, S., Roudas, M., Pakhomov, S., Medvedev, S., Johansson, H., 2002. Comparison of brain activity during different types of proprioceptive inputs: a positron emission tomography study. *Exp Brain Res* 143, 276–285. <https://doi.org/10.1007/s00221-001-0994-4>
- Rafnsson, E.T., Valdimarsson, Ö., Sveinsson, T., Árnason, Á., 2019. Injury Pattern in Icelandic Elite Male Handball Players. *Clin J Sport Med* 29, 232–237. <https://doi.org/10.1097/JSM.0000000000000499>
- Rankin, B.L., Buffo, S.K., Dean, J.C., 2014. A neuromechanical strategy for mediolateral foot placement in walking humans. *Journal of Neurophysiology* 112, 374–383. <https://doi.org/10.1152/jn.00138.2014>
- Raschner, C., Platzer, H.-P., Patterson, C., Werner, I., Huber, R., Hildebrandt, C., 2012. The relationship between ACL injuries and physical fitness in young competitive ski racers: a 10-year longitudinal study. *Br J Sports Med* 46, 1065–1071. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2012-091050>
- Raya-González, J., Clemente, F.M., Beato, M., Castillo, D., 2020. Injury Profile of Male and Female Senior and Youth Handball Players: A Systematic Review. *IJERPH* 17, 3925. <https://doi.org/10.3390/ijerph17113925>
- Relph, N., Herrington, L., Tyson, S., 2014. The effects of ACL injury on knee proprioception: a meta-analysis. *Physiotherapy* 100, 187–195. <https://doi.org/10.1016/j.physio.2013.11.002>
- Remaud, A., Boyas, S., Lajoie, Y., Bilodeau, M., 2013. Attentional focus influences postural control and reaction time performances only during challenging dual-task conditions in healthy young adults. *Exp Brain Res* 231, 219–229. <https://doi.org/10.1007/s00221-013-3684-0>
- Ribeiro, F., Venâncio, J., Quintas, P., Oliveira, J., 2011. The effect of fatigue on knee position sense is not dependent upon the muscle group fatigued. *Muscle Nerve* 44, 217–220. <https://doi.org/10.1002/mus.22018>

- Riemann, B., A. Caggiano, N., M. Lephart, S., 1999. Examination of a Clinical method of Assessing Postural Control during a Functional Performance Task. *Journal of Sport Rehabilitation* 8, 171–183. <https://doi.org/10.1123/jsr.8.3.171>
- Riemann, B.L., Lephart, S.M., 2002. The Sensorimotor System, Part II: The Role of Proprioception in Motor Control and Functional Joint Stability. *J Athl Train* 37, 80–84.
- Rios, J.L., Gorges, A.L., dos Santos, M.J., 2015. Individuals with chronic ankle instability compensate for their ankle deficits using proximal musculature to maintain reduced postural sway while kicking a ball. *Hum Mov Sci* 43, 33–44. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2015.07.001>
- Rizzo, M., Holler, S.B., Bassett, F.H., 2001. Comparison of males' and females' ratios of anterior-cruciate-ligament width to femoral-intercondylar-notch width: a cadaveric study. *Am J Orthop.* 30, 660–664.
- Roden-Reynolds, D.C., Walker, M.H., Wasserman, C.R., Dean, J.C., 2015. Hip proprioceptive feedback influences the control of mediolateral stability during human walking. *J. Neurophysiol.* 114, 2220–2229. <https://doi.org/10.1152/jn.00551.2015>
- Rogers, D.K., Bendrups, A.P., Lewis, M.M., 1985. Disturbed proprioception following a period of muscle vibration in humans. *Neurosci. Lett.* 57, 147–152.
- Roll, J.P., Vedel, J.P., 1982. Kinaesthetic role of muscle afferents in man, studied by tendon vibration and microneurography. *Exp Brain Res* 47, 177–190.
- Roll, J.P., Vedel, J.P., Ribot, E., 1989. Alteration of proprioceptive messages induced by tendon vibration in man: a microneurographic study. *Exp Brain Res* 76, 213–222. <https://doi.org/10.1007/BF00253639>
- Romaiguère, P., Anton, J.-L., Roth, M., Casini, L., Roll, J.-P., 2003. Motor and parietal cortical areas both underlie kinaesthesia. *Brain Res Cogn Brain Res* 16, 74–82. [https://doi.org/10.1016/s0926-6410\(02\)00221-5](https://doi.org/10.1016/s0926-6410(02)00221-5)
- Roy, J.-S., Bouyer, L.J., Langevin, P., Mercier, C., 2017. Beyond the Joint: The Role of Central Nervous System Reorganizations in Chronic Musculoskeletal Disorders. *J Orthop Sports Phys Ther* 47, 817–821. <https://doi.org/10.2519/jospt.2017.0608>
- Rozzi, S.L., Lephart, S.M., Gear, W.S., Fu, F.H., 1999. Knee joint laxity and neuromuscular characteristics of male and female soccer and basketball players. *Am J Sports Med* 27, 312–319. <https://doi.org/10.1177/03635465990270030801>
- Ryman Augustsson, S., Ageberg, E., 2017. Weaker lower extremity muscle strength predicts traumatic knee injury in youth female but not male athletes. *BMJ Open Sport Exerc Med* 3, e000222. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2017-000222>
- Sá, C. dos S.C. de, Boffino, C.C., Ramos, R.T., Tanaka, C., 2018. Development of postural control and maturation of sensory systems in children of different ages a cross-sectional study. *Braz J Phys Ther* 22, 70–76. <https://doi.org/10.1016/j.bjpt.2017.10.006>
- Sahin, N., Baskent, A., Cakmak, A., Salli, A., Ugurlu, H., Berker, E., 2008. Evaluation of knee proprioception and effects of proprioception exercise in patients with benign joint hypermobility syndrome. *Rheumatol Int* 28, 995–1000. <https://doi.org/10.1007/s00296-008-0566-z>
- Sainburg, R.L., Poizner, H., Ghez, C., 1993. Loss of proprioception produces deficits in interjoint coordination. *J. Neurophysiol.* 70, 2136–2147. <https://doi.org/10.1152/jn.1993.70.5.2136>
- Sakaguchi, M., Shimizu, N., Yanai, T., Stefanyshyn, D.J., Kawakami, Y., 2015. Hip rotation angle is associated with frontal plane knee joint mechanics during running. *Gait Posture* 41, 557–561. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.12.014>
- Sakurai, A., Harato, K., Morishige, Y., Kobayashi, S., Niki, Y., Nagura, T., 2020. Effects of Toe Direction on Biomechanics of Trunk, Pelvis, and Lower-Extremity During Single-

