

Analyse du déplacement antéro-postérieur du genou dans le contexte des déchirures ligamentaires : utilité de la genougraphie

par

Alexia BAYOL

MÉMOIRE 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

MONTREAL, LE 23 JUILLET 2026

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC



Alexia Bayol, 2026



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 des systèmes à l'École de technologie supérieure, Montréal, QC

Mme Dr Marie-Lyne Nault, codirectrice de mémoire
Département de chirurgie au CHU Sainte-Justine, Montréal, QC

M. Jérémie Voix, président du jury
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure, Montréal, QC

Mme Sophie Lerouge, membre du jury
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure, Montréal, QC

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

LE 20 JUILLET

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Tout d'abord, je souhaite dire un énorme merci à ma directrice de recherche, Nicola. Tu es une personne très inspirante, qui a su me guider, m'encourager et me rassurer tout au long de ce projet. Merci pour ta patience et ta disponibilité, je n'oublierai pas ta présence à mes côtés lorsque j'ai dû aller à l'hôpital pour ce maudit genou... preuve que j'étais vraiment investie dans mon sujet !

Merci aussi à ma co-directrice Marie-Lyne et à David pour toute leur expertise clinique. J'ai été très chanceuse d'avoir eu un encadrement aussi solide. C'était une super expérience d'être à vos côtés au bloc opératoire. Je remercie aussi Anton, Sepehr et Victoria, pour leur présence dans l'équipe et l'entraide entre nos projets, qui a contribué à de beaux résultats.

Je tiens également à remercier tous les étudiants du LIO pour m'avoir permis de travailler dans une super ambiance. Un grand merci à mes premiers copains du LIO, Arthur, Léo, Jeanne et Ylona. Grâce à vous, on a instauré la tradition de manger à midi pile, et ça c'est une vraie victoire. Merci aussi à Lucas, Camille, Rémi et Anaïs de m'avoir supportée pendant toutes ces pauses café et repas, j'espère vous avoir quand même bien divertis ! Et bien sûr, Alice et Théo, mes fidèles compagnons : merci simplement d'être les personnes géniales que vous êtes.

Merci à mes amis, Otta, Nono, Léo, Raph et Alex, mes premières rencontres à Montréal et les premiers à avoir entendu parler de ce projet. Merci de m'avoir fait passer pour l'experte des ligaments croisés ! Vous m'avez soutenue tout au long de cette aventure, et je vous en serai toujours reconnaissante.

Enfin, que seraient des remerciements sans parler de ma famille. Merci à Mergui, Pops et Tchi pour votre soutien constant, même à distance. Je suis tellement heureuse d'avoir une famille aussi soudée et aimante. J'espère vous rendre fiers. Je vous aime.

Analyse du déplacement antéro-postérieur du genou dans le contexte des déchirures ligamentaires : utilité de la genougraphie

Alexia BAYOL

RÉSUMÉ

La rupture du ligament croisé antérieur (LCA) est une blessure fréquente, en particulier chez les sujets jeunes et actifs, survenant lors de mouvements de pivot ou de changement de direction. Cette lésion entraîne une instabilité du genou et modifie sa biomécanique lors des activités fonctionnelles.

Ce travail a pour objectif d'identifier des profils cinématiques du genou lors de la marche, mesurés à l'aide du système KneeKG (Emovi, Montréal, QC, Canada), et d'explorer leurs liens avec des facteurs anatomiques, cliniques et fonctionnels susceptibles d'être associés à l'instabilité du genou et à sa persistance éventuelle après reconstruction chirurgicale. À partir de données recueillies au CHU Sainte-Justine chez des patients présentant une rupture du LCA avant reconstruction chirurgicale, des analyses par clustering et Statistical Parametric Mapping for 1-Dimensional ont été réalisées afin de mieux comprendre les mécanismes impliqués dans l'instabilité.

Les résultats mettent en évidence deux patrons distincts de déplacement antéro-postérieur du genou après rupture du LCA. Ces profils sont indépendants de la pente tibiale postérieure (PTP), du grade du pivot shift et des paramètres musculaires isocinétiques. Les différences apparaissent principalement en phase d'oscillation, suggérant un rôle du contrôle neuromusculaire plutôt que des facteurs morphologiques ou de la force musculaire.

Ce projet montre la complexité de la stabilité du genou après rupture du LCA et met en évidence une grande variabilité entre les patients. Il suggère que le contrôle neuromusculaire pourrait jouer un rôle important dans la régulation du déplacement tibial. Enfin, bien que la

VIII

PTP soit connue pour influencer le déplacement tibial en conditions statiques, son impact semble beaucoup plus limité en dynamique.

Mots-clés : Cinématique du genou, Ligament croisé antérieur, Pente tibiale postérieure, Instabilité post opération

Analysis of anteroposterior knee translation in the context of ligament tears: the utility of 3D knee motion analysis

Alexia BAYOL

ABSTRACT

An anterior cruciate ligament (ACL) tear is a common injury, particularly among young, active individuals, that occurs during pivoting movements or changes in direction. This injury causes knee instability and alters the knee's biomechanics during functional activities.

The objective of this study is to identify kinematic profiles of the knee during walking, measured using the KneeKG system (Emovi, Montreal, QC, Canada), and to explore their relationships with anatomical, clinical, and functional factors that may be associated with knee instability and its potential persistence following surgical reconstruction. Using data collected at Sainte-Justine University Hospital Center from patients with an ACL tear prior to surgical reconstruction, clustering analyses and Statistical Parametric Mapping for 1-Dimensional were performed to better understand the mechanisms involved in instability.

The results highlight two distinct patterns of anteroposterior knee translation following ACL rupture. These patterns are independent of posterior tibial slope (PTS), pivot shift grade, and isokinetic muscle parameters. The differences are primarily evident during the swing phase, suggesting a role for neuromuscular control rather than morphological factors or muscle strength.

