

Identification de biomarqueurs mécaniques de la déchirure ligamentaire : adaptations spécifiques au sexe

par

Kim LEFEBVRE

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

MONTRÉAL, LE 8 MARS 2024

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC



Kim Lefebvre, 2024



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

PRÉSENTATION DU JURY

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

Mme Nicola Hagemeister, directrice de mémoire
Département de génie de systèmes à l'École de technologie supérieure

Mme Neila Mezghani, codirectrice de mémoire
Département de science et technologie à l'Université TÉLUQ

M. David Labbé, président du jury
Département de génie logiciel et des TI à l'École de technologie supérieure

M. Julien Clément, membre du jury
Département de génie de systèmes à l'École de technologie supérieure

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

LE 1^{ER} MARS 2024

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Je tiens premièrement à remercier ma directrice de mémoire, Nicola. Tu as su me soutenir autant sur le point académique et personnel pendant ces deux dernières années et je t'en suis extrêmement reconnaissante. Je me considère très chanceuse d'avoir eu une directrice très compétente dans son champ d'expertise, mais également encourageante, compréhensive, à l'écoute et bienveillante. Tu as eu un impact très important dans l'accomplissement de cette maîtrise et je t'en remercie infiniment.

Je remercie également Neila, ma co-directrice, pour tes conseils tout au long de ce projet. Merci également à David Labbé et Julien Clément d'avoir accepté de faire partie de mon jury.

Je voudrais également remercier les collaborateurs qui ont participé au projet. Merci à Dr Lustig, Dr Shabani et Laurence Chèze pour la participation à la rédaction de l'article. Merci également à Bianca Marois pour ses avis cliniques et l'équipe de chez Emovi.

Je tiens à remercier chaleureusement le professeur Félix Chénier. Tu as influencé grandement mon parcours académique en me faisant découvrir l'ingénierie et la biomécanique. Je recherchais un domaine d'étude qui me correspondait adéquatement et qui pouvait me procurer une carrière à la hauteur de mes attentes et tu as su me guider afin d'atteindre cet objectif. Ce fut un plaisir de t'avoir comme professeur et d'avoir pu découvrir le domaine de la recherche universitaire sous ta supervision lors de plusieurs stages en kinésiologie.

Un remerciement tout particulier s'adresse bien évidemment à Pierrot qui m'a soutenu et encouragé dans les bons et moins bons moments. Merci de m'avoir enduré parler sans cesse de cette maîtrise pendant les deux dernières années. Je suis chanceuse d'avoir une personne aussi patiente, aimante et compréhensive à mes côtés.

VI

Un énorme merci à mes parents qui m'ont soutenu pendant ces nombreuses années d'études. Merci de m'avoir permis d'aller au bout de mes objectifs académiques avec votre patience, soutien et compréhension.

Merci aussi à Julie et Yves pour leur encouragement et leur accueil pour des séjours de rédaction en forêt à Rivière-du-Loup, ainsi qu'à Cassandre et Audrey-Ann pour leurs conseils sur le déroulement de la maîtrise et leurs encouragements.

Finalement, je tiens à remercier les étudiants du labo du 11^e. Merci à Camille, Lucas, Rémi, Victor et Alice qui m'ont intégré lors de mon arrivée, à Sandrine pour les pauses chocolat chaud, Clément, Fred, Ilona, Amaury pour la belle fin de semaine en canot-camping.

Identification de biomarqueurs mécaniques de la déchirure ligamentaire : adaptations spécifiques au sexe

Kim LEFEBVRE

RÉSUMÉ

Le ligament croisé antérieur (LCA) est le ligament du genou le plus fréquemment rupturé. Sa rupture occasionne de nombreuses répercussions sur la vie du patient telles une diminution de la qualité de vie et un retour au sport difficile. Le risque d'arthrose augmente également en présence d'un ligament croisé antérieur déficient (LCAD) et encore plus à la suite de l'opération. Ces répercussions sont plus invalidantes pour les patients de sexe féminin. Non seulement leur risque de blessures est plus élevé que les hommes, mais leur qualité de vie et leur fonctionnalité du genou sont plus affectées. De plus, leur risque de développer de l'arthrose est jusqu'à 3 fois plus élevé que les patients de sexe masculin.

De nombreuses études ont analysé l'effet de la rupture ligamentaire sur la cinématique de la marche. Cependant, aucune étude n'a comparé la cinématique du genou d'une population LCAD à un groupe contrôle du même sexe bien que la littérature affirme que la cinématique du genou de la femme et de l'homme diffère pour une population saine. L'objectif de ce mémoire est donc d'analyser les adaptations spécifiques au sexe à la suite d'une rupture du ligament croisé antérieur.

Deux banques de données ont été combinées à la suite d'une analyse du risque de biais. Ainsi, la cinématique du genou de 44 patients LCAD masculins (LCAD-M) et 27 patients LCAD féminins ont été comparés à 32 patients contrôles masculins (Contrôle-M) et 37 patients contrôles féminins (Contrôle-F) respectivement.

Les résultats présentés dans ce mémoire démontrent que les hommes LCAD présentent des adaptations dans le plan frontal et transverse au début de la phase d'envol alors que les femmes LCAD démontrent des adaptations dans le plan sagittal et frontal pour l'entièreté de la phase d'appui comparativement au groupe contrôle du même sexe.

Ce mémoire démontre donc que les adaptations à la suite d'une rupture du LCA sont spécifiques au sexe. À l'avenir, la réadaptation à la suite de la blessure devrait être adaptée selon le sexe.

Mots-clés: Cinématique du genou, Ligament croisé antérieur, LCA, Biomécanique, Effet du sexe

Identification of mechanical markers following ligament rupture: sex specific adaptations

Kim LEFEBVRE

ABSTRACT

The anterior cruciate ligament (ACL) is the most frequently ruptured knee ligament. This injury leads to numerous repercussions on the patient's life, such as reducing the patient's quality of life and having difficulties returning to their preinjury level of sport. The risk of developing osteoarthritis is also increased with an ACLD-deficient (ACLD) knee and even more when treated operatively. These repercussions are especially disabling for women that demonstrate poorer outcomes after rupturing their ACLD and are more at risk of injuring their knee than men. Moreover, women are up to three times more at risk of developing osteoarthritis than men.

Several studies have analyzed the effect of ACLD on knee gait kinematic. However, none compared the effect of ACLD to a sex specific control group for both women and men although it has been proven that healthy male and female have differences in their knee kinematic. The primary objective of this thesis is to analyze sex specific gait adaptations after an ACL injury.

Two databases were combined after an analysis to eliminate any risk of potential bias. Knee gait kinematic data of 44 injured males (ACLD-M) and 27 injured females (ALCD-F) were compared to 32 healthy males (Control-M) and 37 healthy females (Control-F) respectively.

The results presented in this thesis demonstrate that men with an ACLD have some adaptations in the frontal and transverse plane at the beginning of the swing phase while women with an ACLD present some adaptations in the sagittal and frontal plane during the entire stance phase compared to the sex specific control group.

This thesis demonstrates that gait adaptations after an anterior cruciate ligament injury are sex specific. Going forward, rehabilitation after injury should be adapted according to sex.

Keywords: Knee kinematics, Anterior cruciate Ligament, ACL, Biomechanics, Sex effects

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LA LITTÉRATURE	3
1.1 Anatomie.....	3
1.1.1 Structures osseuses du membre inférieur.....	3
1.1.2 Articulation du genou	5
1.2 Le Ligament croisé antérieur	7
1.2.1 Anatomie et fonction.....	7
1.2.2 Rupture et opération.....	7
1.3 Cinématique du genou	8
1.3.1 Plans étudiés.....	8
1.3.2 Cycle de la marche.....	10
1.3.3 Méthodes de capture du mouvement	12
1.3.3.1 Fluoroscopie.....	12
1.3.3.2 Capteur optoélectronique.....	13
1.3.3.3 Système KneeKg®	14
1.3.4 Cinématique du genou avec une rupture du LCA.....	17
1.3.5 Cinématique du genou selon le sexe.....	20
CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE, OBJECTIFS ET MÉTHODOLOGIE	23
CHAPITRE 3 ANALYSE DU RISQUE DE BIAIS ENTRE LES BANQUES DE DONNÉES	25
3.1 Descriptions des banques de données	25
3.2 Protocoles des banques de données	26
3.2.1 Banques de données HMR et HLC.....	26
3.2.2 Banque de données LIO-ÉTS	26
3.3 Méthodologie de l'analyse du risque de biais.....	27
3.4 Biais de méthode.....	28
3.5 Biais de provenance	33
3.6 Banques de données sélectionnées.....	38
CHAPITRE 4 GAIT ADAPTATIONS FOLLOWING ANTERIOR CRUCIATE LIGAMENT RUPTURE ARE SEX SPECIFIC.....	39
4.1 Abstract.....	39
4.1.1 Keywords	40
4.2 Introduction.....	40
4.3 Materials and Methods.....	42
4.3.1 Participants.....	42

4.3.2	Gait Analysis.....	43
4.3.3	Statistical analysis.....	43
4.4	Results.....	44
4.4.1	Male gait biomechanics	44
4.4.2	Female gait biomechanics.....	45
4.5	Discussion.....	47
4.5.1	Sagittal plane.....	47
4.5.2	Frontal plane	48
4.5.3	Transverse plane	49
4.5.4	Limitations	50
4.6	Conclusion	50
CHAPITRE 5 DISCUSSIONS DES RÉSULTATS.....		53
5.1	Effet de la rupture du LCA chez l'homme.....	53
5.2	Effet de la rupture du LCA chez la femme.....	55
5.3	Adaptations biomécaniques selon le sexe.....	56
5.4	Limitations et forces de l'étude.....	57
CONCLUSION		59
LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....		61

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1.1	Muscles de l'articulation du genou.....6
Tableau 1.2	Articles et méthodologies de la revue de littérature.....18
Tableau 1.3	Synthèse des résultats de la revue de la littérature selon les phases de la marche.....22
Tableau 3.1	Caractéristiques des patients de la BDD LIO-ÉTS.....25
Tableau 3.2	Caractéristiques des patients de la BDD HMR.....25
Tableau 3.3	Caractéristiques des patients de la BDD HLC25
Tableau 3.4	Résultats de l'analyse du risque de biais de méthode.....33
Tableau 3.5	Nombre de patients dans chaque groupe38
Tableau 4.1	Participant characteristics44

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1	Représentation du fémur.....3
Figure 1.2	Représentation du tibia et de la fibula.....4
Figure 1.3	L'articulation du genou5
Figure 1.4	Système de référence anatomique.....9
Figure 1.5	Mouvement du genou9
Figure 1.6	Division fonctionnelle du cycle de marche.....10
Figure 1.7	Représentation du cycle de marche11
Figure 1.8	Système de fluoroscopie biplan13
Figure 1.9	Le harnais du système KneeKG®15
Figure 1.10	Identification du centre articulaire du genou17
Figure 3.1	Appareillage utilisé dans le protocole la BDD LIO-ÉTS27
Figure 3.2	Résultat des tests SPM1d : biais de méthode du groupe Contrôle-M.....29
Figure 3.3	Résultat des tests SPM1d : biais de méthode du groupe Contrôle-F30
Figure 3.4	Résultat des tests SPM1d : biais de méthode du groupe LCAD-M.....31
Figure 3.5	Résultat des tests SPM1d : biais de méthode du groupe LCAD-F32
Figure 3.6	Résultat des tests SPM1d : biais de provenance du groupe Contrôle-M ...34
Figure 3.7	Résultat des tests SPM1d : biais de provenance du groupe Contrôle-F35

IV

Figure 3.8	Résultat des tests SPM1d : biais de provenance du groupe LCAD-M36
Figure 3.9	Résultat des tests SPM1d : biais de provenance du groupe LCAD-F.....37
Figure 4.1	Gait kinematics of the knee of the ACLD group compared to the same sex control group in the (a) sagittal plane, (b) frontal plane and (c) transverse plane for males and in the (d) sagittal plane, (e) frontal plane and (f) transverse plane for females.....46
Figure 5.1	Valgus et rotation tibiale externe occasionnés par une faiblesse des fessiers57

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

BDD	Banque de données
LCA	Ligament croisé antérieur
LCAD	Ligament croisé antérieur déficient
ROM	Amplitude de mouvement (range of motion)
SPM1d	Cartographie statistique paramétrique (Statistical parametric mapping)
3D	3-dimensions

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

°	Degré
%	Pourcentage

INTRODUCTION

L'articulation du genou figure parmi l'une des plus complexes du corps humain et sa stabilité est assurée par de nombreux muscles et ligaments. Parmi ceux-ci se retrouve le ligament croisé antérieur (LCA) qui contribue à la stabilité antéro-postérieure et rotatoire du genou (Marieb, Lachaine, & Boyer, 1998). Le LCA est le ligament du genou le plus fréquemment rupturé et son mécanisme de blessure se trouve souvent relié à une pratique sportive (Hodler, Kubik-Huch, & Schulthess, 2021). Malgré le fait qu'une opération permettant de reconstruire le ligament améliore la stabilité du genou (Krause et al., 2018), la qualité de vie et la fonctionnalité du genou des patients restent affectées (Filbay, Culvenor, Ackerman, Russell, & Crossley, 2015). De plus, l'opération augmente le risque d'arthrose comparativement au traitement conservateur (Harris et al., 2017; Lien-Iversen et al., 2020; Van Yperen, Reijman, van Es, Bierma-Zeinstra, & Meuffels, 2018). Dans le cas d'un genou LCAD, opéré ou pas, la prévalence d'arthrose reste donc plus élevée que celle de la population générale. Ces répercussions sont plus limitantes pour les femmes qui sont à la fois plus à risque de se blesser (Montalvo et al., 2019) et plus à risque de développer de l'arthrose (Prieto-Alhambra et al., 2014; Srikanth et al., 2005; Takeda et al., 2014).

Bien que la littérature regorge d'études analysant la cinématique du genou de la population ayant un LCA déficient (LCAD), celles-ci sont fréquemment composées de groupe de sexe mixte. Cependant, il a été prouvé que l'homme et la femme présentent des différences au niveau de la cinématique du genou de la marche chez la population saine (Chehab, Andriacchi, & Favre, 2017; Cho, Park, & Kwon, 2004; Clément et al., 2018; Røislien et al., 2009). Un groupe non mixte semble donc être à privilégier afin de tirer des conclusions adéquates sur la population LCAD. L'étude d'Asaeda et al. (2017) est d'ailleurs une des rares à considérer l'effet du sexe lors de la phase d'appui de la marche d'une population LCAD. Elle a démontré qu'une différence significative est présente entre les hommes et les femmes atteints de cette blessure. Cependant, cette étude ne compare pas la cinématique de la marche des groupes LCAD au groupe contrôle du même sexe. Il est donc difficile de conclure s'il existe des

différences en termes d'adaptation à la marche à la suite d'une rupture du LCA entre les hommes et les femmes.

L'objectif principal de ce mémoire est donc d'identifier les adaptations spécifiques au sexe à la suite d'une rupture du LCA.

Ce mémoire présente en premier lieu une revue de la littérature portant sur l'anatomie du membre inférieur et plus spécifiquement sur l'effet de la rupture du LCA sur la qualité de vie et la cinématique du genou lors de la marche. Le chapitre suivant présente la problématique, les objectifs et la méthode utilisée. Le CHAPITRE 3 présente une analyse de risque de biais entre trois banques de données utilisées pour tenter de répondre à la problématique. Les résultats sont présentés au CHAPITRE 4 sous la forme d'un article, soumis au journal *Knee Surgery, Sports Traumatology Arthroscopy (KSSTA)*. Le CHAPITRE 5 présente une discussion de l'étude de biais et approfondit les résultats présentés dans l'article. Finalement, le dernier chapitre conclut ce mémoire en présentant les perspectives et recommandations pour d'éventuelles pistes de recherche

CHAPITRE 1

REVUE DE LA LITTÉRATURE

1.1 Anatomie

1.1.1 Structures osseuses du membre inférieur

Outre les 26 os du pied, le membre inférieur est composé de 4 os; le fémur, le tibia, la fibula et la patella (Guay, 2005).

Le fémur est un os long et le plus robuste du corps humain. Son extrémité distale est caractérisée par un condyle latéral et un condyle médial. L'extrémité distale du fémur comporte également l'épicondyle latéral et médial tel qu'illustré dans la figure ci-dessous (Guay, 2005).

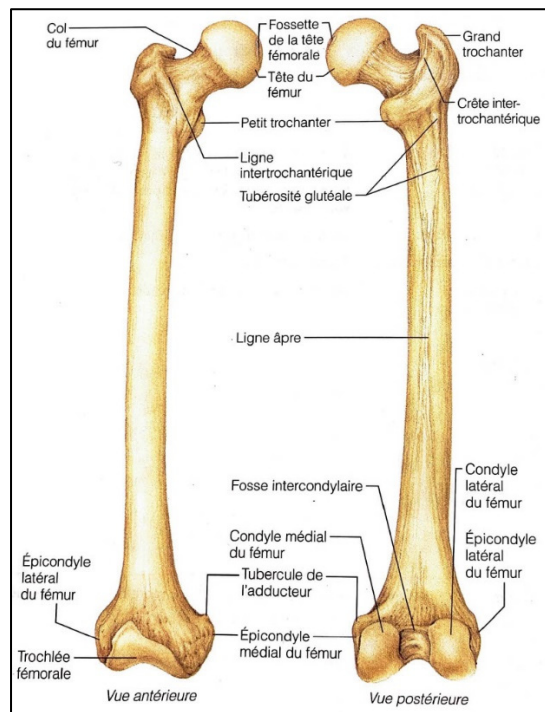


Figure 1.1 Représentation du fémur

Reproduit de Marieb et al. (1998) avec la permission de Copibec, au nom des Éditions du nouveau pédagogique

Le tibia, tout comme le fémur, est un os long. Il est composé de deux condyles à son extrémité proximale ainsi que deux surfaces articulaires accueillant les condyles fémoraux. La malléole médiale se trouve à son extrémité distale (Guay, 2005).

La fibula est reliée au tibia par la membrane interosseuse. Son extrémité proximale est caractérisée par la tête fibulaire qui s'appuie contre la surface articulaire fibulaire du tibia afin de former l'articulation tibio-fibulaire proximale qui ne permet presque aucun mouvement. La malléole latérale se retrouve à l'extrémité distale de la fibula (Guay, 2005; Marieb et al., 1998).

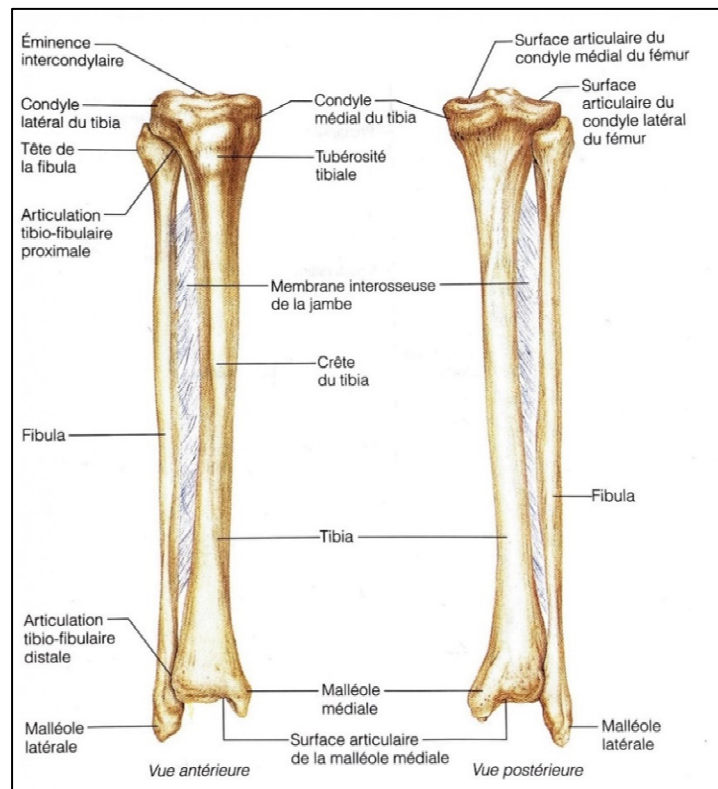


Figure 1.2 Représentation du tibia et de la fibula

Reproduit de Marieb et al. (1998) avec la permission de Copibec, au nom des Éditions du nouveau pédagogique

La patella, quant à elle, est un os sésamoïde situé dans le tendon du quadriceps fémoral. Elle protège l'articulation du genou en plus d'augmenter l'effet de levier des muscles du quadriceps fémoraux (Hansen, Kamina, Richer, & Netter, 2015; Marieb et al., 1998).