- Leg Drop Landing. *J Sport Rehabil* 29, 1069–1074. <https://doi.org/10.1123/jsr.2019-0050>
- Salci, Y., Kentel, B.B., Heycan, C., Akin, S., Korkusuz, F., 2004. Comparison of landing maneuvers between male and female college volleyball players. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 19, 622–628. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2004.03.006>
- Salkind, N., 2007. *Encyclopedia of Measurement and Statistics*. Thousand Oaks, California. <https://doi.org/10.4135/9781412952644>
- Sanders, T.L., Kremers, H.M., Bryan, A.J., Larson, D.R., Dahm, D.L., Levy, B.A., Stuart, M.J., Krych, A.J., 2016. Incidence of Anterior Cruciate Ligament Tears and Reconstruction: A 21-Year Population-Based Study. *The American Journal of Sports Medicine*. <https://doi.org/10.1177/0363546516629944>
- Saradjian, A.H., Tremblay, L., Perrier, J., Blouin, J., Mouchnino, L., 2013. Cortical facilitation of proprioceptive inputs related to gravitational balance constraints during step preparation. *Journal of Neurophysiology* 110, 397–407. <https://doi.org/10.1152/jn.00905.2012>
- Scheurer, S.A., Sherman, D.A., Glaviano, N.R., Ingersoll, C.D., Norte, G.E., 2020. Corticomotor function is associated with quadriceps rate of torque development in individuals with ACL surgery. *Exp Brain Res* 238, 283–294. <https://doi.org/10.1007/s00221-019-05713-w>
- Schieppati, M., Giordano, A., Nardone, A., 2002. Variability in a dynamic postural task attests ample flexibility in balance control mechanisms. *Exp Brain Res* 144, 200–210. <https://doi.org/10.1007/s00221-002-1028-6>
- Schmitz, R.J., Kulas, A.S., Perrin, D.H., Riemann, B.L., Shultz, S.J., 2007. Sex differences in lower extremity biomechanics during single leg landings. *Clinical Biomechanics* 22, 681–688. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.03.001>
- Schroeder, L.E., Peel, S.A., Leverenz, B.H., Weinhandl, J.T., 2021. Type of unanticipated stimulus affects lower extremity kinematics and kinetics during sidestepping. *Journal of Sports Sciences* 39, 618–628. <https://doi.org/10.1080/02640414.2020.1837481>
- Schweizer, N., Strutzenberger, G., Franchi, M.V., Farshad, M., Scherr, J., Spörri, J., 2022. Screening Tests for Assessing Athletes at Risk of ACL Injury or Reinjury-A Scoping Review. *Int J Environ Res Public Health* 19, 2864. <https://doi.org/10.3390/ijerph19052864>
- Seil, R., Engebretsen, L., Menetrey, J., Landreau, P., 2018a. General Aspects of Sports in Adolescents with a Special Focus on Knee Injuries in the Adolescent Handball Player, in: Laver, L., Landreau, P., Seil, R., Popovic, N. (Eds.), *Handball Sports Medicine: Basic Science, Injury Management and Return to Sport*. Springer, Berlin, Heidelberg, pp. 307–323. [https://doi.org/10.1007/978-3-662-55892-8\\_22](https://doi.org/10.1007/978-3-662-55892-8_22)
- Seil, R., Mouton, C., Theisen, D., 2016. How to get a better picture of the ACL injury problem? A call to systematically include conservatively managed patients in ACL registries. *Br J Sports Med* 50, 771–772. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095027>
- Seil, R., Rupp, S., Tempelhof, S., Kohn, D., 1998. Sports injuries in team handball. A one-year prospective study of sixteen men's senior teams of a superior nonprofessional level. *Am J Sports Med* 26, 681–687. <https://doi.org/10.1177/03635465980260051401>
- Seil, R., Senorski, E.H., Landreau, P., Engebretsen, L., Menetrey, J., Samuelsson, K., 2018b. Management of ACL Injuries in Handball, in: Laver, L., Landreau, P., Seil, R., Popovic, N. (Eds.), *Handball Sports Medicine: Basic Science, Injury Management and Return to Sport*. Springer, Berlin, Heidelberg, pp. 279–294. [https://doi.org/10.1007/978-3-662-55892-8\\_20](https://doi.org/10.1007/978-3-662-55892-8_20)