This study demonstrates the complexity of knee stability following ACL rupture and highlights significant variability among patients. This suggest that neuromuscular control may play an important role in regulating tibial translation. Finally, although PTS is known to influence tibial translation under static conditions, its impact appears to be much more limited under dynamic conditions.

Keywords: Knee kinematics, Anterior cruciate ligament, Posterior tibial slope, Postoperative instability

TABLE DES MATIÈRES

INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LA LITTÉRATURE	5
1.1 Anatomie et biomécanique du genou.....	5
1.1.1 Structures osseuses du membre inférieur.....	5
1.1.2 Articulation du genou	7
1.1.3 Ligament croisé antérieur (LCA).....	8
1.1.4 Pente tibiale postérieure (PTP)	10
1.2 Pathologie et chirurgie du LCA	18
1.2.1 Rupture et diagnostic du LCA	18
1.2.2 Opérations du LCA	21
1.2.3 Test isocinétique	22
1.3 Cinématique du genou	23
1.3.1 Plans étudiés.....	23
1.3.2 Cycle de marche.....	24
1.4 Méthodes de mesure et d'analyse	25
1.4.1 Fluoroscopie.....	26
1.4.2 Systèmes optoélectroniques	27
1.4.3 KneeKG	28
1.4.4 Clustering.....	33
CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS	35
CHAPITRE 3 MÉTHODOLOGIE	37
3.1 Les données démographiques	37
3.2 Les données radiographiques	39
3.3 Les données cliniques	40
3.4 Les données cinématiques.....	41
3.5 Les données isocinétiques.....	42
CHAPITRE 4 ÉTUDE 1 : LA PTP.....	45
4.1 Objectif et méthodologie.....	45
4.2 Résultats.....	48
4.3 Discussions	61
CHAPITRE 5 ÉTUDE 2 : LE CLUSTERING	65
5.1 Objectif et méthodologie.....	65
5.2 Résultats.....	68
5.2.1 Interprétation des résultats : étude du grade du pivot shift	76

5.2.2	Interprétation des résultats : étude de l'activation musculaire.....	77
5.3	Discussion.....	83
CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS.....		87
5.4	Conclusion	87
5.5	Recommandations et perspectives	88
LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES		89
BIBLIOGRAPHIE.....		103

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 5.1 : Récapitulatif des résultats moyens obtenus à partir de valeurs des tests isocinétiques en pic de couple.....	80
Tableau 5.2 : Récapitulatif des résultats moyens obtenus à partir de valeurs des tests isocinétiques en travail par répétition	80
Tableau 5.3 : Récapitulatif des résultats moyens obtenus à partir de valeurs des tests isocinétiques en pic de couple pour le genou controlatéral	81
Tableau 5.4 : Récapitulatif des résultats moyens obtenus à partir de valeurs des tests isocinétiques en travail par répétition pour le genou controlatéral	82
Tableau 5.5 : Récapitulatif des résultats moyens obtenus à partir de valeurs des tests isocinétiques pour le temps d'accès au couple maxi	83

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1 : Vue anatomique du fémur, du tibia, de la fibula et de la patella. La fibula a trois points de contact : proximal avec le tibia (A), distal avec le tibia (B) et le talus (C).....	6
Figure 1.2 : Éléments actifs et passifs de l'articulation fémoro-tibiale. Les ischio-jambiers et les muscles de la loge médiale se situent derrière le quadriceps	8
Figure 1.3 : Vue anatomique du genou, composé de trois compartiments : les compartiments fémoro-tibiaux médial et latéral (1), et le compartiment fémoro-patellaire au centre entre la rotule et le fémur. Le LCA s'attache sur le fémur au point B dans le compartiment latéral (3) et sur le tibia au point A dans le compartiment médial (2)	9
Figure 1.4 : Observation des 2 principaux faisceaux du LCA (FAM et FPL).....	10
Figure 1.5 : Vue sagittale de genou, schéma de mesure de la PTP. La PTP correspond à l'angle entre la perpendiculaire (B) à l'axe du tibia (A) et à la tangente à la surface articulaire (C).....	11
Figure 1.6 : Radiographie conventionnelle de profil du genou droit. Mesure de la PTP médiale en coupe sagittale. La PTP médiale correspond à l'angle entre la perpendiculaire (B) de l'axe anatomique tibial (A) et la tangente du plateau tibial médial (C). L'axe anatomique tibial (A) passe par le centre de 2 cercles et correspond ainsi au centre de la diaphyse	14
Figure 1.7 : Imagerie par résonance magnétique du genou droit. L'image supérieure correspond à la coupe sagittale utilisée pour la mesure de la PTP. L'angle de la PTP correspond à l'angle entre la tangente au plateau tibial médial ou latéral (D) et la perpendiculaire (C) à l'axe anatomique tibial (B). L'image inférieure correspond à la coupe frontale permettant d'identifier le compartiment tibial visualisé et de sélectionner la coupe sagittale passant au centre du plateau tibial médial (1) ou latéral (2).	16
Figure 1.8 : Quatre axes de référence anatomiques pour la mesure de la PTP. L'axe de référence ATA est observable sur une radiographie de profil du tibia entier	17