1.1.2 Articulation du genou

Le genou est composé de l'articulation fémoro-patellaire qui relie le fémur à la patella ainsi que de l'articulation fémoro-tibiale qui relie les condyles fémoraux aux surfaces articulaires présentes sur le tibia. Ces surfaces sont recouvertes par les ménisques latéral et médial qui permettent l'absorption des chocs et contribuent à prévenir le basculement latéral du fémur sur le tibia. Le genou comporte également plusieurs ligaments stabilisant l'articulation. Les ligaments collatéraux empêchent le mouvement de rotation et les ligaments croisés empêchent le glissement et la rotation. Le ligament croisé antérieur (LCA) sera discuté plus en détail à la section 1.2 (Marieb et al., 1998).

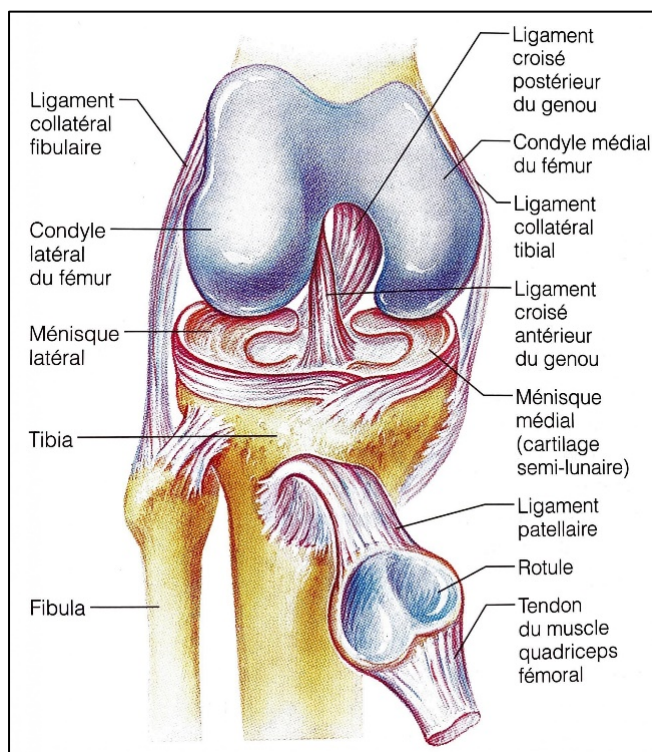


Figure 1.3 L'articulation du genou

Reproduit de Marieb et al. (1998) avec la permission de Copibec, au nom des Éditions du nouveau pédagogique

L'articulation du genou permet principalement un mouvement en flexion-extension par le glissement et le roulement des condyles sur les surfaces articulaires du tibia. Le genou permet également de légers mouvements de rotation lorsque le genou est fléchi (Marieb et al., 1998). Le mouvement du genou est influencé par 12 muscles pouvant être séparés en trois groupes. Les muscles de l'ischio-jambiers sont composés du semimembraneux, du semitendineux et du biceps fémoral. Le quadriceps fémoral, habituellement deux fois plus fort que les ischio-jambiers, regroupe le droit de la cuisse, le vaste médial, le vaste latéral et le vaste intermédiaire. Finalement, le dernier groupe comprend le reste des muscles soit le sartorius, le gracile, le poplité, le gastrocnémien et le plantaire (Guay, 2005). Le Tableau 1.1 présente les principaux mouvements générés par ces muscles.

Tableau 1.1 Muscles de l'articulation du genou
Reproduite de Guay (2005), avec la permission de Les Presses de l'Université de Montréal

Muscles	Mouvements de la jambe	Flexion	Extension	Rotation interne	Rotation externe
Semitendineux (<i>semitendinosus</i>)		P		P	
Semimembraneux (<i>semimembranosus</i>)		P		P	
Biceps fémoral (<i>biceps femoris</i>)		P			P
Droit de la cuisse (<i>rectus femoris</i>)			P		
Vaste latéral (<i>vastus lateralis</i>)			P		
Vaste intermédiaire (<i>vastus intermedius</i>)			P		
Vaste médial (<i>vastus medialis</i>)			P		
Sartorius (<i>sartorius</i>)		A		A	
Gracile (<i>gracilis</i>)		A		A	
Poplité (<i>popliteus</i>)				P	
Gastrocnémien (<i>gastrocnemius</i>)		A			
Plantaire (<i>plantaris</i>)		A			

P=principal, A=accessoire

1.2 Le Ligament croisé antérieur

1.2.1 Anatomie et fonction

Le LCA est l'un des deux ligaments croisés du genou. Il est le plus faible des deux et est tendu lorsque le genou est en pleine extension (Hansen et al., 2015). Son origine se trouve sur la face médiale du condyle du fémur et son insertion est au niveau de l'air intercondyloire antérieure du tibia (Marieb et al., 1998). Lors de la rotation interne du tibia, les ligaments croisés s'enroulent l'un contre l'autre et limitent cette rotation rapidement. Ainsi, la fonction principale du LCA consiste à limiter les mouvements d'hyperextension du genou, et complémentirement, limiter la rotation interne du tibia (Kapandji & Judet, 2018).

1.2.2 Rupture et opération

La rupture du LCA est une blessure orthopédique commune chez les jeunes sportifs. En effet, l'incidence annuelle est de 68.6 pour 100 000 habitants aux États-Unis et cette blessure survient fréquemment entre l'âge de 19 à 25 ans (Sanders et al., 2016). Cette rupture ligamentaire affecte également la qualité de vie des personnes atteintes et la fonctionnalité de leur genou à court et long terme (Filbay et al., 2015; Konrads et al., 2016). Pour la population plus jeune et active, une opération permettant de reconstruire le LCA est conseillée surtout pour les personnes pratiquant des sports avec des changements de direction. Celle-ci consiste généralement à remplacer le LCA par une greffe du tendon du semitendineux ou du tendon rotulien (Johnson, 2004).

L'opération permet de retrouver une meilleure fonction du genou avec moins de déplacement tibial évalué cliniquement et plus de stabilité telle que perçue par le patient (Krause et al., 2018; T. O. Smith, Postle, Penny, McNamara, & Mann, 2014; Van Yperen et al., 2018). Cependant, le recours à l'opération ne démontre pas de différence significative sur la qualité de vie de la personne ou de sa fonctionnalité générale (Filbay et al., 2015; Van Yperen et al., 2018). De plus, il s'avère que la prévalence d'arthrose pour les genoux avec un LCA opéré est plus importante que pour les genoux n'ayant pas subi l'opération (Harris et al., 2017; Lien-Iversen

et al., 2020; Van Yperen et al., 2018). En effet, l'étude longitudinale de 20 ans de Van Yperen et al. (2018) démontre que le taux d'arthrose chez les personnes ayant eu recours à l'opération est de 80% alors qu'elle est de 68% pour les genoux non opérés à la suite d'une déchirure du LCA. Dans le cas d'un genou LCAD, opéré ou pas, la prévalence d'arthrose reste tout de même plus élevée que celle de la population générale. Celle-ci est encore plus élevée chez les femmes qui sont de 2 à 3 fois plus à risque de développer de l'arthrose (Prieto-Alhambra et al., 2014; Srikanth et al., 2005; Takeda et al., 2014). Finalement, il a été démontré que suite à une opération, le risque de redéchirure du LCA est de 13% (Curado et al., 2020).

Le retour au sport peut également être difficile. Environ 20% des personnes ne reprennent pas le sport après cette blessure et 45% réduisent de niveau ou modifient leurs activités sportives. Chez les sportifs de compétitions, le retour au jeu est de seulement 55% (Ardern, Taylor, Feller, & Webster, 2014).

Cette blessure apporte plus de répercussions chez la femme que l'homme. En effet, la femme est plus à risque de blessure ligamentaire (Montalvo et al., 2019) et sa qualité de vie ainsi que la fonctionnalité de son genou sont plus impactées que l'homme à la suite de la blessure (Bruder et al., 2023; Di Stasi, Hartigan, & Snyder-Mackler, 2015; Frobell, Svensson, Göthrick, & Roos, 2008) et de l'opération (Aldrian et al., 2014; Ardern et al., 2014; Branche, Bradsell, Lencioni, & Frank, 2022; Bruder et al., 2023; Di Stasi et al., 2015; Tan, Lau, Khin, & Lingaraj, 2016).

Cette blessure est donc très limitante et le risque d'arthrose est très élevé même lorsque les fonctions du genou sont retrouvées à la suite de l'opération et ce, d'autant plus chez la femme.

1.3 Cinématique du genou

1.3.1 Plans étudiés

La cinématique du genou est exprimée en termes de rotations selon trois plans anatomiques présentés en Figure 1.4. Le plan sagittal divise le corps en deux sections symétriques. C'est le

plan ayant le plus de mouvement lors d'activités comme la marche et la course. Le plan frontal divise le corps en deux sections correspondant à la face antérieure et postérieure du corps. Finalement, le plan transverse est un plan parallèle au sol (Manolova, 2012).

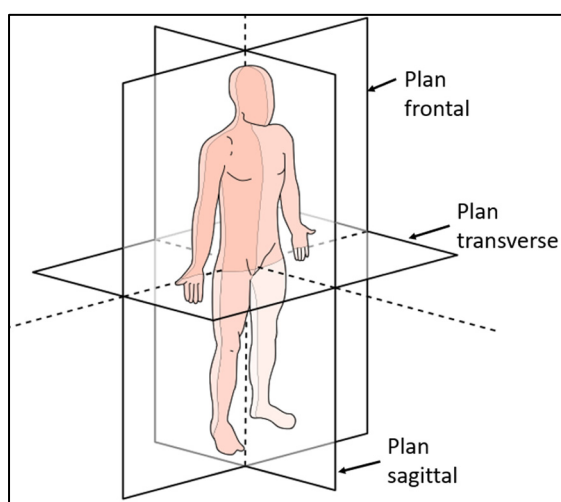


Figure 1.4 Système de référence anatomique
Adaptée de CFCF (2014) sous licence CC BY-SA 3.0 DEED

Les mouvements de flexion/extension du genou s'effectuent dans le plan sagittal, les mouvements d'abduction/adduction, communément appelés valgus/varus pour le genou, s'effectuent dans le plan frontal et les mouvements de rotation tibiale interne et externe dans le plan transverse (Figure 1.5).

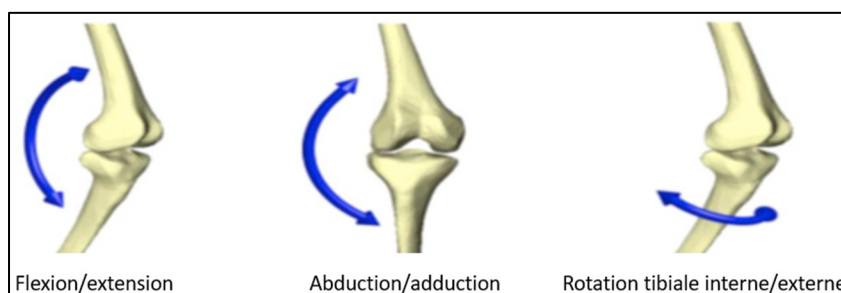


Figure 1.5 Mouvement du genou
Reproduite de Mezghani et al. (2017) avec la permission d'Elsevier¹

¹ Reproduit de Journal of biomechanics, 2017 Vol. 52 Pages 106-112, N. Mezghani, Y. Ouakrim, A. Fuentes, A. Mitiche, N. Hagemester, P.-A. Vendittoli, et al Mechanical biomarkers of medial compartment knee osteoarthritis diagnosis and severity grading: Discovery phase, Droit de reproduction (2024), avec la permission de Elsevier.

1.3.2 Cycle de la marche

Le cycle de marche est divisé en deux phases, soit la phase d'appui et la phase d'envol.

La phase d'appui et celle d'envol sont sous-divisées en 5 et 3 phases respectivement comme illustré à la Figure 1.6.

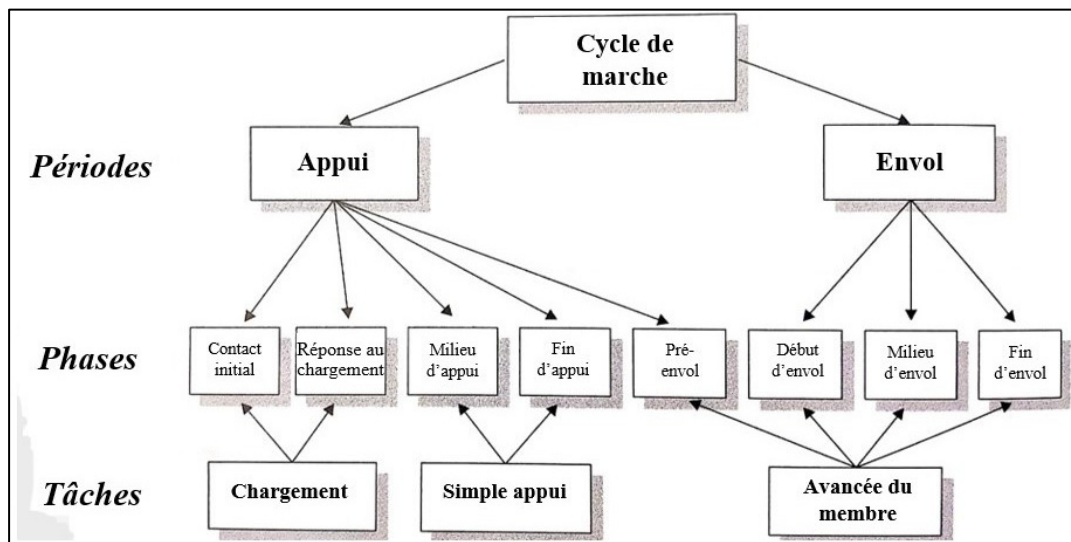


Figure 1.6 Division fonctionnelle du cycle de marche

Reproduite et adaptée de Perry et Burnfield (2010, p. 10) avec la permission de Copyright Clearance Center inc, au nom de SLACK incorporated²

Perry et Burnfield (2010) décrivent les phases de la marche comme suit:

- Contact initial (0 - 2%) : Lors de cette phase, le pied se dépose au sol et une décélération en lien avec l'impact se produit. Le genou est près d'une extension maximale.
- Réponse au chargement (2 - 12%) : Cette phase est liée à un transfert de poids rapide sur la jambe ce qui initie une flexion du genou afin d'absorber le choc et stabiliser le genou. Elle prend fin lorsque la jambe opposée se soulève pour sa phase d'envol.
- Milieu de l'appui (12 - 31%) : Le milieu de l'appui est la première phase en simple appui. Elle correspond à une phase de stabilisation de la jambe. Elle débute lorsque la

² Reproduit avec la permission de SLACK Incorporated, de Gait Analysis: Normal and Pathological Function, Perry, J. and Burnfield, J. M., 2nd edition, Droit de reproduction (2024).

jambe opposée quitte le sol et se termine lorsque le poids du patient est réparti au-dessus du pied en appui.

- Fin d'appui (31 - 50%) : La fin de l'appui correspond au dernier instant en simple appui. Le sujet effectue alors l'extension maximale de la jambe.
- Pré-envol (50 - 62%) : Lors de cette phase en double appui, la jambe étudiée commence à fléchir en préparation de l'envol. Le poids se transfère vers la jambe opposée et la phase prend fin lorsque les orteils de la jambe étudiés quittent le sol.
- Début d'envol (62 - 75%) : La première section de la phase d'envol correspond à près du 1/3 de celle-ci. Elle débute lorsque le pied est soulevé du sol et se termine lorsque celui-ci croise la jambe opposée en appui.
- Milieu d'envol (75 - 87%) : Cette phase débute lorsque la jambe oscillante croise la jambe en appui et se termine lorsque le tibia est vertical. La flexion maximale du genou se produit au cours de cette phase.
- Fin d'envol (87 - 100%) : La dernière phase de l'envol commence lorsque le tibia est vertical et se termine lorsque le pied est en contact avec le sol avec un genou en extension. La jambe se prépare alors pour un nouveau cycle de marche.

Une représentation simplifiée du cycle de marche telle que décrit par Perry et Burnfield (2010) est illustrée à la Figure 1.7.

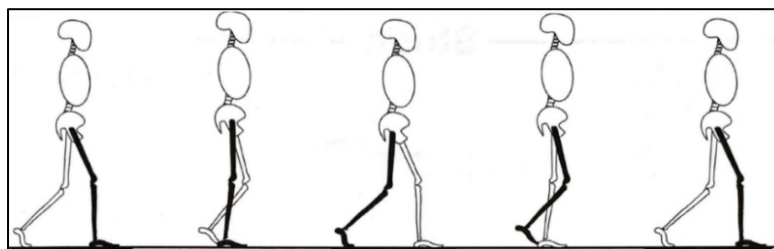


Figure 1.7 Représentation du cycle de marche ³

Reproduite avec l'autorisation de Perry et Burnfield (2010, p. 5) avec la permission de Copyright Clearance Center inc, au nom de SLACK incorporated

³ Reproduit avec la permission de SLACK Incorporated, de Gait Analysis: Normal and Pathological Function, Perry, J. and Burnfield, J. M., 2nd edition, Droit de reproduction (2024).

1.3.3 Méthodes de capture du mouvement

Les deux principales méthodes pour capter le mouvement humain sont la fluoroscopie et l'utilisation de capteurs optoélectroniques.

1.3.3.1 Fluoroscopie

La fluoroscopie est un type d'imagerie médicale qui permet de visualiser une série d'images radiographiques. La fluoroscopie monoplan permet de visualiser le mouvement des os en deux dimensions (2-D). Afin d'avoir la biomécanique en trois dimensions (3-D), un deuxième appareil est requis et permet d'effectuer une fluoroscopie de type biplan. Deux sources de rayon X et deux intensificateurs d'images sont alors utilisés et une reconstruction 3-D peut être faite à partir de ces images (Cross et al., 2017). Son avantage principal est une très grande précision et l'absence d'artefacts occasionnés par le mouvement de la peau comme lors de l'utilisation de capteur optoélectronique présenté à la section suivante. Cependant, la fluoroscopie émet une dose de radiation qui est liée à de possibles problèmes de santé si exposée trop longtemps ou fréquemment. Ainsi, l'essai doit être de courte durée pour limiter le temps d'exposition (FDA, 2023). De plus, la fluoroscopie requiert la présence d'un technicien en imagerie médicale et le champ d'acquisition est limité.

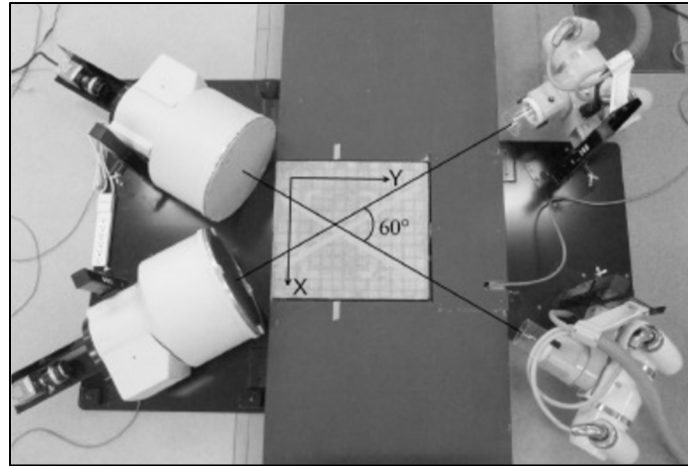


Figure 1.8 Système de fluoroscopie biplan
Reproduite de Cross et al. (2017) avec la permission d'Elsevier⁴

1.3.3.2 Capteur optoélectronique

La capture du mouvement peut se faire de façon non invasive à l'aide de caméras optoélectroniques et de marqueurs collés sur la peau ou apposés sur un harnais. Ces capteurs optoélectroniques peuvent être de type actif ou passif.

Le capteur actif consiste en un marqueur LED branché à une source centrale ou à une batterie fixée sur le patient. Chaque marqueur est activé selon une séquence précise qui permet l'identification automatique du marqueur par l'ordinateur. Son avantage est donc que le traitement de l'enregistrement est beaucoup plus rapide. Cependant, les nombreux câbles vers une source de courant centrale ou les nombreuses batteries fixées au patient peuvent être encombrants pour celui-ci.

Le capteur passif, quant à lui, consiste en des marqueurs recouverts d'un matériel très réfléchissant et de caméras infrarouges émettant une impulsion de lumière. La caméra Vicon est considérée comme une référence dans le domaine de la biomécanique (Haslwanter, 2018).

⁴ Reproduit de Medical Engineering & Physics, 2017 Vol. 43 Pages 6-118, Janelle A. Cross, Benjamin D. McHenry, Robert Mothen, Emily Exten et al. Biplane fluoroscopy for hindfoot motion analysis during gait : A model-based evaluation, Droit de reproduction (2024), avec la permission de Elsevier.

La lumière est donc réfléchiée par les marqueurs et retournée vers les caméras qui capturent le mouvement des marqueurs. Ce système est donc plus léger, portatif et moins encombrant pour l'utilisateur que le système de capteur actif puisqu'aucun câble d'alimentation ou de batteries n'est nécessaire. Cependant, le traitement de l'enregistrement est plus lent puisque l'identification des marqueurs est effectuée manuellement.