- Sekulic, D., Spasic, M., Mirkov, D., Cavar, M., Sattler, T., 2013. Gender-Specific Influences of Balance, Speed, and Power on Agility Performance. *Journal of Strength and Conditioning Research* 27, 802–811. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31825c2cb0>
- Sell, T.C., Ferris, C.M., Abt, J.P., Tsai, Y.-S., Myers, J.B., Fu, F.H., Lephart, S.M., 2007. Predictors of proximal tibia anterior shear force during a vertical stop-jump. *Journal of Orthopaedic Research* 25, 1589–1597. <https://doi.org/10.1002/jor.20459>
- Serpell, B.G., Scarvell, J.M., Ball, N.B., Smith, P.N., 2012. Mechanisms and Risk Factors for Noncontact ACL Injury in Age Mature Athletes Who Engage in Field Or Court Sports: A Summary of the Literature Since 1980. *The Journal of Strength & Conditioning Research* 26, 3160–3176. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318243fb5a>
- Shanahan, C.J., Wrigley, T.V., Farrell, M.J., Bennell, K.L., Hodges, P.W., 2014. Postural response to vibration of triceps surae, but not quadriceps muscles, differs between people with and without knee osteoarthritis. *J. Orthop. Res.* 32, 989–996. <https://doi.org/10.1002/jor.22637>
- Sharma, N., Classen, J., Cohen, L.G., 2013. Neural plasticity and its contribution to functional recovery. *Handb Clin Neurol* 110, 3–12. <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-52901-5.00001-0>
- Shea, K.G., Pfeiffer, R., Wang, J.H., Curtin, M., Apel, P.J., 2004. Anterior cruciate ligament injury in pediatric and adolescent soccer players: an analysis of insurance data. *J Pediatr Orthop* 24, 623–628. <https://doi.org/10.1097/00004694-200411000-00005>
- Sherrington, C.S., 1920. *The integrative action of the nervous system*. New Haven Yale University Press.
- Shi, D., Li, J., Zhai, H., Wang, H., Meng, H., Wang, Y., 2012. Specialized core stability exercise: A neglected component of anterior cruciate ligament rehabilitation programs. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation* 25, 291–297. <https://doi.org/10.3233/BMR-2012-0345>
- Shibata, S., Takemura, M., Miyakawa, S., 2018. The influence of differences in neurocognitive function on lower limb kinematics, kinetics, and muscle activity during an unanticipated cutting motion. *Phys Ther Res* 21, 44–52. <https://doi.org/10.1298/ptr.E9938>
- Shimokochi, Y., Ambegaonkar, J.P., Meyer, E.G., Lee, S.Y., Shultz, S.J., 2013. Changing sagittal plane body position during single-leg landings influences the risk of non-contact anterior cruciate ligament injury. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 21, 888–897. <https://doi.org/10.1007/s00167-012-2011-9>
- Shultz, S.J., Schmitz, R.J., Cameron, K.L., Ford, K.R., Grooms, D.R., Lepley, L.K., Myer, G.D., Pietrosimone, B., 2019. Anterior Cruciate Ligament Research Retreat VIII Summary Statement: An Update on Injury Risk Identification and Prevention Across the Anterior Cruciate Ligament Injury Continuum, March 14–16, 2019, Greensboro, NC. *Journal of Athletic Training* 54, 970–984. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-54.084>
- Shumway-Cook, A., Woollacott, M.H., 1995. *Motor Control: Theory and Practical Applications*. Williams & Wilkins.
- Sigward, S.M., Cesar, G.M., Havens, K.L., 2015. Predictors of frontal plane knee moments during side-step cutting to 45° and 110° men and women: Implications for ACL injury. *Clin J Sport Med* 25, 529–534. <https://doi.org/10.1097/JSM.0000000000000155>
- Sigward, S.M., Pollard, C.D., Powers, C.M., 2012. The influence of sex and maturation on landing biomechanics: implications for anterior cruciate ligament injury. *Scand J Med Sci Sports* 22, 502–509. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2010.01254.x>
- Sigward, S.M., Powers, C.M., 2007. Loading characteristics of females exhibiting excessive valgus moments during cutting. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 22, 827–833. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.04.003>

- Sigward, S.M., Powers, C.M., 2006. The influence of gender on knee kinematics, kinetics and muscle activation patterns during side-step cutting. *Clinical Biomechanics* 21, 41–48. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.08.001>
- Simoneau, M., Mercier, P., Blouin, J., Allard, P., Teasdale, N., 2006. Altered sensory-weighting mechanisms is observed in adolescents with idiopathic scoliosis. *BMC Neuroscience* 7, 68. <https://doi.org/10.1186/1471-2202-7-68>
- Simonsen, E.B., Magnusson, S.P., Bencke, J., Næsberg, H., Havkrog, M., Ebstrup, J.F., Sørensen, H., 2000. Can the hamstring muscles protect the anterior cruciate ligament during a side-cutting maneuver? *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 10, 78–84. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0838.2000.010002078.x>
- Smeets, A., Malfait, B., Dingenen, B., Robinson, M.A., Vanrenterghem, J., Peers, K., Nijs, S., Vereecken, S., Staes, F., Verschueren, S., 2019. Is knee neuromuscular activity related to anterior cruciate ligament injury risk? A pilot study. *The Knee* 26, 40–51. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2018.10.006>
- Smith, C.A., Chimera, N.J., Warren, M., 2015. Association of y balance test reach asymmetry and injury in division I athletes. *Med Sci Sports Exerc* 47, 136–141. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000380>
- Smith, M.E., McEvoy, L.K., Gevins, A., 1999. Neurophysiological indices of strategy development and skill acquisition. *Brain Res Cogn Brain Res* 7, 389–404. [https://doi.org/10.1016/s0926-6410\(98\)00043-3](https://doi.org/10.1016/s0926-6410(98)00043-3)
- Söderman, K., Alfredson, H., Pietilä, T., Werner, S., 2001. Risk factors for leg injuries in female soccer players: a prospective investigation during one out-door season. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 9, 313–321. <https://doi.org/10.1007/s001670100228>
- Soligard, T., Myklebust, G., Steffen, K., Holme, I., Silvers, H., Bizzini, M., Junge, A., Dvorak, J., Bahr, R., Andersen, T.E., 2008. Comprehensive warm-up programme to prevent injuries in young female footballers: cluster randomised controlled trial. *BMJ* 337, a2469. <https://doi.org/10.1136/bmj.a2469>
- Song, K., Burcal, C.J., Hertel, J., Wikstrom, E.A., 2016. Increased Visual Use in Chronic Ankle Instability: A Meta-analysis. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 48, 2046–2056. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000992>
- Song, K., Kang, T.K., Wikstrom, E.A., Jun, H., Lee, S.Y., 2017. Effects of reduced plantar cutaneous sensation on static postural control in individuals with and without chronic ankle instability. *Journal of Science and Medicine in Sport* 20, 910–914. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2016.04.011>
- Southard, J., Kernozek, T.W., Ragan, R., Willson, J., 2012. Comparison of estimated anterior cruciate ligament tension during a typical and flexed knee and hip drop landing using sagittal plane knee modeling. *Int J Sports Med* 33, 381–385. <https://doi.org/10.1055/s-0031-1299750>
- Spear, L.P., 2013. Adolescent Neurodevelopment. *Journal of Adolescent Health, Emerging Issues in Adolescent Health* 52, S7–S13. <https://doi.org/10.1016/j.jadohealth.2012.05.006>
- Stålbom, M., Holm, D.J., Cronin, J., Keogh, J., 2007. Reliability of kinematics and kinetics associated with horizontal single leg drop jump assessment. A brief report. *J Sports Sci Med* 6, 261–264.
- Stearns, K.M., Keim, R.G., Powers, C.M., 2013. Influence of relative hip and knee extensor muscle strength on landing biomechanics. *Med Sci Sports Exerc* 45, 935–941. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31827c0b94>
- Stearns, K.M., Powers, C.M., 2014. Improvements in hip muscle performance result in increased use of the hip extensors and abductors during a landing task. *Am J Sports Med* 42, 602–609. <https://doi.org/10.1177/0363546513518410>