Figure 1.9 : Tests cliniques dans le diagnostic de rupture du LCA. A) Le test de Lachman : réalisé avec le genou fléchi à environ 30°, une main stabilise le fémur et l'autre applique un déplacement antérieur du tibia. B) Le test du pivot shift : association d'une mise en place du genou en valgus (1), d'une rotation interne tibiale (2), d'une subluxation antérieure du tibia (3) puis de sa réduction lors de la flexion (4)	20
Figure 1.10 : Les plans anatomiques de référence. (1) Le plan sagittal, (2) le plan frontal et (3) le plan transverse	23
Figure 1.11 : Les phases du cycle de marche.....	24
Figure 1.12 : Marche inclinée et montée d'escaliers mesurés par fluoroscopie biplanare.....	27
Figure 1.13 : Dispositif du KneeKG avec la ceinture pelvienne (A), la plaque tibiale (B) et le harnais fémoral (C)	29
Figure 1.14 : Acquisition avec le KneeKG	32
Figure 1.15 : Exemple schématique du clustering	34
Figure 3.1 : Triage pour l'obtention de la BDD finale	39
Figure 3.2 : Distribution des valeurs de PTP sur 57 patients.....	40
Figure 3.3 : Exemple de courbe de déplacement antéro-postérieur provenant d'un sujet sain (sans pathologie du genou) obtenue à la suite de l'estimation fonctionnelle du déplacement du centre articulaire du genou	42
Figure 4.1 : Structure de la BDD Matlab pour les analyses SPM1D par valeurs de PTP	47
Figure 4.2 : Analyses SPM1D pour tous les patients, $PTP < 12^\circ$ vs $PTP \geq 12^\circ$	48
Figure 4.3 : Différence dans la dynamique d'évolution des 2 courbes à 5% du cycle de marche	50
Figure 4.4 : Boîte à moustaches représentant le degré d'inclinaison des courbes de déplacement antéro-postérieur du genou entre 5 % et 7 % du cycle de marche, selon les groupes $PTP < 12^\circ$ et $PTP \geq 12^\circ$. La comparaison de l'inclinaison des courbes entre les deux groupes a été réalisée à l'aide d'un test t de Student pour échantillons indépendants.....	51
Figure 4.5 : Différence notable dans la phase d'appui entre les 2 groupes	52

Figure 4.6 : Vue frontale du déplacement du centre du genou pour un même patient avec PTP $\geq 12^\circ$	54
Figure 4.7 : Vue transverse du déplacement du centre du genou pour un même patient avec PTP $\geq 12^\circ$	54
Figure 4.8 : Vue sagittale du déplacement du centre du genou pour un même patient avec PTP $\geq 12^\circ$	55
Figure 4.9 : Représentation de la trajectoire du déplacement du centre du genou en fonction des différentes phases du cycle de marche	57
Figure 4.10 : Moyenne du déplacement du centre du genou en fonction de la flexion selon les 2 groupes	58
Figure 4.11 : Déplacement du centre du genou en fonction de la flexion sur la phase d'oscillation du cycle de marche selon les 2 groupes. Ajout de la variabilité interindividuelle	59
Figure 4.12 : Analyse SPM1D pour les femmes, PTP $< 12^\circ$ vs PTP $\geq 12^\circ$	60
Figure 4.13 : Analyse SPM1D pour les hommes, PTP $< 12^\circ$ vs PTP $\geq 12^\circ$	61
Figure 5.1 : Méthodes différentes de recherche d'hyperparamètres	67
Figure 5.2 : Analyse par clustering pour le groupe PTP $< 12^\circ$, l'ensemble des patients	69
Figure 5.3 : Analyse par clustering pour le groupe PTP $\geq 12^\circ$, l'ensemble des patients	69
Figure 5.4 : Analyse par clustering pour l'ensemble des patients	70
Figure 5.5 : Structure de la BDD Matlab pour les analyses SPM1D par clusters	72
Figure 5.6 : Analyse SPM1D pour les hommes, Cluster 0 vs Cluster 1	73
Figure 5.7 : Analyse SPM1D pour tous les patients, Cluster 0 vs Cluster 1	74
Figure 5.8 : Analyse SPM1D pour les femmes, Cluster 0 vs Cluster 1	75
Figure 5.9 : Histogramme de la répartition des pivot shift selon les 2 clusters	77

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

AF	Axe fibulaire
ATA	Axe tibial anatomique
ATAP	Axe tibial anatomique proximal
BDD	Base de données
CTA	Cortex tibial antérieur
CTP	Cortex tibial postérieur
FPL	Faisceau postéro-latéral
FAM	Faisceau antéro-médial
IRM	Imagerie par résonnance magnétique
LCA	Ligament croisé antérieur
LCP	Ligament croisé postérieur
LSI	Limb Symmetry Index
PTP	Pente tibiale postérieure
SPM1d	Statistical Parametric Mapping for 1-Dimensional data

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

° Degré (angle)

% Pourcentage

INTRODUCTION

La rupture du ligament croisé antérieur (LCA) constitue l'une des blessures ligamentaires les plus fréquentes du genou, en particulier chez les populations jeunes et physiquement actives. Cette lésion survient le plus souvent lors d'activités sportives impliquant des mouvements de pivot, de décélération ou de changement brusque de direction (Mall & Paletta, 2013; Rousseau et al., 2023; Tamalet & Rochcongar, 2016).

Chez les patients symptomatiques, en particulier les sportifs souhaitant retrouver un niveau d'activité élevé, la reconstruction chirurgicale du LCA est aujourd'hui le traitement le plus utilisé (Cerulli et al., 2013; Lind et al., 2023). Cette intervention permet de redonner de la stabilité au genou et un retour aux activités sportives.

Cependant, malgré les progrès des techniques chirurgicales, certains patients présentent une instabilité persistante du genou ou une rupture du greffon après reconstruction du LCA, en particulier les sujets jeunes et sportifs. Ces observations suggèrent que certains facteurs, possiblement présents dès la phase préopératoire, pourraient influencer l'évolution clinique après chirurgie. Il apparaît donc important de mieux comprendre les mécanismes biomécaniques associés à l'instabilité du genou afin d'identifier d'éventuels facteurs de risque et d'améliorer la prise en charge des patients.