Comparativement à la capture du mouvement par fluoroscopie, les capteurs optoélectroniques n'émettent aucune radiation et l'espace d'acquisition est moins restreint. Cependant, les artéfacts occasionnés par le mouvement des tissus mous et de la peau influencent la précision de ce système (Sati, de Guise, Larouche, & Drouin, 1996b; Stagni, Fantozzi, Cappello, & Leardini, 2005). Toutefois, l'utilisation d'un harnais permet de réduire ces artéfacts. Un exemple de ce type de système est décrit à la section 1.3.3.3.

1.3.3.3 Système KneeKg[®]

Le système KneeKG[®] consiste en une caméra infrarouge, un harnais installé sur la cuisse et une plaque fixée sur la crête tibiale. Des corps rigides munis de marqueurs passifs sont apposés sur les deux parties du KneeKG[®] (Figure 1.9), ainsi que sur une ceinture pelvienne. Le harnais permet de réduire les artéfacts occasionnés par le mouvement des tissus mous et de la peau (Sati, de Guise, Larouche, & Drouin, 1996a), surtout au niveau de la cuisse où les mouvements artéfacts sont très importants. La précision du système a été évaluée sous fluoroscopie et est en moyenne de 0.4 en valgus/varus et de 2.3° en rotation tibiale. Sa répétabilité moyenne varie entre 0.4° et 0.8° (Lustig, Magnussen, Cheze, & Neyret, 2012).



Figure 1.9 Le harnais du système KneeKG®
Reproduite de Lustig et al. (2012) avec la permission de Springer Nature⁵

Une analyse de la marche avec le système KneeKG® débute par l'installation du harnais fémoral et tibial ainsi que de la ceinture pelvienne sur le patient. Les corps rigides composés de 3 marqueurs réfléchissants permettent de créer les repères techniques. Le patient est ensuite invité à marcher sur un tapis roulant afin de déterminer sa vitesse de marche confortable et de se familiariser à l'utilisation du tapis. Une calibration est ensuite performée afin de déterminer le centre articulaire de la hanche, du genou et de la cheville (Hagemeister et al., 2005) et de déterminer des systèmes de coordonnées osseux :

- En premier lieu, le clinicien pointe trois points au sol afin de déterminer l'horizontale permettant par la suite de créer une verticale virtuelle
- Ensuite, le clinicien pointe les malléoles et les condyles de la jambe évaluée du patient.
- Le centre de la cheville correspond au point milieu entre la malléole interne et externe.
- Le centre de la hanche est défini par un mouvement de circumduction et calculé selon la méthode présentée par Siston et Delp (2006).

⁵ Reproduit de Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy ,2012, Vol. 20 Issue 4 Pages 633-8. S. Lustig, R. A. Magnussen, L. Cheze and P. Neyret. The KneeKG system: a review of the literature. Droit de reproduction (2024) avec la permission de SNCSC.

- Pour déterminer le centre du genou, une première estimation est établie selon le point milieu du condyle interne et externe en fonction du repère technique du fémur et du tibia. Le patient est ensuite invité à faire un mouvement de flexion/extension du genou afin de créer un axe de flexion/extension du genou. Le point milieu des condyles est ensuite projeté sur cet axe afin d'obtenir le centre articulaire du genou (Figure 1.10).

L'axe longitudinal des os est déterminé comme le segment reliant le centre articulaire de la cheville et du genou pour le tibia et de celui reliant le centre articulaire du genou à la hanche pour le fémur. La position neutre du genou est ensuite déterminée comme le moment où la projection de l'axe longitudinal des segments sur le plan vertical virtuel est la plus alignée (Flexion nulle). Ceci est fait lors d'un essai de légère flexion et d'hyperextension du genou avec les pieds en position parallèle. Cet axe correspond à l'axe sagittal. L'axe perpendiculaire de l'axe normal et de l'axe sagittal correspond alors à l'axe antéro-postérieur du genou (Hagemeister et al., 2005).

À la suite de la calibration, le patient est invité à une marche de 45 secondes où le clinicien peut voir la visualisation 3D du mouvement du genou à l'écran. La cinématique 3D en rotation des trois plans anatomique est ensuite enregistrée, soit le plan frontal, le plan sagittal et celui transverse (Lustig et al., 2012).

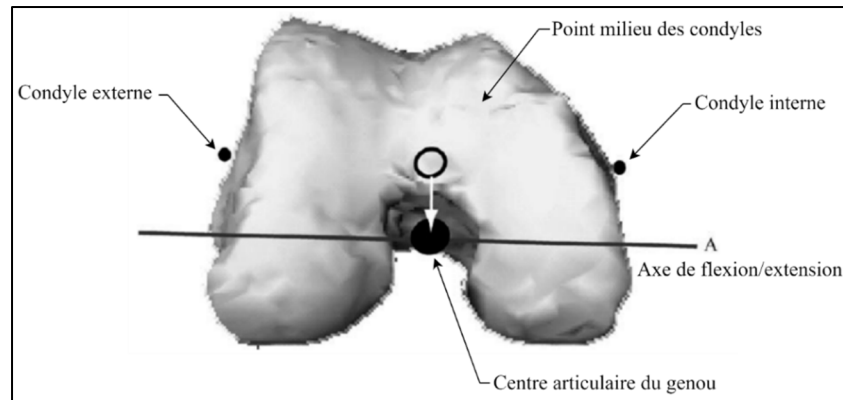


Figure 1.10 Identification du centre artulaire du genou
Reproduite et adaptée de Hagemester et al. (2005) avec la permission d'Elsevier⁶

Le système kneeKG[®] permet donc d'avoir les avantages des capteurs optoélectroniques, soit une grande capacité d'espace d'acquisition et l'absence de rayon X. De plus, l'utilisation du harnais permet de limiter les artéfacts occasionnés par le mouvement de la peau, ce qui augmente sa précision par rapport à l'utilisation de marqueurs directement collés sur la peau (Lustig et al., 2012).

1.3.4 Cinématique du genou avec une rupture du LCA

La cinématique du genou LCAD a été largement étudiée dans l'espoir de proposer une explication pour le taux élevé d'arthrose chez cette population ou pour mieux comprendre cette pathologie. Le Tableau 1.2 détaille la méthodologie des articles utilisés dans la revue de la littérature.

⁶ Reproduit de Journal of Biomechanics, 2005 Vol. 38 Issue 9 Pages 1926-31. N. Hagemester, G. Parent, M. Van de Putte, N. St-Onge, N. Duval and J. de Guise. A reproducible method for studying three-dimensional knee kinematics, Droit de reproduction (2024), avec la permission de Elsevier.

Tableau 1.2 Articles et méthodologies de la revue de littérature

Auteurs	Date	Méthode d'acquisition	Vitesse de marche	Groupe contrôle	N LCAD	N Contrôle	Plans analysés	Phases analysées
Aghdam et al.	2022	Système optoélectronique	Confortable	Sains	15 (14H/1F)	15 (?)	Sagittal	ROM
Asaeda et al.	2017	Système optoélectronique	Confortable	Sains	32 (16H/16F)	32 (16H/16F)	Sagittal, frontal, transverse	Appui
Bohn et al.	2016	Système optoélectronique	Confortable	Sains, controlatéral	44 (26H/18F)	16 (6H/10H)	Frontal	Max
Chen et al.	2012	Fluoroscopie	1.2 m/s	Controlatéral	10 (5H/5F)	-	Dépla. tibial A/P	Appui
Kong et al.	2022	Système optoélectronique	Confortable	Sains	27 (24H/3F)	29 (19H/10H)	Sagittal, frontal, transverse	Appui & envol
Lui et al.	2020	Système optoélectronique	Confortable	Sains	29 (29H)	15 (15H)	Sagittal, frontal, transverse	Appui & envol
Majewska et al.	2017	Système optoélectronique	Confortable	Sains, controlatéral	40 (30H/10F)	37 (20H/17F)	Sagittal	ROM
Park et al.	2021	Système optoélectronique	Confortable	Controlatéral	36 (36H)	-	Sagittal	Appui & envol
Ren et al.	2018	Système optoélectronique	Confortable	Sains	15 (13H/2F)	22 (22H)	Sagittal, frontal, transverse	Appui & envol
Sanchez-Alepuz et al.	2020	Photogrammétrie (Numérisation 3D)	Confortable	Sains	30 (30H)	27 (27H)	Sagittal	Milieu d'envol
Shabani et al.	2015	Knee KG	Confortable	Sains	30 (?)	15 (?)	Sagittal, frontal, transverse	Appui & envol
Skvortsov et al.	2020	Capteur inertiel	Confortable	Sains, controlatéral	20 (10H/10F)	20 (14H/6F)	Sagittal	ROM, Réponse au chargement, Fin d'appui, Milieu d'envol
Yang et al.	2018	Fluoroscopie	1.2 m/s	Controlatéral	8 (4H/4F)	-	Transverse Dépl. tibial A/P	Contact initial, Réponse au chargement, Milieu d'appui
Yim et al.	2015	Système optoélectronique	Confortable	Controlatéral	35 (22H/13F)	-	Sagittal, frontal, transverse	Appui

En premier lieu, les sujets ayant un LCAD ont tendance à avoir une cadence et une vitesse de marche plus faible comparativement à un sujet sain (Aghdam, Haghghat, Rezaee, Kavyani, & Karimi, 2022; Asaeda et al., 2017; Kong et al., 2022; Majewska et al., 2017; Ren et al., 2018). Les sujets LCAD démontrent également une longueur de pas plus faible comparativement aux sujets sains (Majewska et al., 2017).

La cinématique du plan sagittal de la population LCAD a été largement étudiée. Plusieurs études ont démontré une diminution de l'amplitude de mouvement de la jambe ayant un LCAD comparativement au groupe contrôle sain (Aghdam et al., 2022; Asaeda et al., 2017; Kong et al., 2022; Majewska et al., 2017; Shabani et al., 2015). Lorsque comparée à la population saine ou la jambe controlatérale, la littérature est unanime sur le fait que l'angle de flexion est augmenté pour la jambe LCAD au contact initial (Shabani et al., 2015; Yim et al., 2015) et en fin d'appui (Asaeda et al., 2017; Liu et al., 2020; Park et al., 2021; Ren et al., 2018; Shabani et al., 2015; Skvortsov et al., 2020; Yim et al., 2015). Lors de la réponse au chargement et en milieu d'envol, l'étude de Shabani et al. (2015) démontre une augmentation de l'angle de flexion alors que les études menées par Park et al. (2021) et Skvortsov et al. (2020) démontrent une diminution de celle-ci. Une diminution de la flexion au pré-envol, début d'envol (Kong et al., 2022) et au milieu d'envol est également présente (Kong et al., 2022; Liu et al., 2020; Sanchez-Alepuz, Miranda, & Miranda, 2020; Skvortsov et al., 2020) (Tableau 1.3). Ces différences dans la littérature peuvent être reliées à la grande variabilité de la cinématique du genou chez les patients atteints d'un LCAD (Dennis, Mahfouz, Komistek, & Hoff, 2005). Il est également important de noter que toutes ces études sont composées d'une population mixte à l'exception des études de Liu et al. (2020), Park et al. (2021) et Sanchez-Alepuz et al. (2020) qui sont composées d'hommes exclusivement telles que détaillé au Tableau 1.2. Cependant, la cinématique du genou diffère selon le sexe (Chehab et al., 2017; Cho et al., 2004; Clément et al., 2018; Røislien et al., 2009) ce qui peut également expliquer la disparité de la littérature. Ces différences entre les hommes et les femmes sont traitées à la section 1.3.5 de ce mémoire.

Dans le plan frontal, l'étude Kong et al. (2022) démontre une diminution de l'amplitude du mouvement. Aucune autre étude n'a démontré de différence significative entre le patron de marche d'un patient LCAD et d'un patient sain.

Finalement, dans le plan transverse, seul l'article de Shabani et al. (2015) a trouvé une différence significative entre la population LCAD et saine. Leur groupe LCAD démontre un genou plus en rotation interne lors de la réponse au chargement et en fin d'appui que leur groupe sain (Tableau 1.3).

Le manque d'études dans le plan frontal et transverse s'explique principalement par le fait que la majorité des études utilisent des marqueurs collés sur la peau et que les artefacts de tissus mous ne permettent pas de renseigner sur les rotations de faible amplitude dans ces plans, étant masqués par l'erreur de mesure. Il est à noter d'ailleurs que les études citées au paragraphe précédent utilisaient le harnais KneeKG® (Shabani et al., 2015) ou ont seulement détectées une différence dans l'amplitude du mouvement au cours du cycle ce qui requiert moins de précision (Kong et al., 2022).

1.3.5 Cinématique du genou selon le sexe

Chez la population saine, la littérature démontre que l'homme et la femme ont une différente cinématique lors de la marche. En effet, la femme démontre une plus grande extension à l'appui et une plus grande flexion au milieu d'envol (Røislien et al., 2009). Cependant, c'est dans le plan frontal que la différence est la plus importante entre les deux sexes. En effet, les femmes ont tendance à avoir un genou plus en valgus que les hommes pour l'entièreté du cycle (Chehab et al., 2017; Cho et al., 2004; Clément et al., 2018; Røislien et al., 2009). Clément et al. (2018) a également démontré que les femmes ont une plus grande rotation tibiale externe que les hommes en début et milieu d'envol.

L'article d'Asaeda et al. (2017), démontre qu'une différence entre la cinématique des hommes et les femmes est également présente lors d'une rupture du LCA. En effet, les femmes LCAD

ont une plus grande flexion du genou au contact initial, à la fin de l'appui et lors du pré-envol comparativement aux hommes LCAD. Elles démontrent également plus de valgus au contact initial et à la réponse au chargement ainsi qu'une plus grande amplitude de mouvement dans le plan transverse et une plus grande rotation tibiale externe lors de la réponse au chargement et lors du pré-envol (Tableau 1.3). L'article d'Asaeda et al. (2017) utilise une ANOVA à deux facteurs pour comparer l'effet du genre et l'effet du groupe (LCAD et contrôle): groupe X genre. Cependant, cette étude n'analyse pas les adaptations spécifiques selon le sexe, soit la comparaison du groupe LCAD au groupe contrôle du même sexe. De plus, l'analyse n'inclut que la phase d'appui.

Le Tableau 1.3 de la page suivante représente une synthèse des résultats de la revue de la littérature. Il est possible d'y constater les résultats de chaque étude selon la phase de marche et les groupes qui y sont comparés à l'aide du code de couleur.

Tableau 1.3 Synthèse des résultats de la revue de la littérature selon les phases de la marche

Biomarqueurs LCAD	Phase de marche									
	Contact Initial 1%	Réponse au chargement 2-12%	Milieu d'appui 13-31%	Fin d'appui 32-50%	Pré-envol 51-62%	Début d'envol 63-75%	Milieu d'envol 76-87%	Fin d'envol 88- 100%		
↑ Flexion	Asaeda et al (2017) Shabani et al (2015) Yim et al (2015)	Shabani et al (2015)	Shabani et al (2015)	Asaeda et al (2017) Asaeda et al (2017) Liu et al (2020) Park et al (2021) Ren et al (2018) Skvortsov et al (2020) ¹ Shabani et al (2015) Yim et al (2015)	Asaeda et al (2017) Shabani et al (2015)			Liu et al (2020) Kong et al (2022) Shanchez-Alepuz et al (2020) Skvortsov et al (2020) ¹		
↓ Flexion		Skvortsov et al (2020) ¹ Park et al (2021)	Kong et al (2022)		Kong et al (2022)	Kong et al (2022)				
↑ Valgus	Asaeda et al (2017)	Asaeda et al (2017)								
↑ Rotation tibiale interne		Kong et al (2022)		Kong et al (2022)						
↑ Rotation tibiale externe		Asaeda et al (2017)			Asaeda et al (2017)					
↓ Rotation tibiale externe			Bohn et al (2016) ¹ (max stance phase)							

Femme LCAD vs Homme LCAD, ALCD vs Controlatéral, LCAD vs groupe Contrôle, ¹ Jambe LCAD et controlatéral

CHAPITRE 2

PROBLÉMATIQUE, OBJECTIFS ET MÉTHODOLOGIE

La rupture du ligament croisé est une blessure très répandue chez les jeunes sportifs. Bien qu'une opération permette de reconstruire le ligament et ainsi, remédier à l'instabilité du genou, la qualité de vie du patient reste affectée. En effet, le retour au sport est difficile à la suite de cette blessure et la prévalence d'arthrose reste élevée, voire même augmentée à la suite de l'opération. Les répercussions sont d'autant plus importantes chez la femme qui récupère moins bien de cette blessure et qui présente un plus haut risque de développer de l'arthrose.

La revue de la littérature présentée au CHAPITRE 1 démontre que la rupture du LCA affecte la cinématique du genou. Cependant, ces études sont composées de cohortes LCAD et saines mixtes ou uniquement masculines. Or, la revue de littérature démontre également qu'il y a une différence chez la femme et l'homme dans la cinématique du genou chez la population saine. Ainsi, comparer une population mixte LCAD à une population mixte saine ne permet pas de tirer de conclusion sur l'effet de la blessure sur la cinématique de la marche adéquatement. La seule étude analysant l'effet du sexe sur la cinématique du genou lors d'une rupture du LCA est l'étude d'Asaeda et al. (2017). Cette étude démontre que les femmes LCAD ont plus de flexion au contact initial, au milieu d'appui et à la fin d'appui que les hommes LCAD. L'auteur affirme également que les femmes ont également un genou plus en valgus au contact initial et lors de la réponse au chargement ainsi qu'une rotation tibiale plus externe lors de la réponse au changement et à la fin de l'appui que les hommes LCAD. Cependant, cette étude a seulement analysé la phase d'appui et n'a pas analysé les adaptations des cohortes LCAD comparativement au groupe sain du même sexe. De plus, cette étude utilise des marqueurs collés sur la peau. La précision des résultats est donc limitée par la présence d'artéfacts causés par les tissus mous.

Ainsi l'objectif général de ce travail consiste à identifier les biomarqueurs mécaniques de la déchirure ligamentaire qui sont spécifique au sexe.

Trois différentes banques de données (BDD) provenant de deux centres de recherche sont disponibles. Le premier sous-objectif vise à réunir ces banques de données pour créer une BDD avec davantage de patients, tout en s'assurant de limiter le risque de biais de provenance ou de méthode. En effet, les méthodologies peuvent différer légèrement. De plus, il est nécessaire de s'assurer que le fait d'ajouter des patients d'une base de données n'a pas d'influence sur les conclusions finales et que les patients inclus respectent les critères d'inclusion du présent projet, notamment en termes d'homogénéité socio-démographique. Le deuxième sous-objectif consiste à analyser les adaptations spécifiques au sexe à la suite d'une rupture du ligament croisé antérieur sur la BDD ainsi créée. Cette analyse permettra de mieux comprendre les différentes adaptations adoptées par les hommes et les femmes avec un LCAD.

CHAPITRE 3

ANALYSE DU RISQUE DE BIAIS ENTRE LES BANQUES DE DONNÉES

3.1 Descriptions des banques de données

Les trois banques de données disponibles provenaient du Laboratoire d'innovation ouverte en technologies de la santé (LIO-ÉTS), de l'Hôpital Maisonneuve-Rosemont (HMR) et de l'Hôpital de la Croix-Rousse (HLC). Les patients âgés de 18 à 45 ans de chaque banque de données ayant des données cinématiques complètes ont été sélectionnés. La description des patients de ces banques de données est illustrée dans les Tableaux ci-dessous.

Tableau 3.1 Caractéristiques des patients de la BDD LIO-ÉTS

	LIO-ÉTS				
	N participants	Âge	Poids (Kg)	Taille(m)	BMI (kg/m ²)
LCAD-M	21	26.3 ± 5.2	78.5 ± 9.3	1.76 ± 0.07	25.2 ± 2.2
LCAD-F	8	23.4 ± 6.7	61.2 ± 4.4	1.61 ± 0.03	23.7 ± 1.8
Contrôle-M	13	27.5 ± 4.3	74.6 ± 7.5	1.77 ± 0.06	23.7 ± 1.6
Contrôle-F	2	23.5 ± 0.7	52.0 ± 13.2	1.59 ± 0.08	20.5 ± 3.2

Tableau 3.2 Caractéristiques des patients de la BDD HMR

	HMR				
	N participants	Âge	Poids (Kg)	Taille(m)	BMI (kg/m ²)
LCAD-M	33	29.8 ± 8.1	84.5 ± 12.0	1.79 ± 0.07	26.4 ± 3.6
LCAD-F	15	26.9 ± 5.4	64.6 ± 6.9	1.63 ± 0.05	24.4 ± 3.2
Contrôle-M	32	29.0 ± 5.9	80.7 ± 12.5	1.78 ± 0.06	25.5 ± 4.1
Contrôle-F	37	28.4 ± 7.0	61.6 ± 14.9	1.62 ± 0.07	23.3 ± 4.9

Tableau 3.3 Caractéristiques des patients de la BDD HLC

	HLC				
	N participants	Âge	Poids (Kg)	Taille(m)	BMI (kg/m ²)
LCAD-M	11	30.1 ± 6.6	79.1 ± 12.0	1.74 ± 0.06	26.2 ± 4.7
LCAD-F	12	29.7 ± 6.9	65.6 ± 12.4	1.66 ± 0.06	23.6 ± 4.1
Contrôle-M	2	n.d ± n.d	n.d ± n.d	n.d ± n.d	n.d ± n.d
Contrôle-F	3	n.d ± n.d	n.d ± n.d	n.d ± n.d	n.d ± n.d

n.d : pas de données disponibles.