- Steffen, K., Nilstad, A., Kristianslund, E.K., Myklebust, G., Bahr, R., Krosshaug, T., 2016. Association between Lower Extremity Muscle Strength and Noncontact ACL Injuries: *Medicine & Science in Sports & Exercise* 48, 2082–2089. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001014>
- Steffen, K., Nilstad, A., Krosshaug, T., Pasanen, K., Killingmo, A., Bahr, R., 2017. No association between static and dynamic postural control and ACL injury risk among female elite handball and football players: a prospective study of 838 players. *British Journal of Sports Medicine* 51, 253–259. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-097068>
- Stensdotter, A.-K., Tengman, E., Häger, C., 2016. Altered postural control strategies in quiet standing more than 20 years after rupture of the anterior cruciate ligament. *Gait & Posture* 46, 98–103. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.02.020>
- Stergiou, N., Decker, L.M., 2011. Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology: Is there a connection? *Human Movement Science* 30, 869–888. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2011.06.002>
- Stevenson, J.H., Beattie, C.S., Schwartz, J.B., Busconi, B.D., 2015. Assessing the effectiveness of neuromuscular training programs in reducing the incidence of anterior cruciate ligament injuries in female athletes: a systematic review. *Am J Sports Med* 43, 482–490. <https://doi.org/10.1177/0363546514523388>
- Stiffler, M.R., Bell, D.R., Sanfilippo, J.L., Hetzel, S.J., Pickett, K.A., Heiderscheidt, B.C., 2017. Star Excursion Balance Test Anterior Asymmetry Is Associated With Injury Status in Division I Collegiate Athletes. *J Orthop Sports Phys Ther* 47, 339–346. <https://doi.org/10.2519/jospt.2017.6974>
- Stone, A.E., Roper, J.A., Herman, D.C., Hass, C.J., 2018. Cognitive Performance and Locomotor Adaptation in Persons With Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Neurorehabil Neural Repair* 32, 568–577. <https://doi.org/10.1177/1545968318776372>
- Strand, T., Tvedte, R., Engebretsen, L., Tegnander, A., 1990. [Anterior cruciate ligament injuries in handball playing. Mechanisms and incidence of injuries]. *Tidsskr. Nor. Laegeforen.* 110, 2222–2225.
- Swanik, C. “Buz,” 2015. Brains and Sprains: The Brain’s Role in Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injuries. *J Athl Train* 50, 1100–1102. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-50.10.08>
- Swanik, C.B., Covassin, T., Stearne, D.J., Schatz, P., 2007. The Relationship between Neurocognitive Function and Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injuries. *Am J Sports Med* 35, 943–948. <https://doi.org/10.1177/0363546507299532>
- Swanik, C.B., Lephart, S.M., Giraldo, J.L., DeMont, R.G., Fu, F.H., 1999. Reactive Muscle Firing of Anterior Cruciate Ligament-Injured Females During Functional Activities. *J Athl Train* 34, 121–129.
- Swets, J.A., 1979. ROC analysis applied to the evaluation of medical imaging techniques. *Invest Radiol* 14, 109–121. <https://doi.org/10.1097/00004424-197903000-00002>
- Takahashi, E., Nitta, O., Takaki, K., Toba, Y., 2021. Relationships between Gross Motor Abilities and Sensory Processing in Children Aged 18 to 36 Months. *Phys Ther Res* 24, 106–111. <https://doi.org/10.1298/ptr.E10051>
- Tang, W.-T., Hsu, M.-J., Huang, Y.-M., Hsu, Y.-T., Chuang, L.-L., Chang, Y.-J., 2020. Low-Intensity Electrical Stimulation to Improve the Neurological Aspect of Weakness in Individuals with Chronic Anterior Cruciate Ligament Lesion. *Biomed Res Int* 2020, 7436274. <https://doi.org/10.1155/2020/7436274>
- Taylor, J.B., Nguyen, A.-D., Shultz, S.J., Ford, K.R., 2018. Hip biomechanics differ in responders and non-responders to an ACL injury prevention program. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* <https://doi.org/10.1007/s00167-018-5158-1>

- Taylor, J.B., Waxman, J.P., Richter, S.J., Shultz, S.J., 2015. Evaluation of the effectiveness of anterior cruciate ligament injury prevention programme training components: a systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med* 49, 79–87. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092358>
- Teasdale, N., Simoneau, M., 2001. Attentional demands for postural control: the effects of aging and sensory reintegration. *Gait Posture* 14, 203–210.
- Teasdale, N., Stelmach, G.E., Breunig, A., Meeuwse, H.J., 1991. Age differences in visual sensory integration. *Exp Brain Res* 85, 691–696.
- Tecco, S., Salini, V., Calvisi, V., Colucci, C., Orso, C.A., Festa, F., D’Attilio, M., 2006. Effects of anterior cruciate ligament (ACL) injury on postural control and muscle activity of head, neck and trunk muscles. *J Oral Rehabil* 33, 576–587. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2005.01592.x>
- Theisen, A., Day, J., 2019. Chronic Ankle Instability Leads to Lower Extremity Kinematic Changes During Landing Tasks: A Systematic Review 10.
- Thompson, C., Bélanger, M., Fung, J., 2007. Effects of bilateral Achilles tendon vibration on postural orientation and balance during standing. *Clin Neurophysiol* 118, 2456–2467. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2007.08.013>
- Tsai, L.-C., Sigward, S.M., Pollard, C.D., Fletcher, M.J., Powers, C.M., 2009. Effects of Fatigue and Recovery on Knee Mechanics during Side-Step Cutting. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 41, 1952–1957. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181a4b266>
- Valeriani, M., Restuccia, D., Di Lazzaro, V., Franceschi, F., Fabbri, C., Tonali, P., 1999. Clinical and neurophysiological abnormalities before and after reconstruction of the anterior cruciate ligament of the knee. *Acta Neurol Scand* 99, 303–307. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0404.1999.tb00680.x>
- van den Hoorn, W., Kerr, G.K., van Dieën, J.H., Hodges, P.W., 2018. Center of Pressure Motion After Calf Vibration Is More Random in Fallers Than Non-fallers: Prospective Study of Older Individuals. *Front. Physiol.* 9. <https://doi.org/10.3389/fphys.2018.00273>
- van der Kooij, H., Peterka, R.J., 2011. Non-linear stimulus-response behavior of the human stance control system is predicted by optimization of a system with sensory and motor noise. *J Comput Neurosci* 30, 759–778. <https://doi.org/10.1007/s10827-010-0291-y>
- van Mechelen, W., Hlobil, H., Kemper, H.C.G., 1992. Incidence, Severity, Aetiology and Prevention of Sports Injuries. *Sports Medicine* 14, 82–99. <https://doi.org/10.2165/00007256-199214020-00002>
- Vuillerme, Danion, F., Marin, L., Boyadjian, A., Prieur, J.M., Weise, I., Nougier, V., 2001a. The effect of expertise in gymnastics on postural control. *Neurosci. Lett.* 303, 83–86.
- Vuillerme, Teasdale, N., Nougier, V., 2001b. The effect of expertise in gymnastics on proprioceptive sensory integration in human subjects. *Neuroscience Letters* 311, 73–76. [https://doi.org/10.1016/S0304-3940\(01\)02147-4](https://doi.org/10.1016/S0304-3940(01)02147-4)
- Waldén, M., Krosshaug, T., Børneboe, J., Andersen, T.E., Faul, O., Hägg, M., 2015. Three distinct mechanisms predominate in non-contact anterior cruciate ligament injuries in male professional football players: a systematic video analysis of 39 cases. *British Journal of Sports Medicine* 49, 1452–1460. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2014-094573>
- Ward, S.H., Pearce, A., Bennell, K.L., Pietrosimone, B., Bryant, A.L., 2016. Quadriceps cortical adaptations in individuals with an anterior cruciate ligament injury. *Knee* 23, 582–587. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2016.04.001>
- Webster, K.E., Feller, J.A., 2016. Exploring the High Reinjury Rate in Younger Patients Undergoing Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Am J Sports Med* 44, 2827–2832. <https://doi.org/10.1177/0363546516651845>