Dans ce contexte, l'analyse biomécanique du mouvement s'est développée pour mieux comprendre le fonctionnement du genou. Elle permet d'étudier la cinématique du genou lors d'activités comme la marche. Cela peut aider à identifier des différences du mouvement liées à une instabilité persistante en comparaison avec des patients sains. Des systèmes comme le KneeKG permettent de mesurer précisément les mouvements tridimensionnels du genou pendant le cycle de marche.

Plusieurs facteurs peuvent influencer la stabilité du genou après une reconstruction du LCA. Certains sont anatomiques, comme la PTP, qui correspond à l'inclinaison du plateau tibial et peut favoriser le déplacement antérieur du tibia lorsqu'elle est élevée. D'autres sont liés à la stabilité rotatoire du genou, qui peut être évaluée cliniquement à l'aide du test du pivot-shift. Des facteurs mécaniques comme la force musculaire peuvent également jouer un rôle. Les tests isocinétiques permettent d'évaluer la force des quadriceps et des ischio-jambiers ainsi que l'équilibre entre ces muscles, qui participent à la stabilisation du genou.

L'objectif principal de ce travail est donc d'identifier s'il existe différents profils cinématiques du genou chez des patients ayant subi une rupture du LCA, puis d'examiner des relations potentielles entre ces profils et des facteurs, notamment la PTP, les résultats du test de pivot-shift et les paramètres issus des tests isocinétiques.

Pour étudier ces différents facteurs, plusieurs types de données ont été recueillis au Centre hospitalier universitaire Sainte-Justine à Montréal (Québec, Canada), notamment des données radiographiques, cliniques, cinématiques et isocinétiques. Les données radiographiques et cliniques ont été recensées par des professionnels de santé tels que des chirurgiens orthopédistes et des radiologues. Les données cinématiques ont, quant à elles, été mesurées lors de la marche à l'aide du système KneeKG sous la supervision d'une personne formée à l'utilisation de ce dispositif. Les données isocinétiques ont été réalisées à la suite du KneeKG. Les courbes cinématiques du genou ont été étudiées sur l'ensemble du cycle de marche. Afin d'explorer les liens possibles avec les facteurs évoqués précédemment, différentes méthodes d'analyse ont été utilisées, notamment les analyses SPM1D (Statistical Parametric Mapping for 1-Dimensional data) et le clustering. Les analyses SPM1D permettent d'étudier les différences sur l'ensemble du cycle de marche entre des groupes de patients définis au préalable. Le clustering permet quant à lui d'identifier des groupes de patients présentant des patrons cinématiques similaires.

Ce mémoire est structuré en plusieurs parties. La première partie présente une revue de la littérature portant sur la rupture du LCA, la pente tibiale postérieure et les méthodes d'évaluation de la stabilité du genou. La deuxième partie présente la méthodologie de l'étude, incluant la population étudiée, les méthodes de collecte des données et les types d'analyses réalisées. La troisième partie présente les résultats obtenus et les discussions qui en découlent. Enfin, la dernière partie propose une discussion générale des résultats, les perspectives de recherche futures ainsi qu'une conclusion.

CHAPITRE 1

REVUE DE LA LITTÉRATURE

1.1 Anatomie et biomécanique du genou

1.1.1 Structures osseuses du membre inférieur

Le membre inférieur joue un rôle fondamental dans l'appui au sol et la propulsion du corps. Il est constitué de plusieurs os qui s'organisent pour permettre à la fois la stabilité et le mouvement.

Le fémur est un os long et asymétrique, constituant le squelette de la cuisse (Figure 1.1). L'articulation proximale se fait avec l'os coxal pour former la hanche, tandis que l'articulation distale implique le tibia et la patella pour former le genou (Dufour, 2023).

Le tibia est, tout comme le fémur, un os long et asymétrique. Il se situe à l'intérieur de la jambe et s'articule proximale avec le fémur (avec les ménisques interposés) et distalement avec le talus, un os du pied. À ses deux extrémités, il est également en contact avec la fibula (Figure 1.1). Sa partie supérieure possède deux surfaces qui accueillent les condyles du fémur, tandis que sa partie inférieure se termine par la malléole médiale (Dufour, 2023).

La fibula, plus fine, est reliée au tibia par la membrane interosseuse (Figure 1.1). Sa tête s'articule proximale avec le tibia pour former une petite articulation peu mobile, tandis que son extrémité distale se termine par la malléole latérale. Ensemble, le tibia et la fibula forment le cadre tibio-fibulaire, mais c'est surtout le tibia, plus massif, qui supporte le poids du corps (Dufour, 2023).

La patella, ou rotule, est un os plat situé sur la partie antérieure du genou (Figure 1.1). Os sésamoïde inclus dans le tendon du quadriceps, elle s'articule avec le fémur et reste reliée au tibia par le tendon patellaire. La rotule fait partie du système qui permet l'extension du genou: elle agit comme un levier pour le quadriceps, ce qui rend l'extension de la jambe plus efficace (Dufour, 2023).