Les trois banques de données proviennent d'analyses ayant été faites à l'aide du harnais KneeKG[®], mais avec des versions de corps rigides qui sont différentes. De plus, les systèmes de capture de mouvement et les logiciels d'extractions étaient différents. Il y avait également des détails méthodologiques qui différaient.

3.2 Protocoles des banques de données

3.2.1 Banques de données HMR et HLC

Les données cinématiques des banques de données HMR et HLC ont été récoltées à l'aide du système KneeKG[®]. Les patients étaient premièrement invités à marcher sur un tapis roulant chaussés de bas afin de s'accoutumer au tapis roulant et définir leur vitesse de marche confortable. À la suite de la calibration du système tel que décrit dans la section 1.3.3.3 de ce mémoire, les patients étaient invités à marcher pour un essai de 45 secondes et le mouvement des marqueurs était enregistré par une caméra Polaris Spectra[®] (60-Hz, NDI., Waterloo, ON, Canada). La cinématique du genou était ensuite extraite à l'aide du logiciel commercial Knee3D[®] (Clément et al., 2018; Shabani et al., 2015). Le protocole de la BDD HMR a été réalisé à l'Hôpital Maisonneuve-Rosemont, situé à Montréal, Qc, Canada alors que le celui de la BDD HLC proviennent de l'Hôpital de la Croix-Rousse, situé à Lyon, France. Les données cinématiques proviennent donc de deux continents différents et un risque de biais de provenance est présent.

3.2.2 Banque de données LIO-ÉTS

Les données cinématiques de la BDD LIO-ÉTS ont été récoltées à l'aide de six caméras VICON (VICON 460, Oxford Metrics, Oxford, UK). À la suite d'une calibration identique à celle utilisée par le système KneeKG[®] et décrite à la section 1.3.3.3 de ce mémoire, le mouvement de quatre corps rigides installés sur le pied, le tibia, le fémur et le pelvis a été suivi pour un essai de marche de 30 secondes. Les patients étaient chaussés d'une sandale neutre (Portofino, Spain). Les données cinématiques étaient extraites avec le logiciel Matlab (R2008b, The MathWorks Inc., Natick, Massachusetts, USA) et ont été filtrées avec un filtre passe-bande

Butterworth d'ordre 4 avec une fréquence de coupure de 6 et 30 Hz (Alexandre Fuentes, Nicola Hagemester, Pierre Ranger, Timothy Heron, & Jacques A. de Guise, 2011). Le protocole de la BDD n'est pas identique à celui des BDDs HMR et HLC (section 3.2.1) et un risque de biais de méthode est présent.



Figure 3.1 Appareillage utilisé dans le protocole la BDD LIO-ÉTS
Reproduite de A. Fuentes, N. Hagemester, P. Ranger, T. Heron, et J. A. de Guise (2011)
avec la permission d'Elsevier⁷

3.3 Méthodologie de l'analyse du risque de biais

Afin d'évaluer le risque de biais, nous avons voulu vérifier si les courbes cinématiques dans les trois plans différaient entre les différentes bases de données. Nous avons utilisé la BDD HMR comme référence et avons comparé chaque sous-groupe individuellement afin d'éliminer toute variable dépendante. La BDD LIO-ÉTS a donc été comparée à la BDD HMR pour évaluer le risque de biais de méthode puisque la méthodologie diffère des deux autres BDD telle que décrite dans les sections précédentes. Ensuite, la BDD HLC a été comparée à la BDD HMR puisque la provenance des données est différente des deux autres BDD. En effet,

⁷ Reproduit de Clinical Biomechanics, 2011 Vol. 26 Issue 2 Pages 181-187. A. Fuentes, N. Hagemester, P. Ranger, T. Heron and J. A. de Guise. Gait adaptation in chronic anterior cruciate ligament-deficient patients: Pivot-shift avoidance. Droit de reproduction (2024), avec la permission de Elsevier.

celle-ci provient de France alors que les BDD LIO-ÉTS et HMR proviennent du Canada. Le test de cartographie statistique paramétrique spm1d, version M0.1.4.10 (T. Pataky, 2022) a donc été utilisé afin de détecter une différence entre deux BDD au sein d'un même groupe.

3.4 Biais de méthode

Comme décrit dans la section précédente, le protocole expérimental de la BDD LIO-ÉTS n'est pas le même que celui des BDDs HMR et HLC. En effet, l'appareillage utilisé ainsi que la caméra n'étaient pas identiques ce qui peut influencer la précision des données. De plus, la durée de l'essai était seulement de 30 secondes comparativement à 45 secondes pour les deux autres BDDs, ce qui réduit le nombre de cycles de marche répétables. Ainsi, une étude de biais de méthode a été effectuée afin de vérifier si les différences dans le protocole expérimental et dans l'appareillage influencent les résultats. La banque de données HMR a été sélectionnée comme la BDD de référence puisque celle-ci provient de Montréal, ce qui éliminait le risque de biais de provenance de l'équation. Chaque groupe de la BDD LIO-ÉTS a donc été comparé à celui de la BDD HMR à l'aide d'un test statistique à l'aide d'un test SPM1d (T. Pataky, 2022). Les figures ci-dessous présentent les résultats du test SPM1d pour le groupe Contrôle-M, Contrôle-F, LCAD-M et LCAD-F.

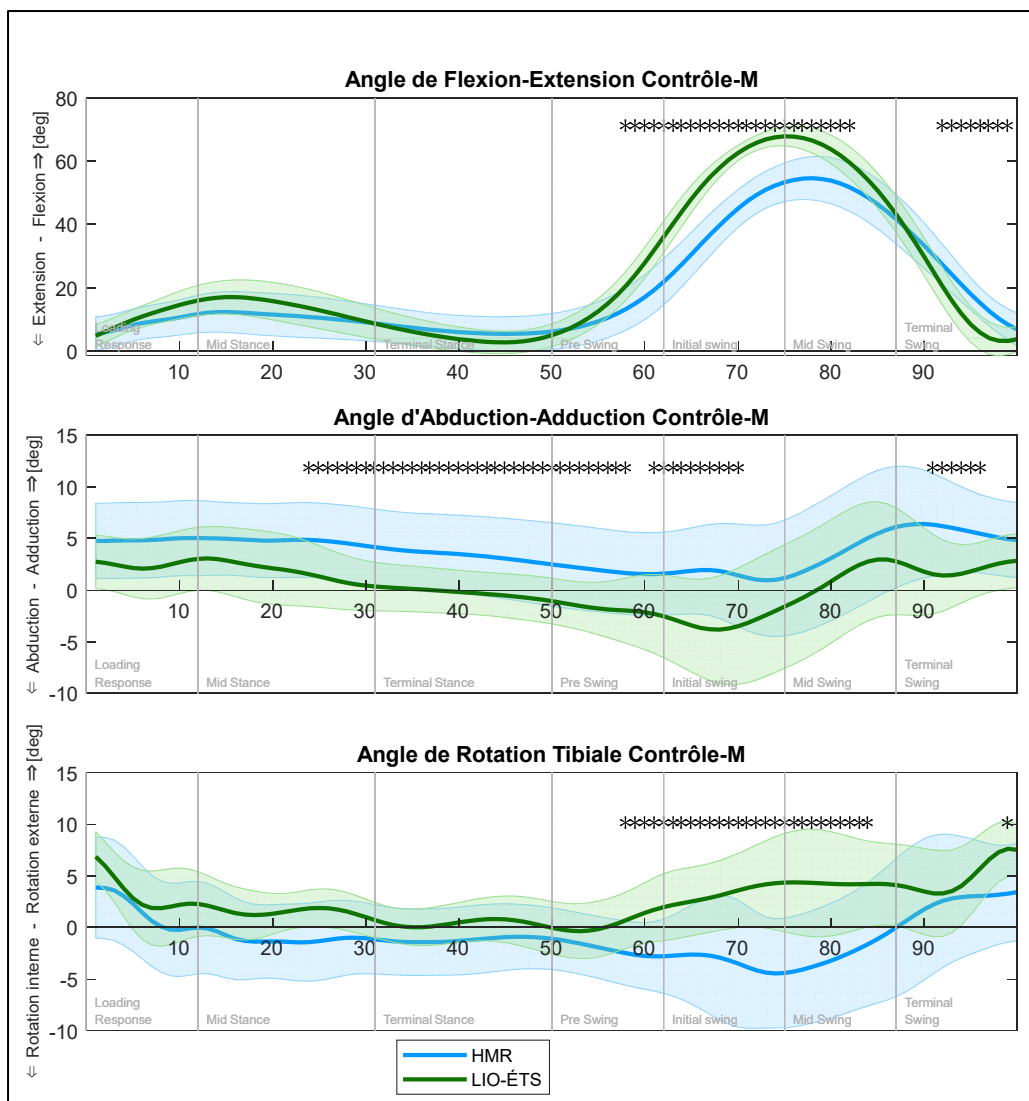


Figure 3.2 Résultat des tests SPM1d : biais de méthode du groupe Contrôle-M

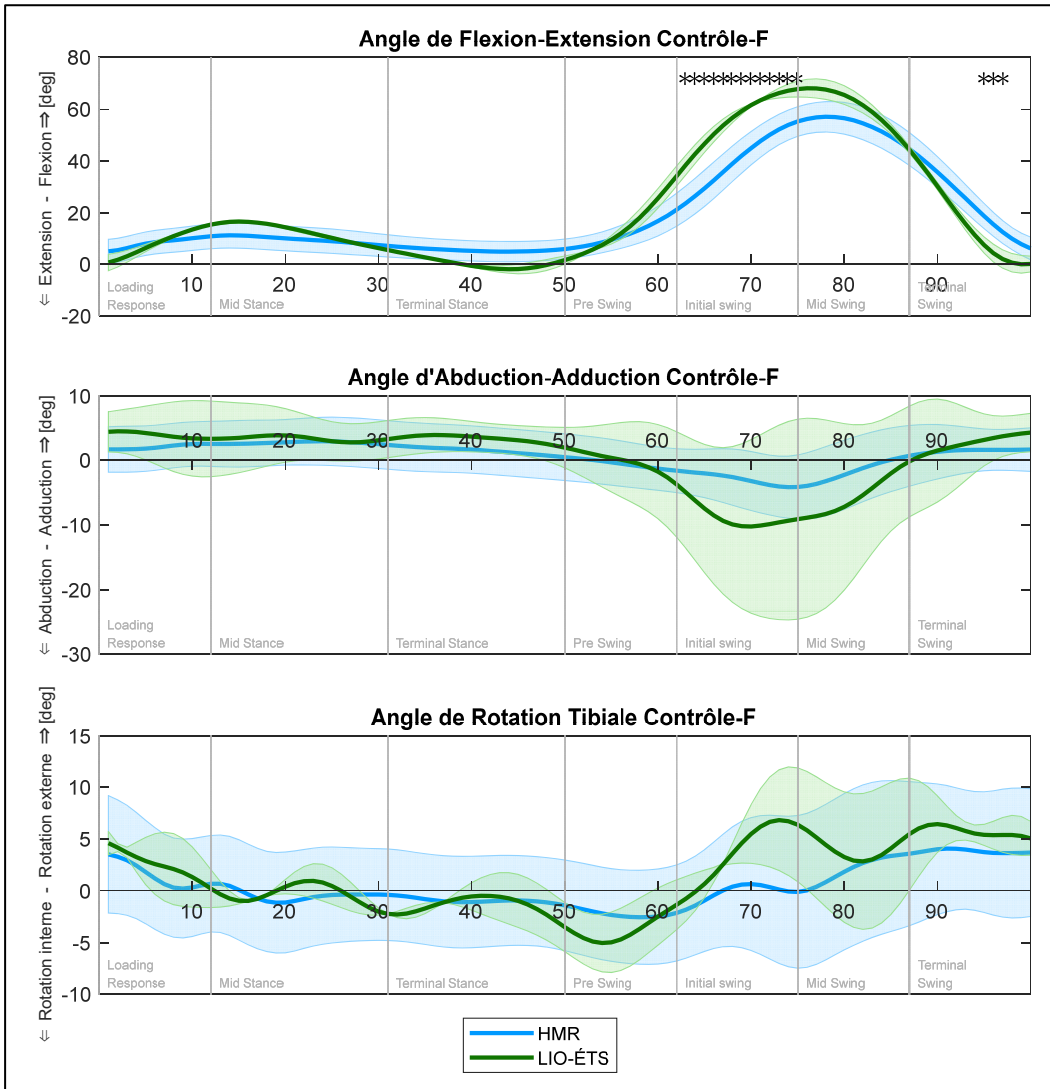


Figure 3.3 Résultat des tests SPM1d : biais de méthode du groupe Contrôle-F

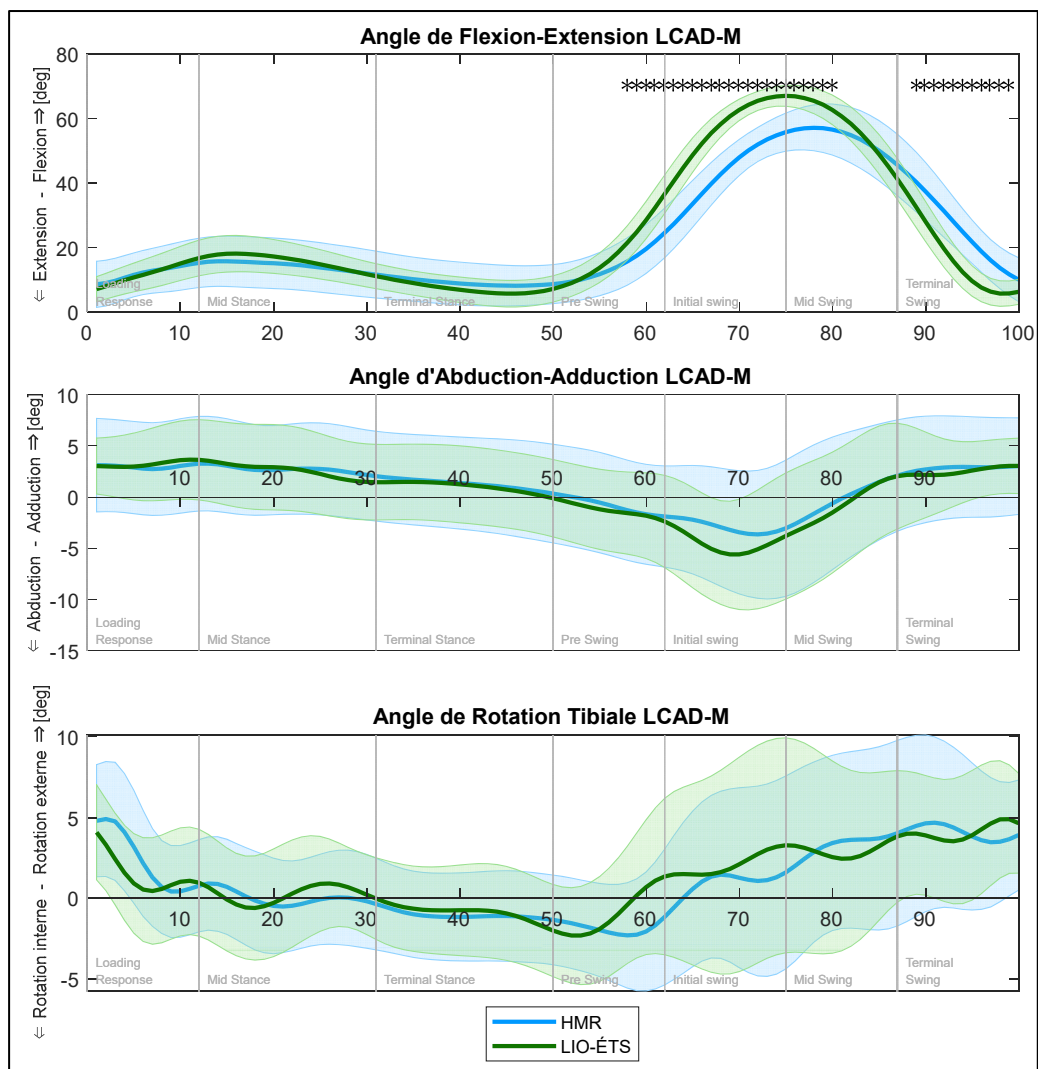


Figure 3.4 Résultat des tests SPM1d : biais de méthode du groupe LCAD-M

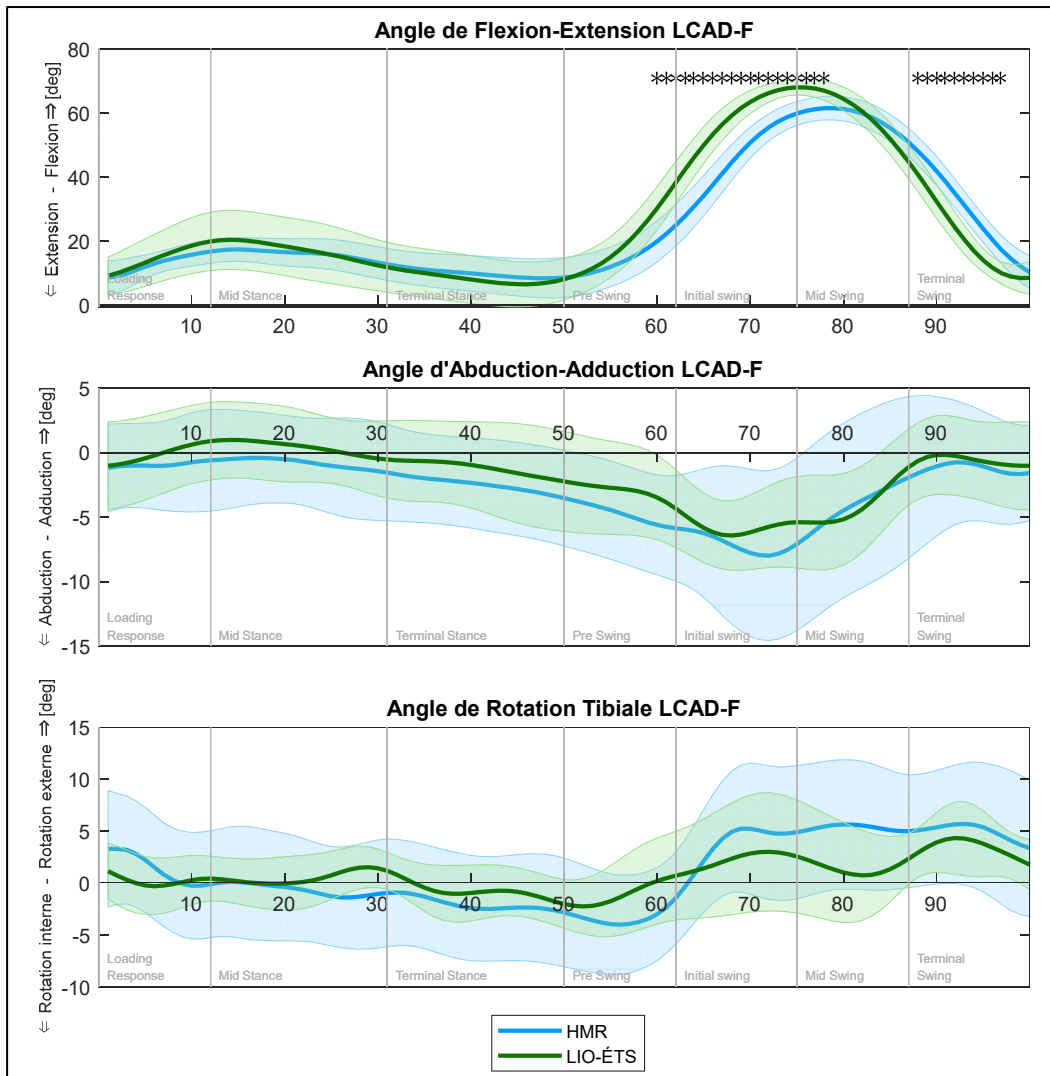


Figure 3.5 Résultat des tests SPM1d : biais de méthode du groupe LCAD-F

Il est donc possible de constater qu'une différence significative est présente entre les deux BDD pour le groupe Contrôle-M dans les trois plans d'analyse (Figure 3.2). Une différence significative était également présente pour le groupe Contrôle-F, LCAD-M et LCAD-F dans le plan sagittal (Figure 3.3, Figure 3.4 et Figure 3.5). Le risque de biais de méthode est donc élevé. Le Tableau 3.4 présente la synthèse des tests SPM1d pour chaque groupe analysé avec la BDD HMR utilisée comme référence.