- Wedderkopp, N., Kaltoft, M., Lundgaard, B., Rosendahl, M., Froberg, K., 1997. Injuries in young female players in European team handball. *Scand J Med Sci Sports* 7, 342–347. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.1997.tb00164.x>
- Weinhandl, J.T., Earl-Boehm, J.E., Ebersole, K.T., Huddleston, W.E., Armstrong, B.S.R., O'Connor, K.M., 2013. Anticipatory effects on anterior cruciate ligament loading during sidestep cutting. *Clinical Biomechanics* 28, 655–663. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.06.001>
- Weir, G., Alderson, J., Smailes, N., Elliott, B., Donnelly, C., 2019. A Reliable Video-based ACL Injury Screening Tool for Female Team Sport Athletes. *Int J Sports Med* 40, 191–199. <https://doi.org/10.1055/a-0756-9659>
- Weiss, J.A., Gardiner, J.C., 2001. Computational modeling of ligament mechanics. *Crit Rev Biomed Eng* 29, 303–371. <https://doi.org/10.1615/critrevbiomedeng.v29.i3.20>
- Wiggins, A.J., Grandhi, R.K., Schneider, D.K., Stanfield, D., Webster, K.E., Myer, G.D., 2016. Risk of Secondary Injury in Younger Athletes After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review and Meta-analysis. *Am J Sports Med* 44, 1861–1876. <https://doi.org/10.1177/0363546515621554>
- Wikstrom, E.A., Song, K., Pietrosimone, B.G., Blackburn, J.T., Padua, D.A., 2017. Visual Utilization During Postural Control in Anterior Cruciate Ligament- Deficient and -Reconstructed Patients: Systematic Reviews and Meta-Analyses. *Arch Phys Med Rehabil* 98, 2052–2065. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2017.04.010>
- Wild, C.Y., Munro, B.J., Steele, J.R., 2017. Higher anterior knee laxity influences the landing biomechanics displayed by pubescent girls. *Appl Physiol Nutr Metab* 35, 159–165. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1159715>
- Wild, C.Y., Munro, B.J., Steele, J.R., 2016. How Young Girls Change Their Landing Technique Throughout the Adolescent Growth Spurt. *Am J Sports Med* 44, 1116–1123. <https://doi.org/10.1177/0363546516629419>
- Wild, C.Y., Steele, J.R., Munro, B.J., 2012. Why do girls sustain more anterior cruciate ligament injuries than boys?: a review of the changes in estrogen and musculoskeletal structure and function during puberty. *Sports Med* 42, 733–749. <https://doi.org/10.1007/BF03262292>
- Wilke, J., Groneberg, D., Banzer, W., Giesche, F., 2020. Perceptual–Cognitive Function and Unplanned Athletic Movement Task Performance: A Systematic Review. *Int J Environ Res Public Health* 17, 7481. <https://doi.org/10.3390/ijerph17207481>
- Williams, S., Trewartha, G., Kemp, S.P.T., Brooks, J.H.M., Fuller, C.W., Taylor, A.E., Cross, M.J., Stokes, K.A., 2016. Time loss injuries compromise team success in Elite Rugby Union: a 7-year prospective study. *Br J Sports Med* 50, 651–656. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-094798>
- Willson, J.D., Dougherty, C.P., Ireland, M.L., Davis, I.M., 2005. Core Stability and Its Relationship to Lower Extremity Function and Injury. *JAAOS - Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* 13, 316–325.
- Wolf, J.M., Cameron, K.L., Owens, B.D., 2011. Impact of joint laxity and hypermobility on the musculoskeletal system. *J Am Acad Orthop Surg* 19, 463–471. <https://doi.org/10.5435/00124635-201108000-00002>
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., D'Lima, D.D., Cristofolini, L., Witte, H., Schmid, O., Stokes, I., Standardization and Terminology Committee of the International Society of Biomechanics, 2002. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. *International Society of Biomechanics. J Biomech* 35, 543–548.