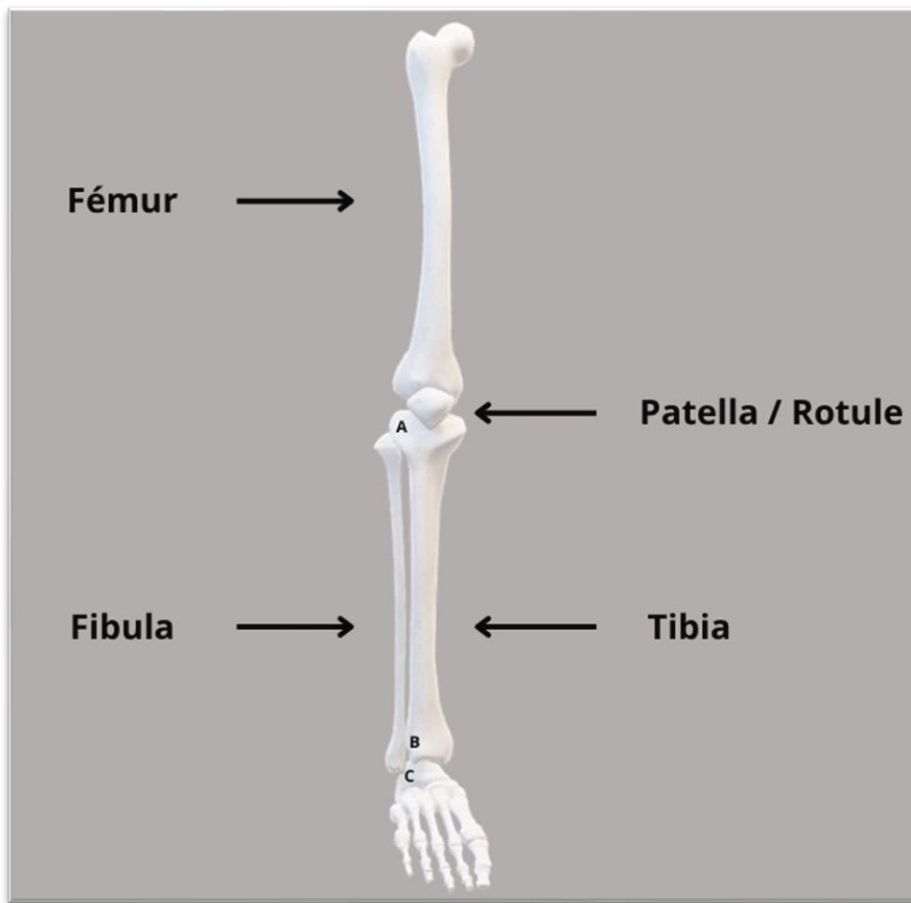


Figure 1.1 : Vue anatomique du fémur, du tibia, de la fibula et de la patella. La fibula a trois points de contact : proximal avec le tibia (A), distal avec le tibia (B) et le talus (C)

1.1.2 Articulation du genou

L'articulation du genou est une structure complexe qui joue un rôle essentiel dans la mobilité et la stabilité du membre inférieur. Selon Flandry et Hommel (2011), le genou est composé de deux articulations principales dont l'articulation fémoro-tibiale, qui constitue la principale articulation fonctionnelle.

L'articulation fémoro-tibiale est une articulation synoviale qui permet principalement la flexion et l'extension du genou, avec une légère rotation médiale et latérale lorsque celui-ci est fléchi. Elle est constituée du fémur et du tibia, ainsi que des ménisques, qui jouent un rôle d'amortissement et de stabilisation. La stabilité de cette articulation repose sur des éléments passifs, comme les ligaments, les ménisques et l'anatomie du tibia proximal, notamment la PTP ainsi que sur des éléments actifs.

Parmi ces structures passives, le ligament croisé antérieur (LCA) limite le déplacement antérieur du tibia par rapport au fémur, tandis que le ligament croisé postérieur (LCP) limite le déplacement postérieur. Le ligament collatéral médial et le ligament collatéral latéral diminuent respectivement les mouvements d'abduction et d'adduction, aussi appelés valgus et varus (Figure 1.2).

La mobilité et la stabilité dynamique du genou sont assurées par des éléments actifs, principalement les muscles périarticulaires. Le quadriceps permet l'extension du genou, les ischio-jambiers participent à la flexion, et les muscles de la loge médiale, tels que le gracile, le sartorius et le semi-tendineux, contribuent à la flexion et à la rotation médiale du genou (Figure 1.2) (Flandry & Hommel, 2011).

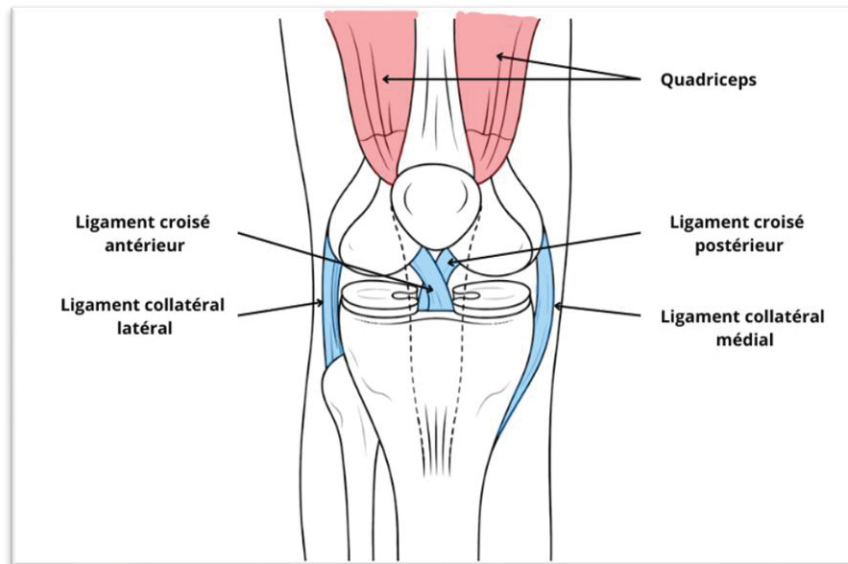


Figure 1.2 : Éléments actifs et passifs de l'articulation fémoro-tibiale. Les ischio-jambiers et les muscles de la loge médiale se situent derrière le quadriceps

La biomécanique du genou repose sur l'interaction entre des éléments statiques et dynamiques. Les ligaments limitent les mouvements excessifs, tandis que les muscles contrôlent les mouvements actifs et participent à la stabilisation de l'articulation. (Flandry & Hommel, 2011).