Tableau 3.4 Résultats de l'analyse du risque de biais de méthode

Groupe \ Plan	Sagittal		Frontal		Transverse	
	% cycle	p	% cycle	p	% cycle	p
Contrôle-M	58-82%	< 0.001	25-57%	< 0.001	58-84%	< 0.001
	92-99%	0.031	61-70%	0.035	99-100%	0.048
			91-96%	0.043		
Contrôle-F	63-75%	0.012	-	-	-	-
	95-96%	0.045				
LCAD-M	58-80%	< 0.001	-	-	-	-
	89-99%	0.019				
LCAD-F	60-78%	< 0.001	-	-	-	-
	88-97%	0.016				

3.5 Biais de provenance

La BDD HLC a été récoltée en France alors que les deux autres BDD proviennent du Canada. Un risque de biais de provenance est donc présent en lien avec la possibilité que les patients Français marchent différemment comparativement aux patients Canadiens. Chaque groupe de la BDD HLC a donc été comparé à celui de la BDD HMR à l'aide d'un test SPM1d.

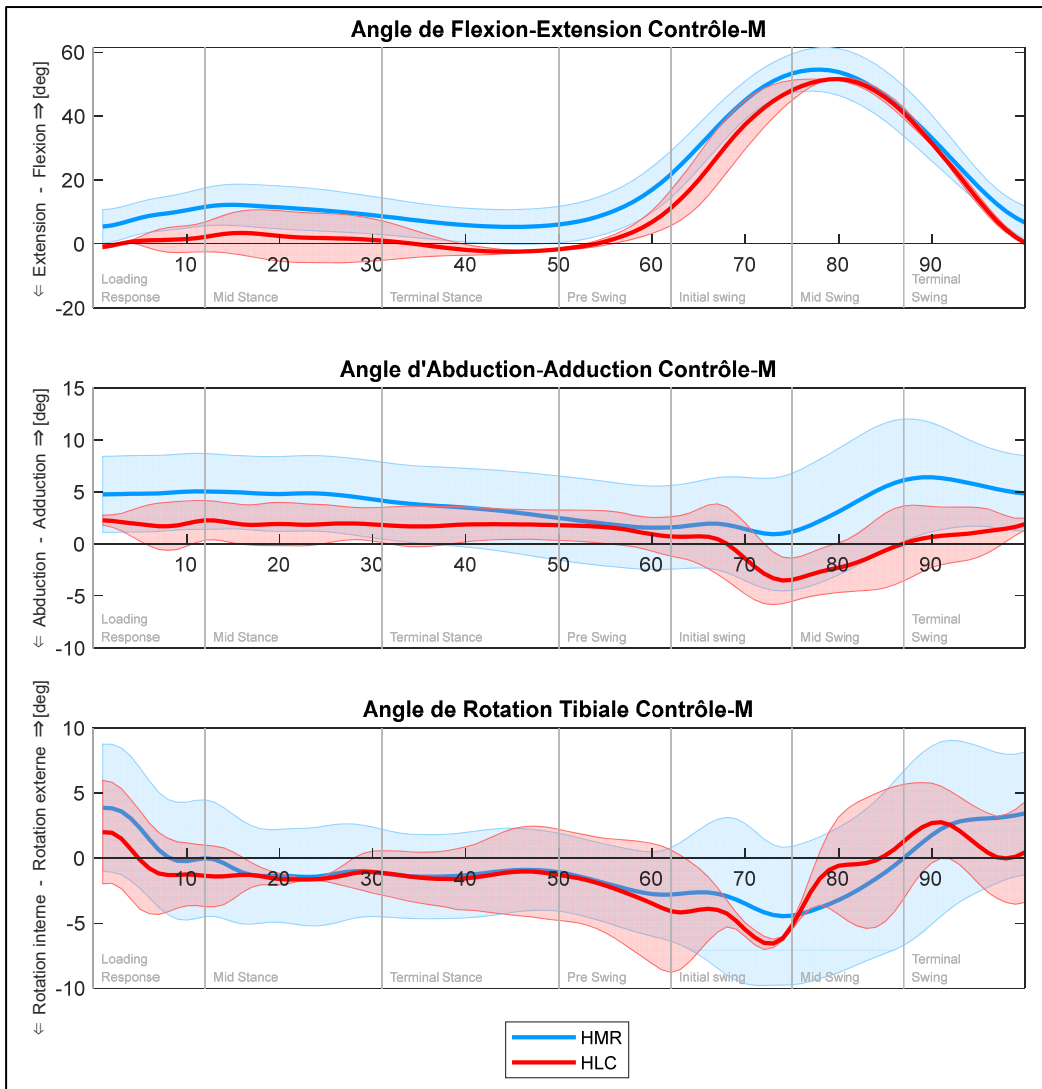


Figure 3.6 Résultat des tests SPM1d : biais de provenance du groupe Contrôle-M

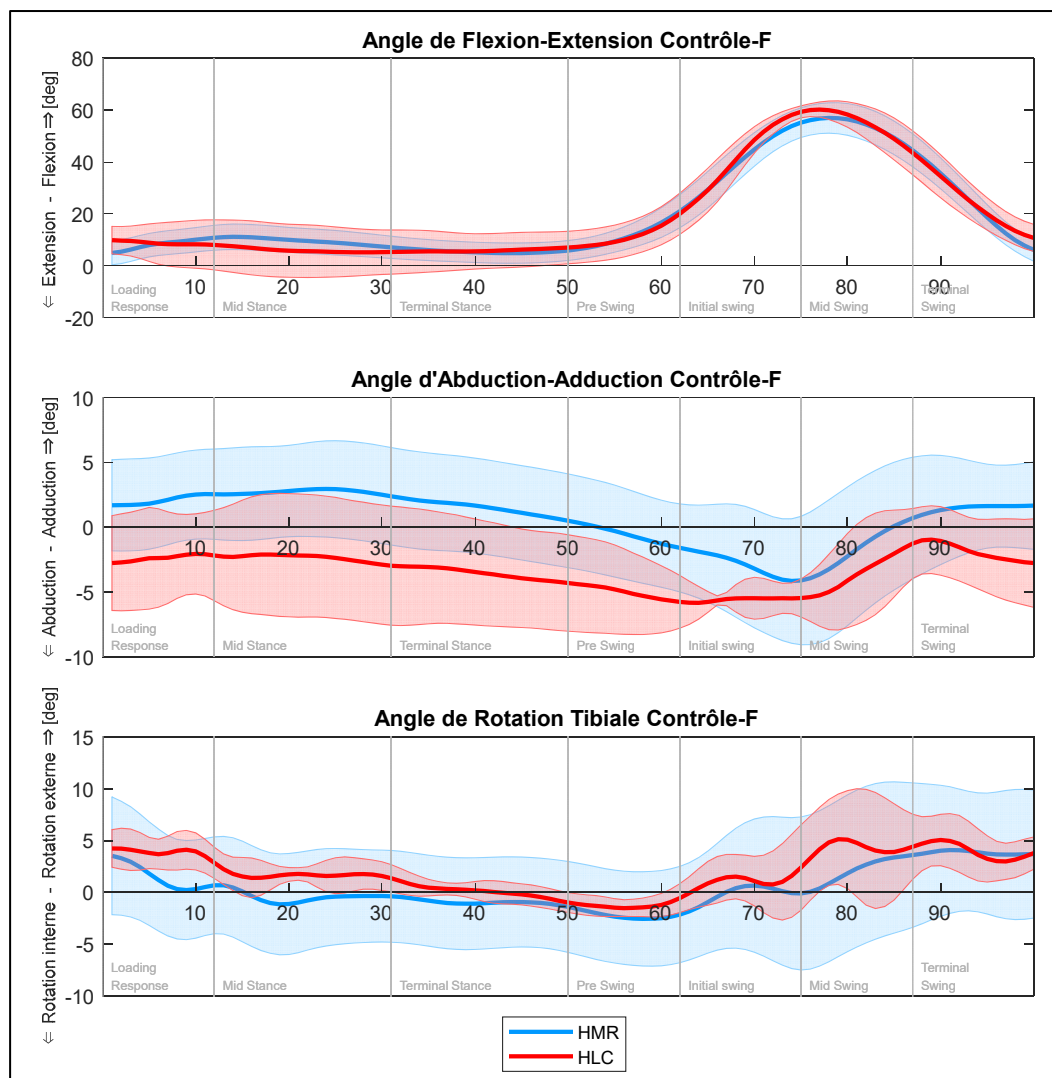


Figure 3.7 Résultat des tests SPM1d : biais de provenance du groupe Contrôle-F

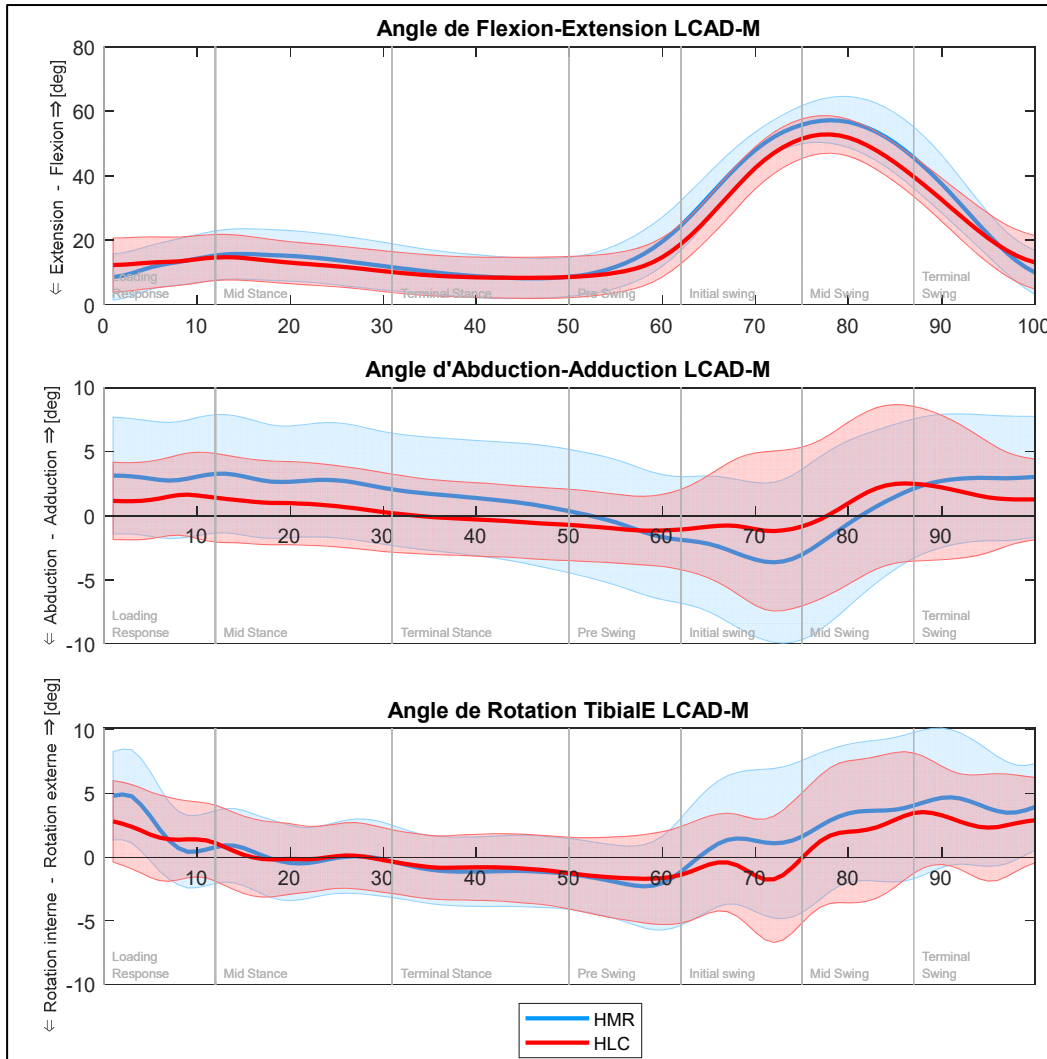


Figure 3.8 Résultat des tests SPM1d : biais de provenance du groupe LCAD-M

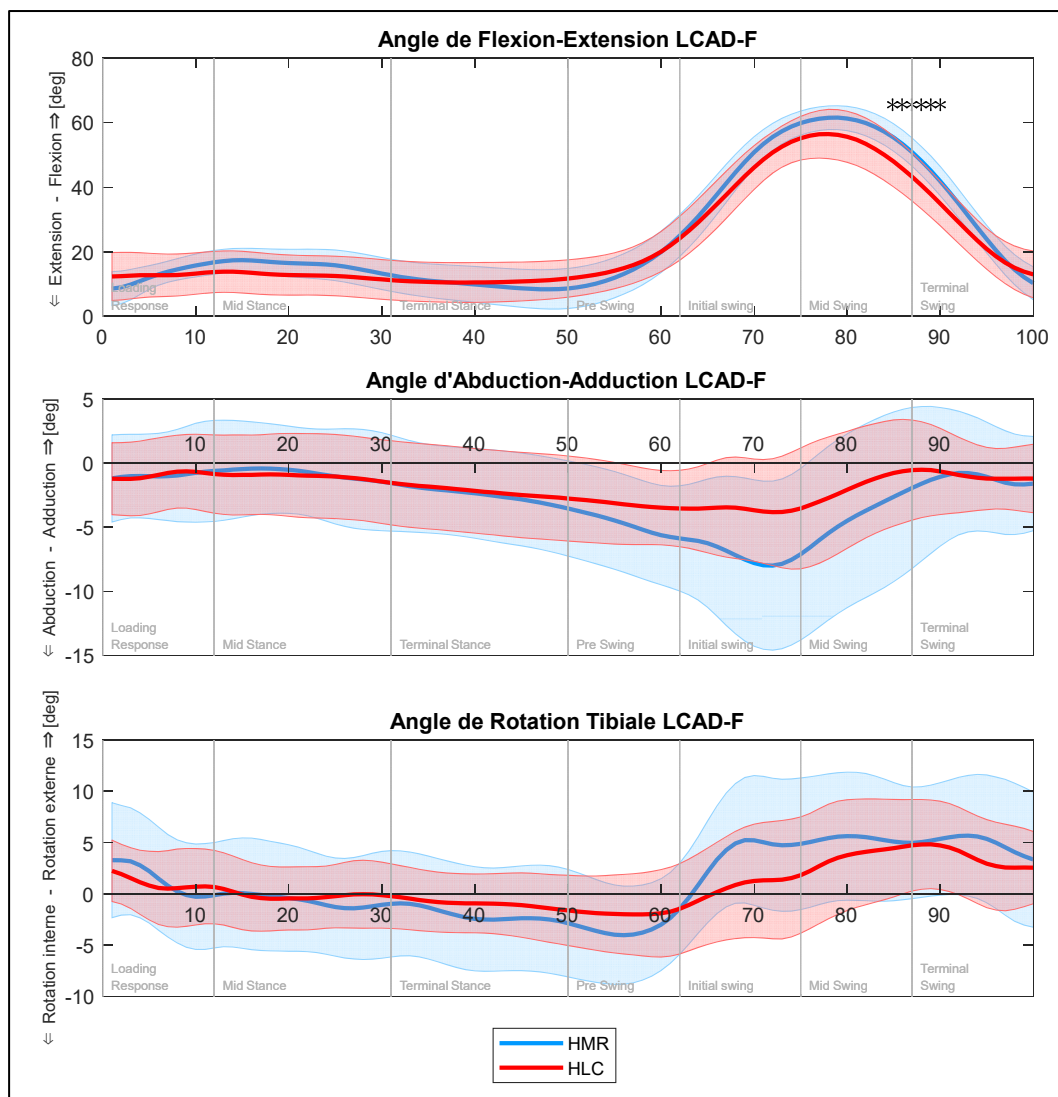


Figure 3.9 Résultat des tests SPM1d : biais de provenance du groupe LCAD-F

Une différence significative entre les deux BDD a seulement été trouvée pour le groupe LCAD-F dans le plan sagittal entre 85 et 90% du cycle de marche ($p = 0.039$) tel qu'illustré à la Figure 3.9.

3.6 Banques de données sélectionnées

Puisque la BDD LIO-ÉTS présente un trop grand risque de biais relié à l'utilisation d'un protocole et d'instrumentation différente des deux autres BDD, celle-ci a été retirée de l'étude. Cependant, la BDD HLC a été retenue pour l'étude puisque le risque de biais de provenance était faible avec seulement une différence significative présente pour 5% du cycle de marche dans le plan sagittal. Ainsi, l'étude présentée sous forme d'article au CHAPITRE 4 a été faite avec les patients de 18 à 45 ans de la BDD HMR et HLC. Les données du groupe contrôle de la BDD HLC ont cependant été retirées de la sélection finale puisque leurs données démographiques étaient manquantes. Le nombre de patients final de chaque groupe est renseigné dans le tableau ci-dessous.

Tableau 3.5 Nombre de patients dans chaque groupe

Groupes	Nombre de patients
Contrôle-M	32
Contrôle-F	37
LCAD-M	44
LCAD-F	27

CHAPITRE 4

GAIT ADAPTATIONS FOLLOWING ANTERIOR CRUCIATE LIGAMENT RUPTURE ARE SEX SPECIFIC

Kim Lefebvre ^a, Neila Mezghani ^b, Bujar Shabani ^c, Laurence Chèze ^d, Sébastien Lustig ^e,
Nicola Hagemeister ^f

^{a,f} Laboratoire d'innovation ouverte (LIO), École de technologie supérieure, 1100 Notre-Dame Ouest, Montréal, Québec, Canada H3C 1K3

^f Centre de recherche du Centre hospitalier de l'Université de Montréal, 900 R. Saint-Denis, Montréal, Québec, Canada H2X 0A9

^b Institut d'intelligence artificielle appliquée (I2A), Teluq University, 455, rue du Parvis, Québec, Québec, Canada G1K 9H6

^{d,e} Univ Lyon, Univ Gustave Eiffel, Univ Claude Bernard Lyon 1, LBMC UMR_T 9406, 43 Bd du 11 Novembre 1918, 69100 Villeurbanne, France

^e Orthopaedic Surgery and Sports Medicine Department, Croix-Rousse Hospital, Lyon University Hospital, 103 Gd Rue de la Croix-Rousse, 69004 Lyon, France.

^c Faculty of Medicine, University of Prishtina, Str. "George Bush", No.31, 10 000 Prishtinë, Republic of Kosovo.

Article soumis pour publication dans « Knee Surgery, Sports Traumatology Arthroscopy », 23 janvier 2024

4.1 Abstract

Purpose: A variety of kinematic adaptations during gait have been reported for patients with an anterior cruciate ligament deficient (ACLD) knee. However, to our knowledge, there is no study comparing ACLD patients' gait kinematics to their sex-specific control group for the entire gait cycle. Therefore, the purpose of this retrospective study was to determine the differences in gait kinematics between ACLD patients and a sex-matched control group.

Methods: Two different databases were merged in this retrospective study. Knee gait kinematics of 44 injured males (ACLD-M) and 27 injured females (ACLD-F) were compared to 32 healthy males (Control-M) and 37 healthy females (Control-F), respectively. Participants

walked on a treadmill at a comfortable speed, and their movements were captured using the KneeKG[®] system.

Results: The ACLD-M group showed a significantly decreased varus angle at several gait cycle sub-phases (from 17-32%, 57-73% and 86-97%; all $p < 0.05$) and an increased external tibial rotation from 67-86% of the gait cycle ($p < 0.001$) compared to the Control-M group. The ACLD-F group exhibited increased knee flexion from 1- 53% ($p < 0.001$) and from 95-100% ($p < 0.05$) and increased valgus from 1-65% ($p < 0.001$) and from 94-100% ($p < 0.05$) of the gait cycle compared to Control-F group.

Conclusion: Our study reveals sex-specific adaptations following ACL rupture. Women exhibited more gait adaption in the sagittal and frontal planes during the stance phase while men demonstrated adaptations in frontal plane for sub-phases of stance and swing, and external tibial rotation during initial and mid-swing phases. These findings suggest that ACL injury kinematics should be evaluated separately for women and men and rehabilitation after injury should be sex-specific.