- Wu, G., van der Helm, F.C.T., (DirkJan) Veeger, H.E.J., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A.R., McQuade, K., Wang, X., Werner, F.W., Buchholz, B., 2005. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics* 38, 981–992. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.05.042>
- Yeow, C.H., Lee, P.V.S., Goh, J.C.H., 2011. An investigation of lower extremity energy dissipation strategies during single-leg and double-leg landing based on sagittal and frontal plane biomechanics. *Hum Mov Sci* 30, 624–635. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2010.11.010>
- Yoshida, N., Kunugi, S., Mashimo, S., Okuma, Y., Masunari, A., Miyazaki, S., Hisajima, T., Miyakawa, S., 2016. Effect of Forefoot Strike on Lower Extremity Muscle Activity and Knee Joint Angle During Cutting in Female Team Handball Players. *Sports Medicine - Open* 2, 32. <https://doi.org/10.1186/s40798-016-0056-x>
- Youden, W.J., 1950. Index for rating diagnostic tests. *Cancer* 3, 32–35. [https://doi.org/10.1002/1097-0142\(1950\)3:1<32::aid-cnrc2820030106>3.0.co;2-3](https://doi.org/10.1002/1097-0142(1950)3:1<32::aid-cnrc2820030106>3.0.co;2-3)
- Yu, B., Lin, C.-F., Garrett, W.E., 2006. Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 21, 297–305. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.11.003>
- Zarzycki, R., Morton, S.M., Charalambous, C.C., Marmon, A., Snyder-Mackler, L., 2018. Corticospinal and intracortical excitability differ between athletes early after ACLR and matched controls. *J. Orthop. Res.* 36, 2941–2948. <https://doi.org/10.1002/jor.24062>
- Zarzycki, R., Morton, S.M., Charalambous, C.C., Pietrosimone, B., Williams, G.N., Snyder-Mackler, L., 2021. Athletes after anterior cruciate ligament reconstruction demonstrate asymmetric intracortical facilitation early after surgery. *J Orthop Res* 39, 147–153. <https://doi.org/10.1002/jor.24666>
- 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: a prospective biomechanical-epidemiologic study. *Am J Sports Med* 35, 1123–1130. <https://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: a prospective biomechanical-epidemiological study. *Am J Sports Med* 35, 368–373. <https://doi.org/10.1177/0363546506297909>
- Zazulak, B.T., Ponce, P.L., Straub, S.J., Medvecky, M.J., Avedisian, L., Hewett, T.E., 2005. Gender comparison of hip muscle activity during single-leg landing. *J Orthop Sports Phys Ther* 35, 292–299. <https://doi.org/10.2519/jospt.2005.35.5.292>
- Zebis, M.K., Aagaard, P., Andersen, L.L., Hölmich, P., Clausen, M.B., Brandt, M., Husted, R.S., Lauridsen, H.B., Curtis, D.J., Bencke, J., 2021. First-time anterior cruciate ligament injury in adolescent female elite athletes: a prospective cohort study to identify modifiable risk factors. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* <https://doi.org/10.1007/s00167-021-06595-8>
- Zebis, M.K., Andersen, L.L., Bencke, J., Kjaer, M., Aagaard, P., 2009. Identification of athletes at future risk of anterior cruciate ligament ruptures by neuromuscular screening. *Am J Sports Med* 37, 1967–1973. <https://doi.org/10.1177/0363546509335000>
- Zebis, M.K., Andersen, L.L., Brandt, M., Myklebust, G., Bencke, J., Lauridsen, H.B., Bandholm, T., Thorborg, K., Hölmich, P., Aagaard, P., 2016. Effects of evidence-based prevention training on neuromuscular and biomechanical risk factors for ACL injury in adolescent female athletes: a randomised controlled trial. *Br J Sports Med* 50, 552–557. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-094776>
- Zebis, M.K., Bencke, J., 2018. Biomechanical Aspects in Handball: Lower Limb, in: Laver, L., Landreau, P., Seil, R., Popovic, N. (Eds.), *Handball Sports Medicine: Basic Science*,

- Injury Management and Return to Sport. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, pp. 61–68. [https://doi.org/10.1007/978-3-662-55892-8\\_5](https://doi.org/10.1007/978-3-662-55892-8_5)
- Zebis, M.K., Bencke, J., Andersen, L.L., Døssing, S., Alkjær, T., Magnusson, S.P., Kjær, M., Aagaard, P., 2008. The effects of neuromuscular training on knee joint motor control during sidcutting in female elite soccer and handball players. *Clinical Journal of Sport Medicine* 18, 329–337.
- Zebis, M.K., Skotte, J., Andersen, C.H., Mortensen, P., Petersen, H.H., Viskær, T.C., Jensen, T.L., Bencke, J., Andersen, L.L., 2013. Kettlebell swing targets semitendinosus and supine leg curl targets biceps femoris: an EMG study with rehabilitation implications. *British Journal of Sports Medicine* 47, 1192–1198. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2011-090281>
- Zeng, C., Gao, S., Wei, J., Yang, Tu-bao, Cheng, L., Luo, W., Tu, M., Xie, Q., Hu, Z., Liu, P., Li, H., Yang, Tuo, Zhou, B., Lei, G., 2013. The influence of the intercondylar notch dimensions on injury of the anterior cruciate ligament: a meta-analysis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 21, 804–815. <https://doi.org/10.1007/s00167-012-2166-4>

# **Annexes**

<b>Annexe I</b> : Formulaire de consentement (EXPERIMENTATION 1).....	<b>211</b>
<b>Annexe II</b> : Formulaire de consentement (EXPERIMENTATION 2). .....	<b>213</b>
<b>Annexe III</b> : Avis favorable du comité de protection des personnes.....	<b>215</b>
<b>Annexe IV</b> : Publications scientifiques en lien avec la thèse.....	<b>218</b>

**Annexe I :** Formulaire de consentement (EXPERIMENTATION 1).



Lettre d'information à destination des participants à une recherche clinique en lien avec la fédération française de Handball

Nous souhaitons proposer à votre enfant de participer à une étude de recherche clinique. Cette lettre d'information a pour but de vous expliciter brièvement en quoi consiste cette étude. Nous vous demandons de prendre le temps de lire et de comprendre ces informations ainsi que de réfléchir à la participation de votre enfant. N'hésitez pas, en cas de besoin, à vous tourner vers les responsables de l'étude, le Pr. Nicolas FORESTIER (nicolas.forestier@univ-smb.fr) ou le Pr Olivier REMY-NERIS (Olivier.Remy-Neris@univ-brest.fr).

**Objectif de l'étude :** L'entorse du ligament croisé antérieur est une pathologie fréquente dans la pratique du handball. Cette étude s'intéresse aux facteurs de risque d'apparition de cette atteinte traumatique afin de mieux la prévenir.

**Déroulement de l'étude :** Pour cette étude, il sera proposé à votre enfant de compléter une fiche de renseignements sur les antécédents de blessures au niveau des membres inférieurs. De plus, nous lui feront passer des tests posturaux associées à de la vibration tendineuse. Tous les tests sont totalement indolores et sans risque de blessure. La durée de passation est estimée à environ 30 minutes.

**Bénéfices attendus :** Les informations que nous obtiendrons nous aideront à mieux comprendre les facteurs de risque liés à l'utilisation des informations proprioceptives des joueurs et joueuses. En améliorant cette compréhension nous pourrons mettre en place des programmes de prévention en lien avec cette pathologie. Votre participation est basée sur le volontariat ; aucune rétribution financière ne vous sera accordée. Un retour sur les résultats globaux, et non nominatifs, sera proposé en fin d'année.