1.1.3 Ligament croisé antérieur (LCA)

Le LCA est l'un des deux ligaments croisés qui assurent la stabilité de l'articulation du genou. Il relie le fémur au tibia et est constitué d'un tissu conjonctif dense, riche en fibres de collagène, qui lui donne une grande résistance mécanique. Ces fibres représentent environ 70 % de son poids sec (Yoo & Marappa-Ganeshan, 2025). Le ligament prend son origine sur la face interne et arrière du condyle fémoral latéral, sur une petite zone en forme de demi-cercle mesurant environ 20 mm sur 10 mm (Figure 1.3 (2)). Il descend ensuite en oblique pour s'attacher plus antérieurement au niveau des épines tibiales, qui correspondent aux reliefs osseux situés sur le

plateau tibial entre les compartiments médial et latéral (Figure 1.3, (3)) (Dargel et al., 2007; Dienst et al., 2002; Yoo & Marappa-Ganeshan, 2025; Zantop et al., 2005).



Figure 1.3 : Vue anatomique du genou, composé de trois compartiments : les compartiments fémoro-tibiaux médial et latéral (1), et le compartiment fémoro-patellaire au centre entre la rotule et le fémur. Le LCA s'attache sur le fémur au point B dans le compartiment latéral (3) et sur le tibia au point A dans le compartiment médial (2)

Sur le plan structurel, le LCA est constitué de deux principaux faisceaux : le faisceau antéro-médial (FAM) et le faisceau postéro-latéral (FPL). Le FAM reste tendu sur une grande amplitude de flexion, tandis que le FPL est principalement sollicité en extension, assurant ainsi la stabilité tout au long du mouvement (Figure 1.4) (Duthon et al., 2006; Petersen & Tillmann, 2002; Zantop et al., 2005).

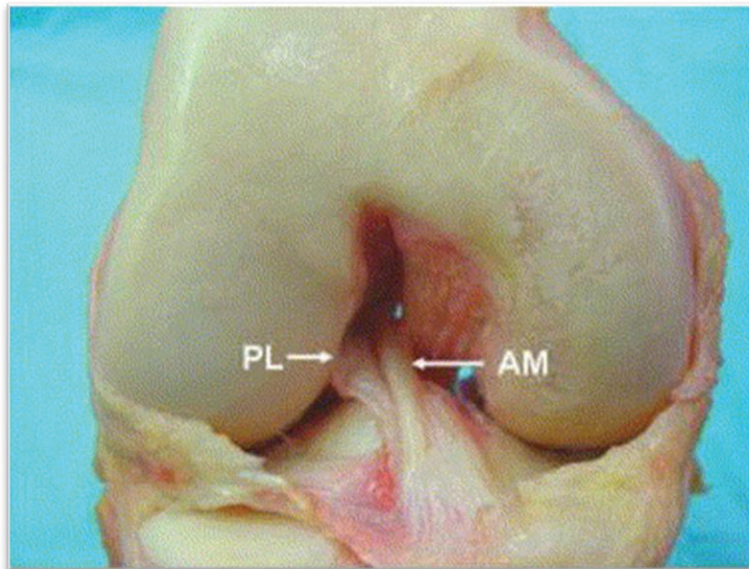


Figure 1.4 : Observation des 2 principaux faisceaux du LCA (FAM et FPL)

Tiré avec autorisation de Zantop et al. (2005), Copyright Elsevier

Sur le plan fonctionnel, le LCA est le principal frein au déplacement tibial antérieur par rapport au fémur. En extension complète, il limite le déplacement à environ 2 mm et contribue ainsi à la stabilité du genou en position debout (Yoo & Marappa-Ganeshan, 2025). Bien qu'il soit secondaire dans ce rôle, il participe également au contrôle des rotations du genou, en limitant les rotations excessives lorsque le genou est proche de l'extension (Dargel et al., 2007; Petersen & Tillmann, 2002; Yoo & Marappa-Ganeshan, 2025).

1.1.4 Pente tibiale postérieure (PTP)

1.1.4.1 Définition et rôle biomécanique de la PTP

La pente tibiale postérieure (PTP) se définit comme l'inclinaison de la surface articulaire proximale du tibia par rapport à une perpendiculaire à l'axe longitudinal de ce dernier (Figure 1.5). Elle joue un rôle essentiel dans la biomécanique du genou, notamment dans la stabilité

articulaire, car elle influence les déplacements tibiaux antéro-postérieurs et impacte également la stabilité rotatoire (Dean et al., 2021; Mandalia et al., 2023a).

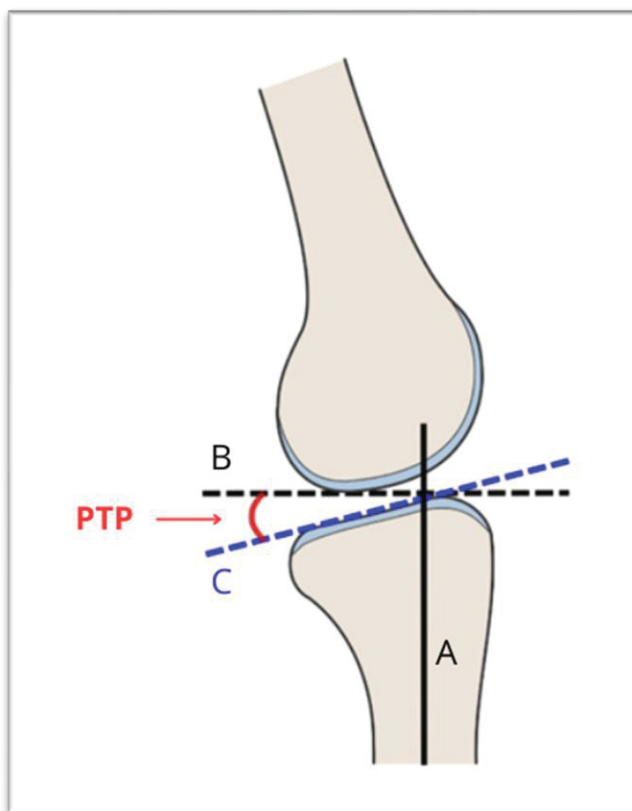


Figure 1.5 : Vue sagittale de genou, schéma de mesure de la PTP. La PTP correspond à l'angle entre la perpendiculaire (B) à l'axe du tibia (A) et à la tangente à la surface articulaire (C)

La surface articulaire tibiale proximale étant composée de deux plateaux distincts, la PTP peut être décrite séparément pour le compartiment médial et pour le compartiment latéral. On distingue ainsi la PTP médiale et la PTP latérale.