Level of evidence III

4.1.1 Keywords

Knee kinematics, Anterior cruciate Ligament, Sex effects, KneeKG[®] system

4.2 Introduction

The anterior cruciate ligament (ACL) tear is a common injury with an incidence of 68.6 per 100,000 person-years (Sanders et al., 2016). The ACL plays an important role in the stabilization of the knee as it prevents the anteroposterior translation and the internal rotation of the tibia (Andersen & Dyhre-Poulsen, 1997; Duthon et al., 2006; Matsumoto et al., 2001). Therefore, patients with an ACL-deficient (ACLD) knee may experience symptoms of instability including occurrences of giving way and a positive pivot shift test. ACL injured knees also have a higher risk of developing osteoarthritis (OA) (R. T. Li et al., 2011; Van

Yperen et al., 2018). Moreover, despite the success of the ACL reconstruction surgery in restoring the knee function and stability (Dahduli et al., 2023; Van Yperen et al., 2018), patients treated operatively have an even higher risk of OA than ACLD patients (Ferrero, Louvois, Barnetche, Breuil, & Roux, 2023; Harris et al., 2017; Lien-Iversen et al., 2020; Van Yperen et al., 2018; Wellsandt, Khandha, Capin, Buchanan, & Snyder-Mackler, 2020). OA is also more concerning for women who are 2-3 times more at risk than men (Prieto-Alhambra et al., 2014; Srikanth et al., 2005; Toivanen et al., 2010). Additionally, women demonstrate poorer functional and subjective outcomes after injuring their ACL (Bruder et al., 2023; Di Stasi et al., 2015; Frobell et al., 2008) and post-surgery (Aldrian et al., 2014; Ardern et al., 2014; Branche et al., 2022; Bruder et al., 2023; Di Stasi et al., 2015; Tan et al., 2016).

It is well known in the literature that gait biomechanics are affected by the rupture of the ACL. Multiple studies have compared the kinematics of the knee between ACLD participants and a healthy control cohort. Several studies have demonstrated that ACLD patients tend to present more knee flexion for sub-parts of the stance phase (Asaeda et al., 2017; Liu et al., 2020; Ren et al., 2018; Shabani et al., 2015; Skvortsov et al., 2020) while only a few reported a decreased knee flexion (Shabani et al., 2015; Skvortsov et al., 2020). Reduced knee flexion during sub-parts of the swing phase was also reported as a gait adaptation of ACLD patients (Kong et al., 2022; Liu et al., 2020; Sanchez-Alepuz et al., 2020; Skvortsov et al., 2020). Literature shows more discrepancy in the frontal and transverse planes. According to Kong et al. (2022), ACLD patients present a smaller range of motion in the frontal plane compared to the control group as well as a smaller varus angle and a more external rotation of the tibia at loading response, but only when patients were walking at faster speed. Conversely, Shabani et al. (2015) reported that ACLD patients rotated the tibia more internally at mid-stance. Several other studies evaluated the frontal and transverse planes but did not obtain any significant differences (C. Li, Lin, Kernkamp, Xia, & Lin, 2022; Liu et al., 2020; Ren et al., 2018; Yang, Tashiro, Lynch, Fu, & Anderst, 2018; Yim et al., 2015).

To our knowledge, all studies analyzing gait kinematics of ACLD population are composed of a mixed-sex ACLD and control group or are composed of male cohorts. However, it has been

proven that healthy females and males have differences in their gait pattern (Chehab et al., 2017; Cho et al., 2004; Clément et al., 2018; Garcia, Vakula, Holmes, & Pamukoff, 2021; Obrębska, Skubich, & Piszczatowski, 2020; Ro et al., 2017; Røislien et al., 2009; Rowe, Beauchamp, & Astephen Wilson, 2021; Sims et al., 2009) and muscle recruitment (Chehab et al., 2017; Cho et al., 2004; Clément et al., 2018; Garcia et al., 2021; Obrębska et al., 2020; Ro et al., 2017; Røislien et al., 2009; Rowe et al., 2021; Sims et al., 2009; S. Smith et al., 2021). More specifically, healthy women tend to have more knee valgus throughout the entire stance phase (Chehab et al., 2017; Clément et al., 2018; Røislien et al., 2009) and swing phase (Clément et al., 2018; Røislien et al., 2009) and exhibit more external rotation at initial and mid-swing than healthy men (Clément et al., 2018). Moreover, Asaeda *et al.* (2017) found a gender effect on an ACLD population, but they did not analyze sex-specific adaptations.

Therefore, the purpose of this retrospective study was to determine the differences in gait adaptations between ACLD patients and control group, focusing on sex-based differences. We hypothesized that women and men would exhibit distinct compensatory mechanisms in response to ACLD.

4.3 Materials and Methods

Two different databases were used in this retrospective study once ethical approval was obtained from the ethics committee and consent from all participants. The databases came from Hôpital Maisonneuve-Rosemont (HMR) (Montreal, Canada) and Hôpital de la Croix-Rousse (HCL) (Lyon, France).

4.3.1 Participants

Participants ranging from 18 to 45 years old were included in this study for a total of 71 ACLD patients and 69 healthy individuals from the two databases. The ACLD groups consisted of 44 males (ACLD-M) and 27 females (ALCD-F) and the control groups consisted of 32 males (Control-M) and 37 females (Control-F) of similar age and BMI with no history of lower

extremity musculoskeletal injury or surgery (Tableau 4.1). All participants provided informed consent.

4.3.2 Gait Analysis

Gait analysis was performed for all patients using the KneeKG[®] system (Emovi Inc). The KneeKG[®] system consists of a validated harness mounted with reflective markers, an infrared motion capture system (Polaris Spectra camera, Northern Digital Inc.) and the Knee3D[®] software (Emovi, Inc.) (Lustig et al., 2012). This system reduces skin motion artifacts (Ganjikia, Duval, Yahia, & de Guise, 2000), has a repeatability ranging from 0.4° and 0.8° (Hagemeister et al., 2005) and an average accuracy of 0.4° in valgus and 2.3° in tibial rotation (Lustig et al., 2012). After the installation of the femoral harness, tibial plate and pelvic belt by a trained technician, the participants were asked to walk on a treadmill wearing socks for a few minutes to get used to the equipment and to determine their comfortable walking speed. Then, a calibration was performed to identify the hip, knee and ankle joint center as described by Hagemeister *et al.* (2005). Kinematics data of a 45-s walk were collected, and the 3D normalized average gait cycle was recorded for each participant using the Knee3D[™] software (Emovi, Inc.).

4.3.3 Statistical analysis

The two databases were compared for each group to verify that there were no differences within a group according to their provenance (i.e., controlling clustering effect) using one-dimensional Statistical Parametric Mapping (SPM1d). SPM1d is a statistical method based on random field theory that can be used in biomechanical field for smooth and continuous data that reduces type 1 errors (T. C. Pataky, 2010). Two-tailed independent t-tests were used to assess differences in normally distributed patients' characteristics and Mann-Whitney tests were used as non-parametric tests for non-normal distributions with a 5% significance level. Three-dimensional knee gait analysis was then compared between ACLD-M and Control-M groups and between ACLD-F and Control-F groups using SPM1d. All statistical analyses were

performed using Matlab package of SPM1d version M.0.4.10 with a level of significance of 0.05. No sample size calculation was performed since this is a retrospective study.

4.4 Results

No significant differences were found between groups for all participants' characteristics. There were also no significant differences between the two databases for the Control-M, Control-F and ACL-M groups in the three anatomical planes. Only the ACLD-F group had a significant difference in the sagittal plane from 85 to 90% of the gait cycle between the two databases ($p = 0.039$, up to 7.66° difference).

Tableau 4.1 Participant characteristics

Parameter	ACL group	Control group	<i>P</i> value
Female:	Age (year)	28.1 ± 6.2	28.4 ± 7.0 0.93 ^a
	Weight (Kg)	65.1 ± 9.6	61.6 ± 14.9 0.02^a
	Height (m)	1.6 ± 0.1	1.6 ± 0.1 0.20
	BMI (kg/m ²)	24.1 ± 3.6	23.3 ± 4.9 0.17 ^a
Male:	Age (year)	29.9 ± 7.7	29.0 ± 5.9 0.57 ^a
	Weight (Kg)	83.2 ± 12.1	80.7 ± 12.5 0.40
	Height (m)	1.8 ± 0.1	1.8 ± 0.1 0.63 ^a
	BMI (kg/m ²)	26.3 ± 3.8	25.5 ± 4.1 0.22 ^a

Values are expressed as mean ± standard deviation.

BMI – Body mass index

^a Mann–Whitney test

4.4.1 Male gait biomechanics

In the sagittal plane, the ACLD-M group tended to increase their knee flexion compared to the Control-M group, but the difference was not significant (Figure 4.1a).

The ACLD-M group tended to present with less varus throughout the entire gait cycle compared to the control group of the same sex (Figure 4.1b). The knee angle of the ACLD-M group went into valgus from 50.6 to 80.5% of the gait cycle while the Control-M group stayed

in knee varus for the entire gait cycle. A significant difference between the two groups was found between 17 and 23% ($p = 0.044$), 28 and 32% ($p = 0.046$), 57 and 73% ($p = 0.022$) and 86 and 97% ($p = 0.033$) of the gait cycle.

In the transverse plane, the ACLD-M group exhibited a significant increased external tibial rotation from 67 to 86% of the gait cycle ($p < 0.001$) (Figure 4.1c).

4.4.2 Female gait biomechanics

The ACLD-F group tended to have a more flexed knee during the entire gait cycle compared to the Control-F group (Figure 4.1d). The difference was significant during almost the entire stance phase, more precisely between 1 and 53% of the gait cycle ($p < 0.001$). An increased flexion was also notable at the end of the swing phase between 95 and 100% of the gait cycle ($p = 0.041$).

The ACLD-F knee tended to have more valgus throughout the entire gait cycle compared to the control group of the same sex (Figure 4.1e). The ACLD-F group presented with a valgus knee angle during the entire gait cycle while the Control-F group only transitioned in valgus between 53.3 and 84.8% of the gait cycle. Significant differences were found among the two groups between 1 and 65% ($p < 0.001$) and 94 and 100 % ($p = 0.042$) of the gait cycle.

While the ACLD-F knee tended to have external tibial rotation during the beginning of the swing phase than the Control-F group, no statistical significant differences were found (Figure 4.1d).

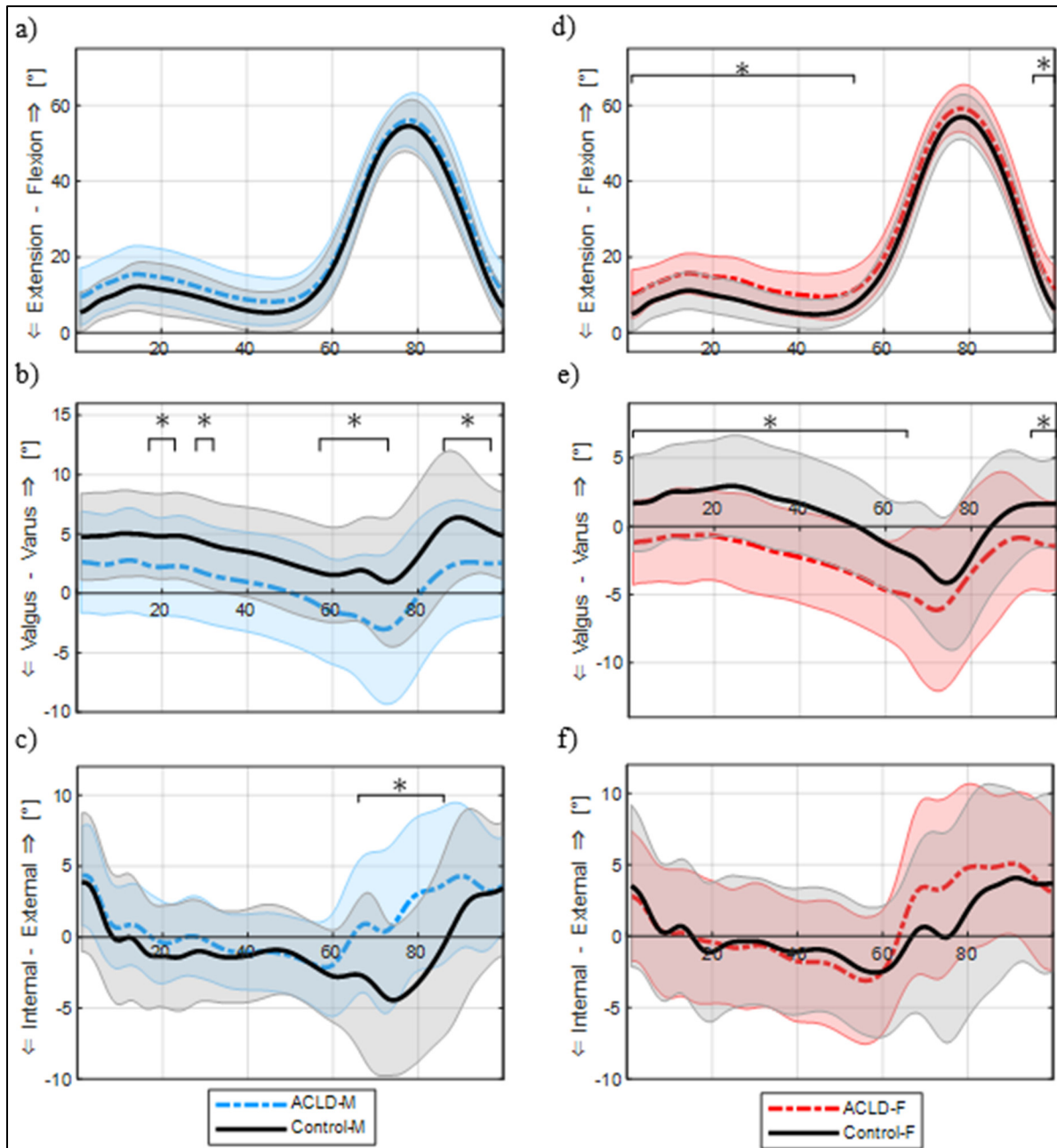


Figure 4.1 Gait kinematics of the knee of the ACLD group compared to the same sex control group in the (a) sagittal plane, (b) frontal plane and (c) transverse plane for males and in the (d) sagittal plane, (e) frontal plane and (f) transverse plane for females

4.5 Discussion

The significant difference in the sagittal plane from 85 to 90% of the gait cycle between the two databases for the ACLD-F groups did not impact the results of the present study as no differences were found in the sagittal plane between the groups for that phase of the gait cycle.

The most important finding of the present study was that women after ACL injury do not exhibit the same gait adaptation than men when compared to the sex-specific control group.

4.5.1 Sagittal plane

We observed a significant increase in knee flexion for the entire stance phase in female ACLD patients compared to the female control group, but no significant differences were found for males. The stance phase of ACLD population is well documented in the literature for mixed gender groups (Asaeda et al., 2017; Kong et al., 2022; C. Li et al., 2022; Ren et al., 2018; Shabani et al., 2015; Skvortsov et al., 2020; Yim et al., 2015) and male cohorts (Liu et al., 2020; Park et al., 2021). Increased knee flexion at initial contact has also been previously reported by Shabani et al. (2015) and Yim et al. (2015). Furthermore, several studies also noted an increased knee flexion during various phases of the stance cycle, including loading (C. Li et al., 2022; Shabani et al., 2015), mid-stance (Asaeda et al., 2017; C. Li et al., 2022; Shabani et al., 2015) and terminal stance phase (Liu et al., 2020; Park et al., 2021; Ren et al., 2020; Shabani et al., 2015; Skvortsov et al., 2020; Yim et al., 2015). The fact that gait kinematics of the ACLD population are variable (Dennis et al., 2005) and that the cohorts of past studies are mostly mixed or consisted exclusively of men may explain the differences between our results and some studies that reported a decrease of knee flexion (Kong et al., 2022; Park et al., 2021; Skvortsov et al., 2020). Stiff knee gait strategy characterized by an increased flexion and muscle co-contraction had been reported to be a protection mechanism of ACLD population in the attempt of stabilizing their knee during the stance phase. However, this strategy might lead to a heightened risk of OA (Hurd & Snyder-Mackler, 2007; Rudolph, Axe, Buchanan, Scholz, & Snyder-Mackler, 2001). Notably, this approach appears to be more frequently

adopted by women with knee injuries than by men (Alfayyadh et al., 2022) aligning with our study's findings.

4.5.2 Frontal plane

In our study, the male ACLD cohort exhibited a reduction in their varus angle throughout the entire gait cycle compared to the healthy male group. This reduction was significant only for sub-parts of the stance and swing phase. Moreover, the healthy male cohort stayed in varus during the entire gait cycle while the ACLD-M group transitioned to valgus during pre- and initial swing phase.

Similarly, the female ACLD cohort also reduced their varus angle compared to the healthy female group. The healthy female group kept a varus angle for most of the gait cycle and transitioned in valgus from pre-swing to mid-swing phase. Comparatively, female ACLD patients stayed in valgus for the entire gait cycle. Several studies have analyzed the frontal plane but did not obtain any significant results between the ACLD and the healthy cohort (Asaeda et al., 2017; Kong et al., 2022; C. Li et al., 2022; Ren et al., 2018; Shabani et al., 2015; Yim et al., 2015). The absence of significant differences in previous studies on ACLD population might be related to the use of mixed cohort as sex differences in frontal knee gait kinematics have been reported in healthy population (Chehab et al., 2017; Cho et al., 2004; Clément et al., 2018; Røislien et al., 2009) and in ACLD population (Asaeda et al., 2017). Felon et al. (2013) indicated that a valgus malalignment increases the risk of initiating and worsening OA. This malalignment might explain why women are more prone than men to develop OA after an ACL injury. The review of Larwa et al. (2021) demonstrated that knee valgus at loading increases the risk of ACL injury. Di Paolo et al. (2023) also reported that athlete that declared an ALC injury during the 2 years follow up had a greater knee valgus angle during late stance phase when evaluated at pre-screening which might be an indication that our ACLD cohorts had already a greater valgus than normal before rupturing their ACL and it was this greater valgus that led to the injury.

4.5.3 Transverse plane

A significant difference was found in the transverse plane between the male ACLD and healthy group during initial swing and mid-swing phase. More external tibial rotation at mid-swing was also reported by Zang *et al.* (2003) during gait and by Taketa *et al.* (2014) during cutting maneuver. However, several studies reported an increase in internal tibial rotation (Gao & Zheng, 2010; Georgoulis, Papadonikolakis, Papageorgiou, Mitsou, & Stergiou, 2003; Waite, Beard, Dodd, Murray, & Gill, 2005). Again, all these studies have a mixed cohort and a small cohort of 15 or less ACLD patients which might explain the discrepancy in the literature. Our male healthy group presented with an internal tibial rotation during initial to mid-swing phase while male ACLD patients adopted an external tibial rotation. This external rotation, observed during the early swing phase when the knee was in valgus, a gait pattern also adopted by both female cohorts. External tibial rotation and knee valgus is a sign of gluteal muscle strength deficits (Rinaldi, Prill, Jahnke, Zaffagnini, & Becker, 2022). This might be an indication that both female's cohorts and male ACLD group adopted a different gait strategy to initiate the swing phase than the healthy male cohort. We hypothesize that healthy males had more hip extension at the end of the stance phase which required an activation of gluteal muscle which positioned their knee in varus and internal tibial rotation position during early stance phase and that they utilized their gastrocnemius at toe off to initiate the swing phase. Conversely, we hypothesize that male ACLD patients and both females' cohorts might have limited their hip extension at toe off and used hip flexor instead of gastrocnemius muscle to initiate the swing phase. Therefore, gluteal muscle would have been less contracted which caused the knee to be in external tibial rotation and in valgus at toe off and for the early swing phase. Consequently, ACLD men seem to have a completely different gait strategy in the transverse plane than healthy men while ACLD women simply increase their external tibial rotation when injured. Therefore, rehabilitation strategies and objectives should be tailored differently for men and women.

4.5.4 Limitations

The present study has some limitations. Firstly, the time post-injury was unknown for several patients, with available data showing a range from 0.6 to 173 months. Indeed, Li *et al.* (2022) provided evidence that time after injury influences knee kinematics and this could affect our results. Additionally, our cohorts walked at relatively slow speed for some patients, which can also affect gait kinematics (Chehab *et al.*, 2017; Røislien *et al.*, 2009). Finally, patients with a combined ACL and meniscal injury were not excluded from this study. Therefore, the transverse plane might have been influenced by patients with combined injuries since external tibial rotation is amplified by the presence of meniscal injury (Ren *et al.*, 2018).

Another limitation of this study is the risk of clustering effect associated with the merging of the two databases. However, this risk has been controlled. The databases, sourced from two different continents and compiled by distinct technicians, enhance the study's generalizability. Moreover, the varus/valgus difference between the ACLD and healthy cohorts reached more than 3.5° which is much more than the accuracy of the Knee3DTM. This significant alteration in gait patterns may be important enough to shift the repetitive loading to a new location and initiate the degeneration of cartilage (Andriacchi, Koo, & Scanlan, 2009). Moreover, the increased valgus observed in the present study is greater than the 1.1° and 3° of valgus malalignment associated with the increased risk of OA progression and OA incidence (Felson *et al.*, 2013).