**Législation sur la confidentialité :** Toute information concernant votre enfant et recueillie au cours de cette étude sera traitée de façon confidentielle. Seuls les responsables de l'étude pourront avoir accès à ces données. La publication des résultats de l'étude ne comportera aucun résultat individuel.

Vous êtes libre d'accepter ou de refuser de participer à cette étude. Vous pouvez également décider en cours d'étude d'arrêter votre participation sans avoir à vous justifier. En cas de questions pendant votre participation à cette étude, vous pourrez contacter la personne en charge de la réalisation de ce travail, Mr Brice PICOT, Kinésithérapeute du Sport (06.45.97.51.56/ b.picot@ffhandball.net) ou les chercheurs responsables de l'étude, le Pr. Nicolas FORESTIER (nicolas.forestier@univ-smb.fr) ou le Pr Olivier REMY-NERIS (Olivier.Remy-Neris@univ-brest.fr).

Je soussigné(e), \_\_\_\_\_, accepte, de façon libre et éclairée, que mon enfant,  
 \_\_\_\_\_ participe à cette étude :  Oui  Non

Adresse mail pour participation à l'étude : \_\_\_\_\_

Fait à : \_\_\_\_\_ Le : \_\_\_\_\_

Signature :

**Annexe II : Formulaire de consentement (EXPERIMENTATION 2).**

**FORMULAIRE DE CONSENTEMENT Participant majeur**

**Etude de l'influence des capacités de repondération proprioceptive sur la biomécanique du membre inférieur lors de tests fonctionnels et de changements de directions rapides.**

**Promoteur :** Centre Hospitalier Régional Universitaire de Brest - 2 avenue Foch – 29609 Brest Cedex

**De :** Mme/M.: .....

**Adresse:**.....

**Le Pr / Dr (médecin) / Mr (kinésithérapeute)**..... du service de médecine Physique et réadaptation CHRU de Brest **m'a proposé(e) de participer à l'étude clinique NEURIBIO.**

- J'ai lu et compris la notice d'information, dont j'ai obtenu la copie. Le médecin/kinésithérapeute investigateur a répondu à toutes mes questions concernant l'étude. Je pourrai à tout moment, demander des informations complémentaires.
- J'ai eu le temps nécessaire pour réfléchir à mon implication dans cette étude, et je suis conscient(e) que ma participation est entièrement volontaire et que cette étude n'engendrera aucun surcoût à ma charge.
- Je peux à tout moment décider de quitter l'étude sans motiver ma décision et sans qu'elle n'entraîne de conséquences dans la qualité de ma prise en charge.
- J'ai compris que les données collectées à l'occasion de la recherche seront protégées dans le respect de la confidentialité. Elles pourront uniquement être consultées par les personnes soumises au secret professionnel appartenant à l'équipe du médecin/kinésithérapeute investigateur, mandatées par le promoteur ou les représentants des autorités de santé. A l'issue de la recherche, mes données anonymes pourront être transmises à d'autres équipes de recherche afin de poursuivre les recherches sur le sujet.
- J'accepte le traitement informatisé des données à caractère personnel me concernant dans les conditions prévues par la loi Informatique et liberté et le Règlement Général de Protection des Données. J'ai été informé(e) de mon droit d'accès et de rectification des données me concernant.
- Je certifie être affilié(e) au régime de la Sécurité Sociale.
- J'ai été informé(e) que, conformément à la réglementation sur les études cliniques, le CPP Ouest IV - Nantes a rendu un avis favorable pour la réalisation de cette recherche.

Mon consentement ne décharge pas le promoteur et les investigateurs de la recherche de leurs responsabilités. Je conserve tous mes droits garantis par la loi.

Fait à .....

Nom, prénom de l'investigateur : .....Nom, prénom du volontaire : .....

Date : \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_

Date :

\_\_\_/\_\_\_/\_\_\_

Signature :

Signature :

*Un exemplaire cosigné pour le sujet, un exemplaire cosigné pour l'investigateur*

**Annexe III : Avis favorable du comité de protection des personnes**



## COMITE DE PROTECTION DES PERSONNES OUEST IV – NANTES

Tél. 02 53 48 28 80 – Fax 02 53 48 28 82  
cpp-ouest-IV@wanadoo.fr / <http://www.ccpprb-nantes.org>

Page 1/2

**Madame Tiphaine BLANCHARD**  
Hôpital Morvan  
DRCI  
2, avenue Foch  
29609 BREST Cedex

Nantes, le 14 janvier 2021

**Objet : AVIS**

Étude référence CPP : 02/21\_2, séance initiale du 12/01/2021  
N° dossier SI : 20.11.27.44910  
> **références à rappeler dans toutes correspondances**

Madame,

Le Comité de Protection des Personnes OUEST IV a été saisi par CHRU BREST, promoteur d'une recherche interventionnelle impliquant la personne humaine mentionnée au 2° de l'article L.1121-1 du Code de la Santé Publique, intitulée :

**« Etude de l'influence des capacités de repondération proprioceptive sur la biomécanique du membre inférieur lors de tests fonctionnels et de changements de directions rapides ».**

pour laquelle M. le Pr Olivier REMY-NERIS, Médecine Physique et de Réadaptation - CHRU de Brest, en est l'investigateur coordonnateur.

Après vérification de sa conformité réglementaire, le dossier soumis a été déclaré recevable le 07/12/2020 et enregistré sous la référence 02/21\_2.

Le Comité de Protection des Personnes OUEST IV a examiné ce dossier lors de sa séance plénière du 12 janvier 2021, au cours de laquelle, a été présenté à l'ensemble du comité, l'avis d'un spécialiste/expert, au regard de la population étudiée, ainsi que l'avis du méthodologiste. Aucun conflit d'intérêt n'a été déclaré par les membres délibérants et le quorum pour cette séance a été validé.

Après délibération, le comité restreint a voté un **AVIS FAVORABLE** aux documents suivants :

- Protocole Version 1.0 du 27/11/2020
- Résumé Version 1.0 du 27/11/2020
- Notice d'information et Formulaire de consentement majeurs Version 1.0 du 27/11/2020
- Notice d'information et Formulaire de consentement parents Version 1.0 du 27/11/2020
- Note d'information mineurs (15-17 ans) Version 1.0 du 27/11/2020
- Liste des investigateurs du 27/11/2020 et CVs associés
- Questionnaire patient « Cumberland Ankle Instability Tool »
- Attestation d'assurance datée du 17/11/2020 (du 01/02/2021 au 31/01/2022)

Le dossier administratif est complet : Courrier et Formulaire de demande d'avis initial, document additionnel, déclaration de conformité à la méthodologie de référence MR001, justification de l'adéquation des moyens humains, matériels et techniques.