D'un point de vue biomécanique, la PTP médiale est principalement impliquée dans les mécanismes de déplacement antérieur du tibia, tandis que la PTP latérale joue un rôle plus marqué dans les phénomènes rotatoires (Kataoka et al., 2022; Mazy et al., 2025).

La présente étude se concentre exclusivement sur la PTP médiale. Par conséquent, le terme « PTP » fera désormais référence à la PTP médiale dans l'ensemble du mémoire.

1.1.4.2 Influence de la PTP sur la stabilité du genou et risque de rupture du LCA

D'après la littérature, dans la population générale, la valeur moyenne de la PTP est d'environ 7°. Chez les patients présentant une rupture du LCA, cette valeur est en moyenne plus élevée, autour de 9°, et une $PTP \geq 12^\circ$ est considérée comme un facteur de risque majeur de rupture du LCA ainsi qu'à des ruptures de greffon après reconstruction. Sur le plan biomécanique, la PTP peut être assimilée à un plan incliné : lorsque sa valeur est élevée, la mise en charge de l'articulation favorise un glissement relatif du fémur vers l'arrière et entraîne par conséquent un déplacement antérieur du tibia (Bernhardson et al., 2019; Lin et al., 2020; Mazy et al., 2025; Todd et al., 2010; Webb et al., 2013).

Ce déplacement antérieur accru augmente les contraintes exercées sur le LCA, qu'il soit natif ou reconstruit. Un déplacement excessif du tibia par rapport au fémur se traduit donc par une tension plus importante du LCA. Sur la durée, cette surtension peut expliquer le risque plus élevé de rupture du LCA ou du greffon observé chez les sujets présentant une PTP élevée (Bernhardson et al., 2019; Lin et al., 2020; Mazy et al., 2025; Todd et al., 2010; Webb et al., 2013). Cependant, ces hypothèses sont basées sur des données statiques ou radiographiques. Aucune étude n'a évalué l'effet d'une PTP élevée en situation dynamique, notamment lors de la marche. Son impact réel sur la cinématique reste donc encore peu exploré.

1.1.4.3 Méthodes d'évaluation de la PTP

La mesure précise de la PTP est donc cruciale pour l'évaluation des facteurs de risque et la planification chirurgicale. Elle peut être évaluée à l'aide de plusieurs modalités d'imagerie, avant tout avec de la radiographie conventionnelle de profil mais aussi de l'imagerie en coupe comme la tomodensitométrie (CT) et l'imagerie par résonance magnétique (IRM).

1.1.4.3.1 La radiographie conventionnelle

La radiographie conventionnelle est une imagerie bidimensionnelle, réalisée dans un seul plan (face ou profil). Elle entraîne ainsi une superposition des plateaux tibiaux médial et latéral (Figure 1.6). Pour obtenir une mesure fiable des PTP, il est nécessaire d'aligner correctement les condyles fémoraux sur le cliché de profil. Cet alignement permet de mieux distinguer les deux plateaux tibiaux malgré leur superposition partielle. Cette distinction est possible grâce à leurs morphologies différentes. Le plateau tibial médial est concave et le plateau tibial latéral est quant à lui convexe. Ces différences morphologiques permettent d'identifier et de mesurer séparément les PTP médiale et latérale sur une radiographie de profil. Il s'agit d'une technique peu irradiante et peu coûteuse. La radiographie conventionnelle est systématiquement réalisée dans le cadre de la prise en charge des ruptures du LCA. L'ensemble des patients en dispose, ce qui facilite l'évaluation et la mesure de la PTP.