4.6 Conclusion

This retrospective study revealed sex-specific adaptations following ACL rupture. ACL-deficient women exhibit more knee flexion and valgus throughout the entire stance phase compared to women with intact ACL. The stiff knee gait strategy and knee valgus position adopted by ACLD women during stance may explain their higher risk of developing OA. In contrast, ACL-deficient men showed reduced knee varus during parts of the stance phase and initial swing, along with more externally rotated tibia during the initial and mid-swing phases, compared to men with intact ACL. This highlights the need for sex-specific evaluation and

rehabilitation of ACL injuries. Future research to evaluate gait kinematics pre-and post-injury should explore if observed differences are adaptations to injury or predisposing factors. Moreover, including hip kinematic analysis and muscles' activity when evaluating ACLD knee biomechanics in future studies might elucidate the cause of the difference between male and female gait pattern.

CHAPITRE 5

DISCUSSIONS DES RÉSULTATS

Une étude de risque de biais a premièrement été réalisée afin d'assurer que la combinaison de plusieurs banques de données n'apportait pas de problématique en lien avec la différence de méthodologie ou de la provenance des données. Celle-ci est présentée au CHAPITRE 3. À la suite de cette analyse, la banque de données LIO-ÉTS a été rejetée puisque le risque de biais de méthode était important. Les banques de données HMR et HLC ont été combinées. Cependant, les groupes contrôles de la BDD HLC ont été retirés puisque les données démographiques étaient indisponibles. Les groupes étaient donc composés de 44 patients LCAD masculins (LCAD-M), 27 patients LCAD féminins (LCAD-F), 32 patients contrôles masculins (Contrôle-M) et 37 patients contrôles féminins (Contrôle-F).

L'article présenté au CHAPITRE 4 permet de conclure que les hommes et les femmes n'ont pas les mêmes adaptations cinématiques à la suite d'une rupture du LCA. Cet article est en fait le premier à comparer l'effet de la rupture ligamentaire à un groupe contrôle du même sexe autant chez l'homme et chez la femme, et ce pour le cycle complet de la marche et les résultats sont discutés plus en détail aux prochaines sections. Pour plus de clarté, nous présentons premièrement les adaptations chez l'homme, suivi de celles chez la femme, pour finalement présenter les adaptations selon le sexe.

5.1 Effet de la rupture du LCA chez l'homme

Les patients du groupe LCAD-M (ACLD-M en anglais dans l'étude) ne démontrent aucune adaptation dans le plan sagittal alors que la littérature démontre une augmentation ou une diminution de la flexion pour au moins une sous-phase du cycle de marche comparativement au groupe contrôle (Tableau 1.3). Cette différence d'effet peut être expliquée par la composition des groupes mixtes pour la majorité des articles présents dans la revue de la littérature (Tableau 1.2). Cependant, les résultats des deux articles composés d'une population exclusivement masculine diffèrent également de nos résultats. En effet, l'étude de Liu et al.

(2020) démontre qu'une augmentation de la flexion est présente à la fin de l'envol alors qu'une diminution de la flexion est présente au milieu d'appui. Cette dernière affirmation est également soutenue par l'article de Sanchez-Alepuz et al. (2020) qui affirme que l'angle de flexion maximal au milieu d'appui est réduit. L'article de Liu et al. (2020) utilise des marqueurs collés sur la peau dans son protocole de recherche, alors que l'article de Sanchez-Alepuz et al. (2020) utilise la photogrammétrie ce qui peut être comparée à de la numérisation 3D. Ces deux méthodes sont sensibles aux artéfacts occasionnés par le mouvement de la peau et des tissus mous. Il est donc possible que les résultats de ces deux études soient impactés par ces artéfacts ce qui peut expliquer les différences avec nos résultats.

Dans le plan frontal, l'homme atteint d'une déchirure du LCA adopte dans notre étude une réduction significative de l'angle en varus pour quelques sous-phases lors de l'appui et pour près de la moitié de la phase d'envol. De plus, alors que le genou du groupe contrôle masculin demeure en varus pour l'entièreté du cycle de marche, le genou du groupe LCAD transitionne en valgus de 50.5% à 80.5% du cycle de marche. À notre connaissance, aucune étude ayant analysé le plan frontal n'a rapporté une différence significative entre le groupe LCAD et le groupe contrôle (Asaeda et al., 2017; Kong et al., 2022; Ren et al., 2020; Shabani et al., 2015). Cette absence de résultats significatifs dans ces études est encore une fois possiblement en lien avec la composition des cohortes qui sont mixtes. En effet, la section 1.3.5 de la revue de la littérature de ce mémoire explique qu'une différence significative est présente entre les femmes et les hommes sains ou atteints d'un LCAD dans le plan frontal. Ainsi, la mixité de sexe dans les études portant sur la cinématique du genou comporte un risque de biais de genre dans les résultats. De plus, les artéfacts occasionnés par le mouvement de la peau et des tissus mous peuvent atteindre une erreur quadratique moyenne jusqu'à 192% dans le plan frontal lorsque des marqueurs collés sur la peau sont utilisés (Stagni et al., 2005).

Finalement, le groupe LCAD-M démontre une adaptation importante dans le plan transverse dans notre étude. En effet, le genou du groupe LCAD-M se positionne en rotation tibiale externe lors de la première moitié de la phase d'envol alors que le genou du groupe contrôle est en rotation tibiale interne à cette section du cycle. Les études présentées dans la revue de la

littérature de ce mémoire ayant analysé la rotation tibiale lors de la marche n'ont pas obtenu de différence significative lors de la phase d'envol (Asaeda et al., 2017; Kong et al., 2022; Liu et al., 2020; Ren et al., 2020; Shabani et al., 2015). Cette absence de résultats peut être liée à l'utilisation de marqueurs collés sur la peau, puisque les artéfacts occasionnés par le mouvement des tissus mous et de la peau peuvent camoufler certains résultats. En effet, l'erreur quadratique moyenne de l'utilisation de ce type de marqueurs peut atteindre jusqu'à 117% dans le plan transverse (Stagni et al., 2005). Tel que présenté à la section 1.3.5 de la revue de la littérature de ce mémoire, les femmes ont une plus grande rotation tibiale externe que les hommes en début et milieu d'envol pour la population saine. Cela peut influencer encore une fois les résultats de ces études qui sont composées de groupes de sexe mixte.

5.2 Effet de la rupture du LCA chez la femme

Chez la femme, une différence significative a été identifiée pour presque l'entièreté de la phase d'appui dans le plan sagittal et celui frontal entre le groupe LCAD et le groupe contrôle dans notre étude. En effet, le groupe LCAD-F a augmenté sa flexion du genou et son angle de varus comparativement au groupe Contrôle-F. Le groupe LCAD est resté en valgus pour l'entièreté du cycle de marche alors que le groupe contrôle a débuté le cycle en varus pour seulement transitionner en valgus de 53.4% à 84.4% du cycle de marche soit lors de la phase de pré-envol à mi-envol. Aucune différence significative n'a été trouvée pour la femme dans le plan transverse.

Il est difficile de comparer nos résultats avec la littérature concernant les effets de la rupture ligamentaire chez la femme puisqu'aucune étude analysant la cinématique de la marche chez la population LCAD n'est constituée exclusivement de femmes. Cependant, de nombreuses études avec une population mixte ont également révélé une augmentation de la flexion pour certaines sous-phases de l'appui comparativement au groupe sain (Asaeda et al., 2017; Liu et al., 2020; Park et al., 2021; Shabani et al., 2015; Skvortsov et al., 2020) ou à la jambe controlatérale (Park et al., 2021; Yim et al., 2015). Toutefois, tel que détaillé dans la section précédente de ce mémoire, aucune différence significative n'a été soulevée dans le plan frontal

pour les études constituées de groupes mixtes. Ainsi, l'absence de résultats significatifs dans la littérature peut, encore une fois, être en lien avec la composition de groupes mixtes qui influence les résultats puisque les femmes ont tendance à avoir un genou plus en valgus que les hommes. De plus, du fait des artéfacts du mouvement de la peau et des tissus mous, l'erreur quadratique moyenne peut atteindre 192% dans le plan frontal lorsque des marqueurs réfléchissants ou des capteurs inertiels collés sur la peau sont utilisés (Stagni et al., 2005).

5.3 Adaptations biomécaniques selon le sexe

L'article présenté au CHAPITRE 4 démontre donc que les hommes atteints d'une rupture du LCA ne présentent pas les mêmes adaptations biomécaniques que les femmes. En effet, à la lumière de nos résultats, nous pouvons supposer que les femmes ayant un LCAD adoptent une stratégie de co-contraction des muscles des quadriceps et des ischio-jambiers souvent caractérisée par une augmentation de la flexion lors de la phase d'appui. Cette stratégie augmente le risque d'arthrose (Hurd & Snyder-Mackler, 2007; Rudolph et al., 2001) et constitue un mécanisme de protection davantage adopté par la femme que par l'homme (Alfayyadh et al., 2022). De plus, un mauvais alignement du genou en valgus constitue également un risque d'initiation ou d'augmentation de l'arthrose (Felson et al., 2013) ce qui peut expliquer l'augmentation du risque de développer cette pathologie chez la population LCAD. L'augmentation du valgus (ou diminution du varus) constitue également un facteur de risque de la rupture du LCA (Di Paolo et al., 2023; Larwa et al., 2021). À cet égard, il est possible que nos deux cohortes LCAD (masculine et féminine) avaient déjà un angle de valgus supérieur à la normale ce qui aurait contribué à la rupture du LCA. Finalement, la rotation tibiale externe accompagnée d'un valgus peut relever d'une faiblesse au niveau des muscles du fessier tel qu'illustré à la Figure 5.1 (Rinaldi et al., 2022). Les femmes ainsi que le groupe LCA-M semblent donc adopter une stratégie de marche différente que le groupe Contrôle-M. Nous supposons ici que les hommes sains optent pour une extension complète de la hanche à la fin de la phase de pré-envol pour ensuite utiliser leurs muscles gastrocnémiens pour initier la phase d'envol. Conséquemment, la contraction adéquate des muscles des fessiers positionne le genou en rotation interne et en varus. D'autre part, nous supposons que les femmes et le

groupe LCA-M limitent leur extension de la hanche lors de la phase de pré-envol et, ainsi, utilisent davantage les muscles fléchisseurs de la hanche plutôt que les gastrocnémiens. Ayant moins d'extension de la hanche, les muscles des fessiers sont sous-sollicités et le genou se positionne en valgus et en rotation externe. Les hommes semblent donc complètement changer leur stratégie de préparation à l'envol à la suite d'une rupture du LCA, alors que les femmes augmentent simplement leur angle de valgus comparativement au groupe sain.

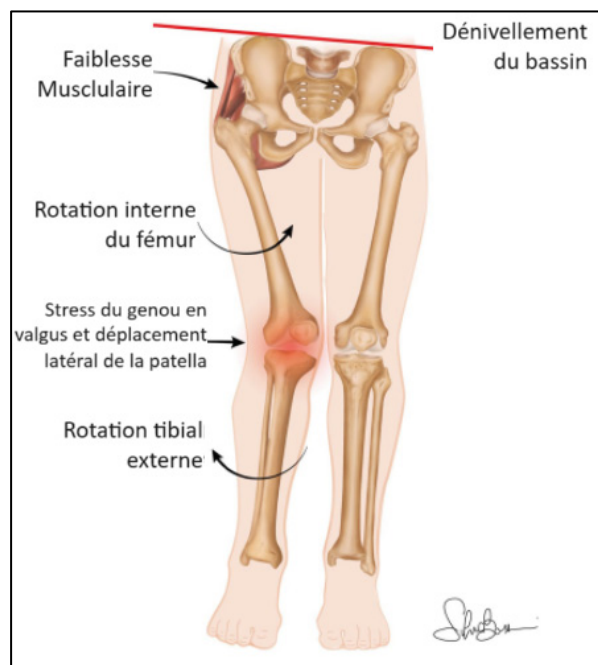


Figure 5.1 Valgus et rotation tibiale externe occasionnés par une faiblesse des fessiers
Reproduite et adaptée de Rinaldi et al. (2022) sous licence CC BY 4.0 DEED

5.4 Limitations et forces de l'étude

L'étude présentée dans ce mémoire comporte certaines limitations. En premier lieu, le temps entre la blessure et la collecte de données chez de nombreux patients était inconnu. Pour les patients où cette variable était disponible, le temps depuis la blessure variait entre 0.6 et 173 mois. L'étude menée par R. T. Li et al. (2011) a démontré que le temps depuis l'occurrence de la blessure affecte la cinématique du genou. Conséquemment, la variabilité présente dans le temps depuis la blessure de nos cohortes LCAD peut affecter nos résultats. De plus, certains

patients des cohortes de la présente étude marchaient à une vitesse relativement faible ce qui peut également affecter les résultats (Chehab et al., 2017; Røislien et al., 2009). Finalement, les patients ayant une blessure ligamentaire combinée à une atteinte méniscale n'ont pas été exclus de l'étude. Les résultats dans le plan transverse peuvent donc avoir été influencés par la présence d'une blessure combinée puisque la rotation tibiale externe est amplifiée en présence d'une blessure méniscale (Ren et al., 2018). Cette information n'était cependant pas présente dans les différentes banques de données.

Une autre limitation de l'étude présentée dans ce mémoire a trait au risque de l'effet de regroupement (clustering effect) associé avec la combinaison de deux BDDs. Cependant, ce risque a été contrôlé avec l'analyse de risque de biais présenté au CHAPITRE 3. Ainsi, la généralisabilité de l'étude se voit au contraire augmentée en lien avec la collecte de données effectuée dans deux continents différents et par deux techniciens distincts. De plus, les résultats du plan frontal représentent une différence de plus de 3.5° correspondant à un écart supérieur à la précision du système KneeKG[®]. Ces résultats signifient donc que les différences dans la cinématique du genou des patients LCAD peuvent être suffisamment importantes pour modifier la localisation de la mise en charge sur le cartilage. Cette modification peut initier le mécanisme dégénératif du cartilage (Andriacchi et al., 2009) et est assurément assez important pour augmenter le risque d'arthrose (Felson et al., 2013).

CONCLUSION

L'objectif principal de ce mémoire visait à identifier les adaptations spécifiques au sexe à la suite d'une rupture du ligament croisé antérieur. Une étude du risque de biais a premièrement été effectuée afin d'assurer que la combinaison de plusieurs bases de données n'était pas problématique. Les cohortes de patient LCAD et contrôles féminins et masculins ont ensuite été formées à partir des deux banques de données sélectionnées.

L'article présenté au CHAPITRE 4 a démontré que les adaptations à la suite d'une rupture ligamentaire sont spécifiques au sexe. En effet, les résultats ont démontré que les hommes présentent davantage d'adaptations dans leur cinématique du genou dans le plan frontal et transverse lors de la phase d'envol alors que les femmes démontrent une différence dans le plan sagittal et frontal lors de la phase d'appui. Il est également possible de constater que les hommes modifient complètement leur biomécanique dans le plan transverse alors que les femmes accentuent simplement leur stratégie adoptée lorsque le genou est sain. Cependant, les stratégies adoptées par les femmes LCAD sont en lien avec un risque plus élevé de développer de l'arthrose que celles adoptées par les hommes.

Ce mémoire démontre donc que les hommes et les femmes n'ont pas les mêmes adaptations biomécaniques à la suite d'une rupture du LCA. Toutefois, les causes de cette différence selon le sexe ne sont pas connues. Des études prospectives incluant la cinématique de la hanche ainsi que l'activité musculaire pourraient contribuer à identifier ce qui occasionne ces différences. Une analyse biomécanique des participants avant et après l'occurrence de la blessure serait également pertinente. Cette analyse permettrait de vérifier si les différences cinématiques identifiées entre les cohortes LCAD et saines résultent de la blessure ou étaient déjà présentes avant celle-ci, auquel cas ces différences auraient pu prédisposer le patient à la rupture du LCA.

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Aghdam, H. A., Haghghat, F., Rezaee, M. R., Kavyani, M., & Karimi, M. T. (2022). Comparison of the knee joint reaction force between individuals with and without acute anterior cruciate ligament rupture during walking. *JOURNAL OF ORTHOPAEDIC SURGERY AND RESEARCH*, 17(1), 250-250. doi: 10.1186/s13018-022-03136-y
- Aldrian, S., Valentin, P., Wondrasch, B., Krusche-Mandl, I., Ostermann, R. C., Platzer, P., & Hofbauer, M. (2014). Gender differences following computer-navigated single- and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 22(9), 2145-2152. doi: 10.1007/s00167-013-2649-y
- Alfayyadh, A., Neal, K., Williams, J. R., Khandha, A., Manal, K., Snyder-Mackler, L., & Buchanan, T. S. (2022). Limb and sex-related differences in knee muscle co-contraction exist 3 months after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Electromyogr Kinesiol*, 66, 102693. doi: 10.1016/j.jelekin.2022.102693
- Andersen, H. N., & Dyhre-Poulsen, P. (1997). The anterior cruciate ligament does play a role in controlling axial rotation in the knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 5(3), 145-149. doi: 10.1007/s001670050042
- Andriacchi, T. P., Koo, S., & Scanlan, S. F. (2009). Gait mechanics influence healthy cartilage morphology and osteoarthritis of the knee. *J Bone Joint Surg Am*, 91 Suppl 1(Suppl 1), 95-101. doi: 10.2106/jbjs.H.01408
- Ardern, C. L., Taylor, N. F., Feller, J. A., & Webster, K. E. (2014). Fifty-five per cent return to competitive sport following anterior cruciate ligament reconstruction surgery: an updated systematic review and meta-analysis including aspects of physical functioning and contextual factors. *Br J Sports Med*, 48(21), 1543-1552. doi: 10.1136/bjsports-2013-093398
- Asaeda, M., Deie, M., Fujita, N., Kono, Y., Terai, C., Kuwahara, W., . . . Ochi, M. (2017). Gender differences in the restoration of knee joint biomechanics during gait after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee*, 24(2), 280-288. doi: 10.1016/j.knee.2017.01.001. Repéré à <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-85011580097&doi=10.1016%2fj.knee.2017.01.001&partnerID=40&md5=9126f56d416e4753acc026bea2342970>
- Branche, K., Bradsell, H. L., Lencioni, A., & Frank, R. M. (2022). Sex-Based Differences in Adult ACL Reconstruction Outcomes. *Curr Rev Musculoskelet Med*, 15(6), 645-650. doi: 10.1007/s12178-022-09801-3

- Bruder, A. M., Culvenor, A. G., King, M. G., Haberfield, M., Roughead, E. A., Mastwyk, J., . . . Crossley, K. M. (2023). Let's talk about sex (and gender) after ACL injury: a systematic review and meta-analysis of self-reported activity and knee-related outcomes. *Br J Sports Med*, *57*(10), 602-610. doi: 10.1136/bjsports-2022-106099
- CFCF (Producteur). (2014). Anatomical Planes. Repéré à https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Anatomical_Planes.svg
- Chehab, E. F., Andriacchi, T. P., & Favre, J. (2017). Speed, age, sex, and body mass index provide a rigorous basis for comparing the kinematic and kinetic profiles of the lower extremity during walking. *J Biomech*, *58*, 11-20. doi: 10.1016/j.jbiomech.2017.04.014
- Cho, S. H., Park, J. M., & Kwon, O. Y. (2004). Gender differences in three dimensional gait analysis data from 98 healthy Korean adults. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, *19*(2), 145-152. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2003.10.003
- Clément, J., Toliopoulos, P., Hagemester, N., Desmeules, F., Fuentes, A., & Vendittoli, P. A. (2018). Healthy 3D knee kinematics during gait: Differences between women and men, and correlation with x-ray alignment. *Gait Posture*, *64*, 198-204. doi: 10.1016/j.gaitpost.2018.06.024
- Cross, J. A., McHenry, B. D., Molthen, R., Exten, E., Schmidt, T. G., & Harris, G. F. (2017). Biplane fluoroscopy for hindfoot motion analysis during gait: A model-based evaluation. *Med Eng Phys*, *43*, 118-123. doi: 10.1016/j.medengphy.2017.02.009
- Curado, J., Hulet, C., Hardy, P., Jenny, J.-Y., Rousseau, R., Lucet, A., . . . Graveleau, N. (2020). Very long-term osteoarthritis rate after anterior cruciate ligament reconstruction: 182 cases with 22-year' follow-up. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, *106*(3), 459-463. doi: 10.1016/j.otsr.2019.09.034
- Dahduli, O. S., AlHossan, A. M., Al Rushud, M. A., Alneghaimshi, M. M., Alotaibi, S. F., AlNour, M. K., . . . AlBatati, S. (2023). Early Surgical Reconstruction Versus Rehabilitation for Patients With Anterior Cruciate Ligament Rupture: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Cureus*, *15*(8), e43370. doi: 10.7759/cureus.43370
- Dennis, D. A., Mahfouz, M. R., Komistek, R. D., & Hoff, W. (2005). In vivo determination of normal and anterior cruciate ligament-deficient knee kinematics. *J Biomech*, *38*(2), 241-253. doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.02.042
- Di Paolo, S., Grassi, A., Tosarelli, F., Crepaldi, M., Bragonzoni, L., Zaffagnini, S., & Della Villa, F. (2023). Two-Dimensional and Three-Dimensional Biomechanical Factors During 90° Change of Direction are Associated to Non-Contact ACL injury in Female Soccer Players. *Int J Sports Phys Ther*, *18*(4), 887-897. doi: 10.26603/001c.84308