CPP OUEST IV - Immeuble Cap Ouest - Maison de la recherche en santé - 53, chaussée de la Madeleine - 44000 NANTES

Pour les courriers format lettre expédiés par La Poste avec AR (uniquement), merci de les adresser à l'adresse suivante :  
CPP Ouest IV / CHU de Nantes/Immeuble Deurbroucq / 5, allée de l'Île Gloriette / 44093 Nantes cedex 1



**COMITE DE PROTECTION DES PERSONNES OUEST IV – NANTES**

Tél. 02 53 48 28 80 – Fax 02 53 48 28 82

cpc-ouest-IV@wanadoo.fr / <http://www.ccp-prb-nantes.org>

Page 2/2

➤ *Remarque associée mais non bloquante*

-Préciser dans la lettre d'information ce qui est entendu par sujet plastique et sujet rigide.

Conformément à l'article R1123-26 du CSP, si dans le délai de deux ans suivant l'avis du CPP la recherche n'a pas débuté, cet avis devient caduc. Il convient ainsi au promoteur d'informer sans délai le CPP de la date effective de commencement de la recherche (art. R1123-40 du CSP), ainsi que de la date effective de fin de la recherche (art. R1123-66 du CSP).

Ont participé aux délibérations : En visio-conférence

1<sup>er</sup> collège :

**1 – Recherche biomédicale et biostatistique\***

*Titulaires :* Pr Thierry le Tourneau, *Président du CPP*  
Dr Clotilde Allavena  
M. Jean-Benoît Hardouin\*

*Suppléants :* Mme Lucie Planche\*

2<sup>ème</sup> collège :

**8 – Personne qualifiée « juridique »**

*Titulaires :* M. Romain Loubersac  
*Suppléants :* Mme Maria Alice Tonye

**9 – Représentant d'association agréée de malades et d'usagers du système de santé**

*Titulaires :* M. Jean-Yves Le Magueresse  
M. Alain Le Henaff, *vice-président du CPP*

*Suppléants :* Mme Solène Secher

Je vous prie de recevoir, Madame, mes sincères salutations.

Le Président du comité,

M. le Pr Thierry le TOURNEAU

## **Annexe IV : Publications scientifiques en lien avec la thèse.**

\_ Brice Picot, Olivier Rémy-Néris, Nicolas Forestier (2022). Proprioceptive postural control strategies differ among non-injured athletes, *Neuroscience Letters*, Volume 769, 136366, ISSN 0304-3940, <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2021.136366>.

\_ Brice Picot, Jeanne Dury, Guillaume Néron, Pierre Samozino, Romain Terrier, Olivier Rémy-Néris, Nicolas Forestier (2022). Validity and reliability of video analysis to evaluate ankle proprioceptive reintegration during postural control, *Gait & Posture*, Volume 91, Pages 155-160, ISSN 0966-6362, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.10.022>.

**Titre :** Influence de la plasticité proprioceptive sur la biomécanique associée au risque de rupture du ligament croisé antérieur au handball

**Mots clés :** Handball, proprioception, Ligament croisé antérieur, biomécanique, changement de direction, facteurs de risque.

**Résumé :** Le handball est un des sports les plus pourvoyeurs de ruptures du ligament croisé antérieur (LCA). Les données récentes indiquent que le système nerveux central est impliqué dans la survenue de la lésion, en particulier les zones responsables de l'intégration sensorielle. L'objectif de cette thèse est d'évaluer l'influence des capacités d'intégration proprioceptive des signaux originaires du membre inférieur sur la biomécanique lors de situations proches du mécanisme lésionnel. L'utilisation de la vibration tendineuse a permis d'identifier deux stratégies proprioceptives posturales distinctes. D'une part les individus *plastiques* capables de repondérer les signaux proprioceptifs en fonction de la stabilité du support. D'autre part les athlètes *rigides* qui maintiennent une stratégie posturale basée sur les signaux provenant de la cheville malgré la diminution de leur fiabilité sur sol instable.

Cette dernière stratégie semble sous optimale dans la mesure où les données posturales indiquent que les sujets rigides présentent de moins bonnes capacités de réintégration proprioceptive et une activité du muscle semi tendineux altérée dans la période de rééquilibration post vibration.

Les résultats montrent également que lors de changements de direction rapides, les sujets rigides ont une faible préactivation du semi tendineux associée à une augmentation d'activité du vaste latéral après la pose du pied ainsi qu'une cinématique de la cheville considérée comme plus à risque pour le LCA.

Les données indiquent finalement que la plasticité proprioceptive influence le comportement moteur et de nouvelles études sont nécessaires pour confirmer le lien entre stratégie posturale et rupture du LCA.

**Title :** Influence of proprioceptive plasticity on biomechanics associated with the risk of anterior cruciate ligament rupture in handball

**Keywords :** Handball, proprioception, ACL, biomechanics, sidestepping maneuver, risk factors.

**Abstract :** Handball is one of the most traumatic sports regarding anterior cruciate ligament (ACL) tears. Recent data indicate that the central nervous system is involved in the occurrence of the injury, particularly in the areas responsible for sensory integration. The objective of this thesis is to evaluate the influence of proprioceptive integration capacities of signals originating from the lower limb on biomechanics during complex tasks close to injury situations. The use of tendon vibration allowed us to identify two distinct proprioceptive postural strategies. On the one hand, *plastic* individuals who are able to reweight proprioceptive signals according to the stability of the support. On the other hand, *rigid* athletes who maintain an ankle steered strategy based on unstable surface despite the decrease in their reliability.

This latter strategy seems suboptimal since postural data indicate that rigid individuals have poorer proprioceptive reintegration abilities and altered semitendinosus muscle activity during the recovery period following vibration cessation. The results also revealed that during rapid sidestepping cutting manoeuvre, rigid individuals show a lower pre activation of the semitendinosus combined with a higher activity of the vastus lateralis after ground contact as well as an ankle kinematics considered to be more at-risk regarding ACL injuries. Overall, results of this work indicates that proprioceptive plasticity influences motor behavior, and further studies are needed to confirm the link between postural strategies and ACL injuries.