- Di Stasi, S., Hartigan, E. H., & Snyder-Mackler, L. (2015). Sex-specific gait adaptations prior to and up to 6 months after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Sports Phys Ther*, 45(3), 207-214. doi: 10.2519/jospt.2015.5062
- Duthon, V. B., Barea, C., Abrassart, S., Fasel, J. H., Fritschy, D., & Ménétrety, J. (2006). Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 14(3), 204-213. doi: 10.1007/s00167-005-0679-9
- FDA. (2023). Fluoroscopy. Repéré à <https://www.fda.gov/radiation-emitting-products/medical-x-ray-imaging/fluoroscopy>
- Felson, D. T., Niu, J., Gross, K. D., Englund, M., Sharma, L., Cooke, T. D., . . . Nevitt, M. C. (2013). Valgus malalignment is a risk factor for lateral knee osteoarthritis incidence and progression: findings from the Multicenter Osteoarthritis Study and the Osteoarthritis Initiative. *Arthritis Rheum*, 65(2), 355-362. doi: 10.1002/art.37726
- Ferrero, S., Louvois, M., Barnetche, T., Breuil, V., & Roux, C. (2023). Impact of anterior cruciate ligament surgery on the development of knee osteoarthritis: A systematic literature review and meta-analysis comparing non-surgical and surgical treatments. *Osteoarthr Cartil Open*, 5(3), 100366. doi: 10.1016/j.ocarto.2023.100366
- 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(16), 1033-1041. doi: 10.1136/bjsports-2015-094864
- Frobell, R. B., Svensson, E., Göthrick, M., & Roos, E. M. (2008). Self-reported activity level and knee function in amateur football players: the influence of age, gender, history of knee injury and level of competition. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 16(7), 713-719. doi: 10.1007/s00167-008-0509-y
- Fuentes, A., Hagemeister, N., Ranger, P., Heron, T., & de Guise, J. A. (2011). Gait adaptation in chronic anterior cruciate ligament-deficient patients: Pivot-shift avoidance gait. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 26(2), 181-187. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2010.09.016
- Fuentes, A., Hagemeister, N., Ranger, P., Heron, T., & de Guise, J. A. (2011). Gait adaptation in chronic anterior cruciate ligament-deficient patients: Pivot-shift avoidance gait. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 26(2), 181-187. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2010.09.016
- Ganjikia, S., Duval, N., Yahia, L., & de Guise, J. (2000). Three-dimensional knee analyzer validation by simple fluoroscopic study. *Knee*, 7(4), 221-231. doi: 10.1016/s0968-0160(00)00063-6

- Gao, B., & Zheng, N. N. (2010). Alterations in three-dimensional joint kinematics of anterior cruciate ligament-deficient and -reconstructed knees during walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 25(3), 222-229. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2009.11.006
- Garcia, S. A., Vakula, M. N., Holmes, S. C., & Pamukoff, D. N. (2021). The influence of body mass index and sex on frontal and sagittal plane knee mechanics during walking in young adults. *Gait Posture*, 83, 217-222. doi: 10.1016/j.gaitpost.2020.10.010
- Georgoulis, A. D., Papadonikolakis, A., Papageorgiou, C. D., Mitsou, A., & Stergiou, N. (2003). Three-dimensional tibiofemoral kinematics of the anterior cruciate ligament-deficient and reconstructed knee during walking. *Am J Sports Med*, 31(1), 75-79. doi: 10.1177/03635465030310012401
- Guay, M. (2005). *Anatomie fonctionnelle de l'appareil locomoteur : os, articulations, muscles* (3e éd.). [Montréal]: Presses de l'Université de Montréal. Repéré à <http://catalogue.bnf.fr/ark:/12148/cb400732962>
- Hagemeister, N., Parent, G., Van de Putte, M., St-Onge, N., Duval, N., & de Guise, J. (2005). A reproducible method for studying three-dimensional knee kinematics. *J Biomech*, 38(9), 1926-1931. doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.05.013
- Hansen, J. T., Kamina, P., Richer, J.-P., & Netter, F. H. (2015). *Mémoires anatomie Netter : membres* (4e édition. éd.). Issy-les-Moulineaux: Elsevier Masson.
- Harris, K. P., Driban, J. B., Sitler, M. R., Cattano, N. M., Balasubramanian, E., & Hootman, J. M. (2017). Tibiofemoral Osteoarthritis After Surgical or Nonsurgical Treatment of Anterior Cruciate Ligament Rupture: A Systematic Review. *J Athl Train*, 52(6), 507-517. doi: 10.4085/1062-6050-49.3.89
- Haslwanter, T. (2018). *3D kinematics* [Version WorldCat.org]. Cham, Switzerland: Springer. doi: 10.1007/978-3-319-75277-8. Repéré à <https://public.ebookcentral.proquest.com/choice/publicfullrecord.aspx?p=5627125>
<https://doi.org/10.1007/978-3-319-75277-8>
<https://link.springer.com/book/10.1007%2F978-3-319-75277-8>
<http://www.vlebooks.com/vleweb/product/openreader?id=none&isbn=9783319752778>
- Hodler, J. r., Kubik-Huch, R. A., & Schulthess, G. K. v. (2021). *Musculoskeletal diseases 2021-2024 : diagnostic imaging* [Version WorldCat.org]. Cham, Switzerland: Springer. doi: 10.1007/978-3-030-71281-5. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK570158/>
<https://public.ebookcentral.proquest.com/choice/publicfullrecord.aspx?p=6550483>
<https://doi.org/10.1007/978-3-030-71281-5>

- Hurd, W. J., & Snyder-Mackler, L. (2007). Knee instability after acute ACL rupture affects movement patterns during the mid-stance phase of gait. *J Orthop Res*, 25(10), 1369-1377. doi: 10.1002/jor.20440
- Johnson, D. M. D. (2004). *The ACL made simple* [Version WorldCat.org]. New York: Springer. Repéré à <http://link.springer.com/10.1007/b97311>
- Kapandji, I. A., & Judet, T. (2018). *Anatomie fonctionnelle. 2, Membre inférieur* (7e édition. éd.). Paris: Maloine.
- Kong, L., Yang, T., Wang, Q., Ou, Y., Huang, H., Huang, W., . . . Zeng, X. (2022). ACLD patients exhibit additional knee kinematic asymmetries at the speed level of healthy subjects. *Front Bioeng Biotechnol*, 10, 930722. doi: 10.3389/fbioe.2022.930722
- Konrads, C., Reppenhagen, S., Belder, D., Goebel, S., Rudert, M., & Barthel, T. (2016). Long-term outcome of anterior cruciate ligament tear without reconstruction: a longitudinal prospective study. *Int Orthop*, 40(11), 2325-2330. doi: 10.1007/s00264-016-3294-0
- Krause, M., Freudenthaler, F., Frosch, K. H., Achtnich, A., Petersen, W., & Akoto, R. (2018). Operative Versus Conservative Treatment of Anterior Cruciate Ligament Rupture. *Dtsch Arztebl Int*, 115(51-52), 855-862. doi: 10.3238/arztebl.2018.0855
- Larwa, J., Stoy, C., Chafetz, R. S., Boniello, M., & Franklin, C. (2021). Stiff Landings, Core Stability, and Dynamic Knee Valgus: A Systematic Review on Documented Anterior Cruciate Ligament Ruptures in Male and Female Athletes. *Int J Environ Res Public Health*, 18(7). doi: 10.3390/ijerph18073826
- Li, C., Lin, Y., Kernkamp, W. A., Xia, H., & Lin, Z. (2022). Effect of Time After Injury on Tibiofemoral Joint Kinematics in Anterior Cruciate Ligament-Deficient Knees During Gait. *Orthop J Sports Med*, 10(7), 23259671221110160. doi: 10.1177/23259671221110160
- Li, R. T., Lorenz, S., Xu, Y., Harner, C. D., Fu, F. H., & Irrgang, J. J. (2011). Predictors of radiographic knee osteoarthritis after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med*, 39(12), 2595-2603. doi: 10.1177/0363546511424720
- Lien-Iversen, T., Morgan, D. B., Jensen, C., Risberg, M. A., Engebretsen, L., & Viberg, B. (2020). Does surgery reduce knee osteoarthritis, meniscal injury and subsequent complications compared with non-surgery after ACL rupture with at least 10 years follow-up? A systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med*, 54(10), 592-598. doi: 10.1136/bjsports-2019-100765

- Liu, X., Huang, H., Yin, W., Ren, S., Rong, Q., & Ao, Y. (2020). Anterior cruciate ligament deficiency combined with lateral and/or medial meniscal injury results in abnormal kinematics and kinetics during level walking. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine*, 234(1), 91-99. doi: 10.1177/0954411919886763
- Lustig, S., Magnussen, R. A., Cheze, L., & Neyret, P. (2012). The KneeKG system: a review of the literature. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 20(4), 633-638. doi: 10.1007/s00167-011-1867-4
- Majewska, J., Szczepanik, M., Szymczyk, D., Bazarnik-Mucha, K., Drużbicki, M., Snela, S., . . . Pyczuła, R. (2017). Evaluation of selected gait parameters in patients prior to and at 6 months following early anterior cruciate ligament reconstruction. *Ortopedia Traumatologia Rehabilitacja*, 19(3), 271-281. doi: 10.5604/15093492.1241406. Repéré à <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-85026368003&doi=10.5604%2f15093492.1241406&partnerID=40&md5=36ea14f2904ecbaaa7a4a7812a2380b2>
- Manolova, A. (2012). Chapitre 2 : Description anatomique du mouvement. Repéré à <https://www.sci-sport.com/theorie/chapitre-2-description-anatomique-du-mouvement.php#plansaxes>
- Marieb, E. N., Lachaine, R., & Boyer, M. (1998). *Anatomie et physiologie humaines* (Deuxième éd.). Saint-Laurent, Québec: Éditions du Renouveau pédagogique.
- Matsumoto, H., Suda, Y., Otani, T., Niki, Y., Seedhom, B. B., & Fujikawa, K. (2001). Roles of the anterior cruciate ligament and the medial collateral ligament in preventing valgus instability. *J Orthop Sci*, 6(1), 28-32. doi: 10.1007/s007760170021
- Mezghani, N., Ouakrim, Y., Fuentes, A., Mitiche, A., Hagemester, N., Vendittoli, P.-A., & de Guise, J. A. (2017). Mechanical biomarkers of medial compartment knee osteoarthritis diagnosis and severity grading: discovery phase. *JOURNAL OF BIOMECHANICS*, 52, 106–112. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.12.022>
- Montalvo, A. M., Schneider, D. K., Webster, K. E., Yut, L., Galloway, M. T., Heidt, R. S., Jr., . . . Myer, G. D. (2019). Anterior Cruciate Ligament Injury Risk in Sport: A Systematic Review and Meta-Analysis of Injury Incidence by Sex and Sport Classification. *J Athl Train*, 54(5), 472-482. doi: 10.4085/1062-6050-407-16
- Obrębska, P., Skubich, J., & Piszczatowski, S. (2020). Gender differences in the knee joint loadings during gait. *Gait Posture*, 79, 195-202. doi: 10.1016/j.gaitpost.2020.05.017

- Park, J. H., Choi, M. H., Lee, J., Han, H. S., Lee, M. C., & Ro, D. H. (2021). Gait deviations of patients with ruptured anterior cruciate ligament: a cross-sectional gait analysis study on male patients. *Knee Surgery & Related Research* 33(1). doi: 10.1186/s43019-021-00128-w
- Pataky, T. (2022). *spm1d* (Version M.0.4.10) [Logiciel]. Repéré à <https://spm1d.org/Downloads.html>
- Pataky, T. C. (2010). Generalized n-dimensional biomechanical field analysis using statistical parametric mapping. *J Biomech*, 43(10), 1976-1982. doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.03.008
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function* (2 éd.). NJ: SLACK Incorporated.
- Prieto-Alhambra, D., Judge, A., Javaid, M. K., Cooper, C., Diez-Perez, A., & Arden, N. K. (2014). Incidence and risk factors for clinically diagnosed knee, hip and hand osteoarthritis: influences of age, gender and osteoarthritis affecting other joints. *Ann Rheum Dis*, 73(9), 1659-1664. doi: 10.1136/annrheumdis-2013-203355
- Ren, S., Shi, H., Yu, Y., Liang, Z., Jiang, Y., Wang, Q., . . . Ao, Y. (2020). Dynamic Between-Leg Differences While Walking in Anterior Cruciate Ligament-Deficient Patients With and Without Medial Meniscal Posterior Horn Tears. *ORTHOPAEDIC JOURNAL OF SPORTS MEDICINE*, 8(5), 2325967120919058-2325967120919058. doi: 10.1177/2325967120919058
- Ren, S., Yu, Y., Shi, H., Miao, X., Jiang, Y., Liang, Z., . . . Ao, Y. (2018). Three dimensional knee kinematics and kinetics in ACL-deficient patients with and without medial meniscus posterior horn tear during level walking. *Gait Posture*, 66, 26-31. doi: 10.1016/j.gaitpost.2018.08.007
- Rinaldi, V. G., Prill, R., Jahnke, S., Zaffagnini, S., & Becker, R. (2022). The influence of gluteal muscle strength deficits on dynamic knee valgus: a scoping review. *J Exp Orthop*, 9(1), 81. doi: 10.1186/s40634-022-00513-8
- Ro, D. H., Lee, D. Y., Moon, G., Lee, S., Seo, S. G., Kim, S. H., . . . Lee, M. C. (2017). Sex differences in knee joint loading: Cross-sectional study in geriatric population. *J Orthop Res*, 35(6), 1283-1289. doi: 10.1002/jor.23374
- Røislien, J., Skare, Ø., Gustavsen, M., Broch, N. L., Rennie, L., & Opheim, A. (2009). Simultaneous estimation of effects of gender, age and walking speed on kinematic gait data. *Gait Posture*, 30(4), 441-445. doi: 10.1016/j.gaitpost.2009.07.002
- Rowe, E., Beauchamp, M. K., & Astephen Wilson, J. (2021). Age and sex differences in normative gait patterns. *Gait Posture*, 88, 109-115. doi: 10.1016/j.gaitpost.2021.05.014

- Rudolph, K. S., Axe, M. J., Buchanan, T. S., Scholz, J. P., & Snyder-Mackler, L. (2001). Dynamic stability in the anterior cruciate ligament deficient knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 9(2), 62-71. doi: 10.1007/s001670000166
- Sanchez-Alepuz, E., Miranda, I., & Miranda, F. J. (2020). Functional evaluation of patients with anterior cruciate ligament injury. A transversal analytical study. *Revista espanola de cirugia ortopedica y traumatologia*, 64(2), 99-107. doi: 10.1016/j.recot.2019.10.004
- Sanders, T. L., Maradit Kremers, H., Bryan, A. J., Larson, D. R., Dahm, D. L., Levy, B. A., . . . Krych, A. J. (2016). Incidence of Anterior Cruciate Ligament Tears and Reconstruction: A 21-Year Population-Based Study. *Am J Sports Med*, 44(6), 1502-1507. doi: 10.1177/0363546516629944
- Sati, M., de Guise, J. A., Larouche, S., & Drouin, G. (1996a). Improving in vivo knee kinematic measurements: application to prosthetic ligament analysis. *The Knee*, 3(4), 179-190. doi: 10.1016/S0968-0160(96)00209-8
- Sati, M., de Guise, J. A., Larouche, S., & Drouin, G. (1996b). Quantitative assessment of skin-bone movement at the knee. *The Knee*, 3(3), 121-138. doi: 10.1016/0968-0160(96)00210-4
- Shabani, B., Bytyqi, D., Lustig, S., Cheze, L., Bytyqi, C., & Neyret, P. (2015). Gait changes of the ACL-deficient knee 3D kinematic assessment. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 23(11), 3259-3265. doi: 10.1007/s00167-014-3169-0
- Sims, E. L., Carland, J. M., Keefe, F. J., Kraus, V. B., Guilak, F., & Schmitt, D. (2009). Sex differences in biomechanics associated with knee osteoarthritis. *J Women Aging*, 21(3), 159-170. doi: 10.1080/08952840903054856
- Siston, R. A., & Delp, S. L. (2006). Evaluation of a new algorithm to determine the hip joint center. *JOURNAL OF BIOMECHANICS*, 39(1), 125-130.
- Skvortsov, D., Kaurkin, S., Akhpashev, A., Altukhova, A., Troitskiy, A., & Zagorodniy, N. (2020). Gait Analysis and Knee Kinematics in Patients with Anterior Cruciate Ligament Rupture: Before and After Reconstruction. *Applied Sciences*, 10(10). doi: 10.3390/app10103378
- Smith, S., Rush, J., Glaviano, N. R., Murray, A., Bazett-Jones, D., Bouillon, L., . . . Norte, G. (2021). Sex influences the relationship between hamstrings-to-quadriceps strength imbalance and co-activation during walking gait. *Gait Posture*, 88, 138-145. doi: 10.1016/j.gaitpost.2021.05.019

- Smith, T. O., Postle, K., Penny, F., McNamara, I., & Mann, C. J. (2014). Is reconstruction the best management strategy for anterior cruciate ligament rupture? A systematic review and meta-analysis comparing anterior cruciate ligament reconstruction versus non-operative treatment. *Knee*, *21*(2), 462-470. doi: 10.1016/j.knee.2013.10.009
- Srikanth, V. K., Fryer, J. L., Zhai, G., Winzenberg, T. M., Hosmer, D., & Jones, G. (2005). A meta-analysis of sex differences prevalence, incidence and severity of osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*, *13*(9), 769-781. doi: 10.1016/j.joca.2005.04.014
- Stagni, R., Fantozzi, S., Cappello, A., & Leardini, A. (2005). Quantification of soft tissue artefact in motion analysis by combining 3D fluoroscopy and stereophotogrammetry: a study on two subjects. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, *20*(3), 320-329.
- Takeda, K., Hasegawa, T., Kiriyama, Y., Matsumoto, H., Otani, T., Toyama, Y., & Nagura, T. (2014). Kinematic motion of the anterior cruciate ligament deficient knee during functionally high and low demanding tasks. *J Biomech*, *47*(10), 2526-2530. doi: 10.1016/j.jbiomech.2014.03.027
- Tan, S. H., Lau, B. P., Khin, L. W., & Lingaraj, K. (2016). The Importance of Patient Sex in the Outcomes of Anterior Cruciate Ligament Reconstructions: A Systematic Review and Meta-analysis. *Am J Sports Med*, *44*(1), 242-254. doi: 10.1177/0363546515573008
- Toivanen, A. T., Heliövaara, M., Impivaara, O., Arokoski, J. P., Knekt, P., Lauren, H., & Kröger, H. (2010). Obesity, physically demanding work and traumatic knee injury are major risk factors for knee osteoarthritis--a population-based study with a follow-up of 22 years. *Rheumatology (Oxford)*, *49*(2), 308-314. doi: 10.1093/rheumatology/kep388
- Van Yperen, D. T., Reijman, M., van Es, E. M., Bierma-Zeinstra, S. M. A., & Meuffels, D. E. (2018). Twenty-Year Follow-up Study Comparing Operative Versus Nonoperative Treatment of Anterior Cruciate Ligament Ruptures in High-Level Athletes. *Am J Sports Med*, *46*(5), 1129-1136. doi: 10.1177/0363546517751683
- Waite, J. C., Beard, D. J., Dodd, C. A., Murray, D. W., & Gill, H. S. (2005). In vivo kinematics of the ACL-deficient limb during running and cutting. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, *13*(5), 377-384. doi: 10.1007/s00167-004-0569-6
- Wellsandt, E., Khandha, A., Capin, J., Buchanan, T. S., & Snyder-Mackler, L. (2020). Operative and nonoperative management of anterior cruciate ligament injury: Differences in gait biomechanics at 5 years. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*, *38*(12), 2675-2684. doi: 10.1002/jor.24652

- Yang, C., Tashiro, Y., Lynch, A., Fu, F., & Anderst, W. (2018). Kinematics and arthrokinematics in the chronic ACL-deficient knee are altered even in the absence of instability symptoms. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, *26*(5), 1406-1413. doi: 10.1007/s00167-017-4780-7
- Yim, J. H., Seon, J. K., Kim, Y. K., Jung, S. T., Shin, C. S., Yang, D. H., . . . Song, E. K. (2015). Anterior translation and rotational stability of anterior cruciate ligament-deficient knees during walking: speed and turning direction. *J Orthop Sci*, *20*(1), 155-162. doi: 10.1007/s00776-014-0672-6
- Zhang, L. Q., Shiavi, R. G., Limbird, T. J., & Minorik, J. M. (2003). Six degrees-of-freedom kinematics of ACL deficient knees during locomotion-compensatory mechanism. *Gait Posture*, *17*(1), 34-42. doi: 10.1016/s0966-6362(02)00052-8