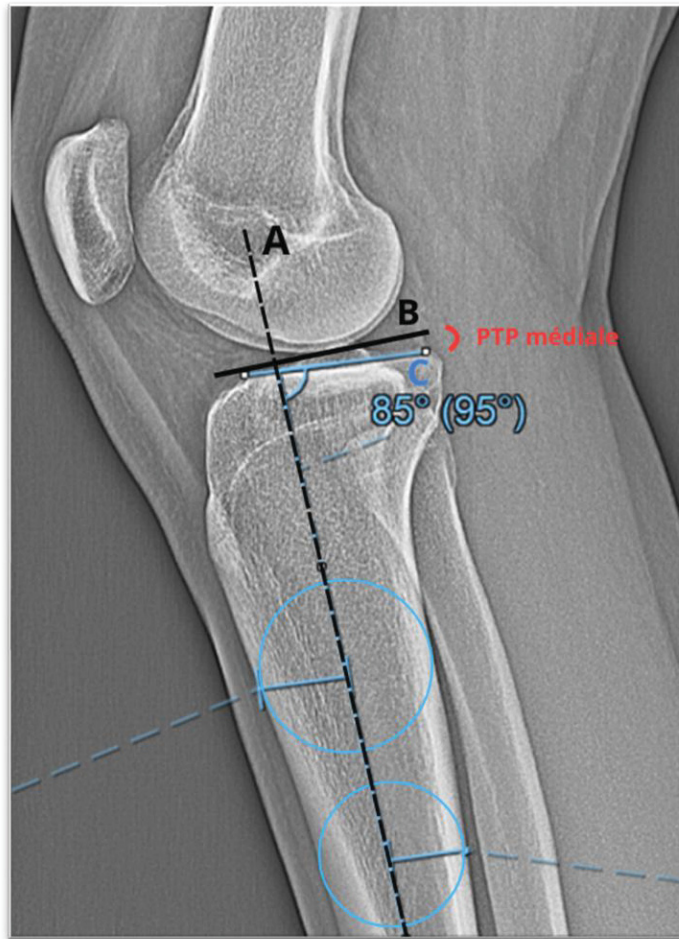


Figure 1.6 : Radiographie conventionnelle de profil du genou droit. Mesure de la PTP médiale en coupe sagittale. La PTP médiale correspond à l'angle entre la perpendiculaire (B) de l'axe anatomique tibial (A) et la tangente du plateau tibial médial (C). L'axe anatomique tibial (A) passe par le centre de 2 cercles et correspond ainsi au centre de la diaphyse

Radiographie provenant de la BDD du CHU Sainte-Justine

1.1.4.3.2 La tomodensitométrie

La tomodensitométrie, quant à elle, est une modalité d'imagerie en coupe. Le scanner récupère une série d'images successives en tournant autour du genou, permettant une reconstruction tridimensionnelle des structures osseuses. Cette technique offre une visualisation beaucoup

plus détaillée des plateaux tibiaux, sans superposition. Elle permet ainsi des mesures de PTP plus précises. Cependant, la tomодensitométrie est rarement réalisée dans le cadre du bilan clinique standard d'une rupture du LCA, notamment en raison de l'irradiation qui est plus élevée que la radiographie conventionnelle.

1.1.4.3.3 L'imagerie par résonnance magnétique

L'IRM est également une modalité d'imagerie en coupe, mais elle repose sur l'utilisation de champs magnétiques et d'ondes radiofréquences. Elle permet d'obtenir de multiples images dans différents plans et offre une visualisation tridimensionnelle des structures osseuses. Les deux plateaux tibiaux peuvent ainsi être observés distinctement, rendant possible une mesure précise des PTP médiale et latérale, comme le scanner (Figure 1.7). Cependant, l'IRM est un examen plus long et plus coûteux. De plus, bien qu'il soit systématiquement réalisé lors d'une suspicion de rupture de LCA, les coupes ne s'étendent pas suffisamment sur le tibia pour avoir une bonne référence d'axe anatomique tibial.

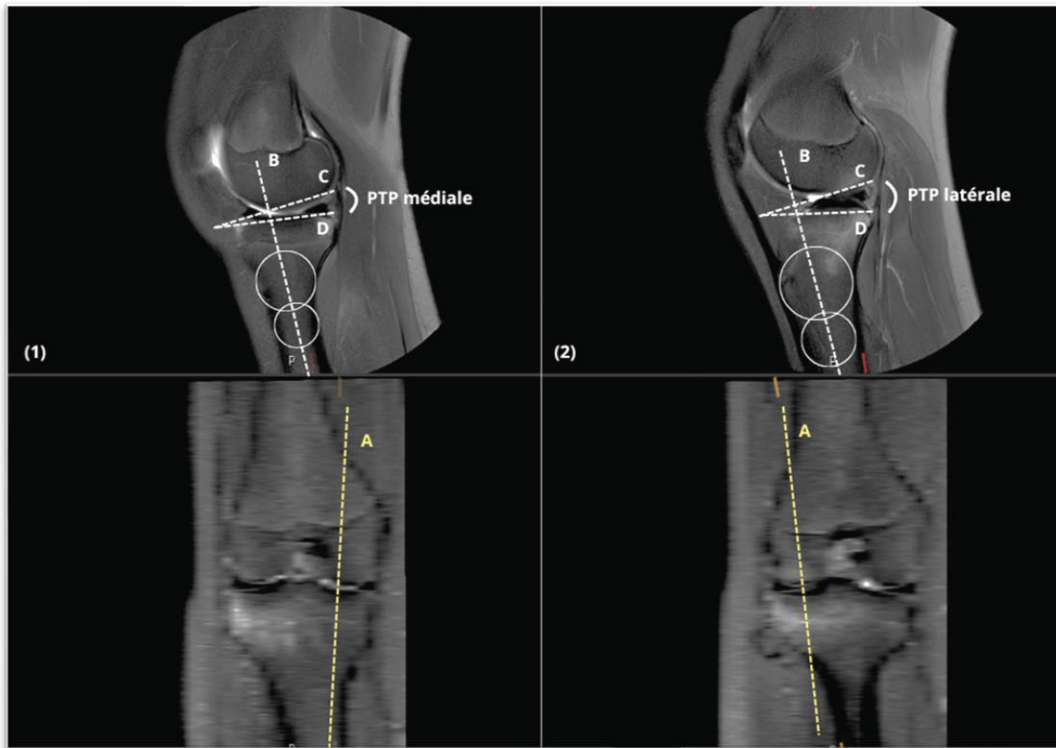


Figure 1.7 : Imagerie par résonance magnétique du genou droit. L'image supérieure correspond à la coupe sagittale utilisée pour la mesure de la PTP. L'angle de la PTP correspond à l'angle entre la tangente au plateau tibial médial ou latéral (D) et la perpendiculaire (C) à l'axe anatomique tibial (B). L'image inférieure correspond à la coupe frontale permettant d'identifier le compartiment tibial visualisé et de sélectionner la coupe sagittale passant au centre du plateau tibial médial (1) ou latéral (2).

IRM provenant de la BDD du CHU Sainte-Justine

1.1.4.4 Méthodes de mesure radiographique de la PTP

La littérature décrit cinq méthodes de mesure de la PTP sur la radiographie de profil reposant sur cinq axes de référence anatomiques (Figure 1.8), dont le cortex tibial antérieur (CTA), l'axe tibial anatomique (ATA), l'axe tibial anatomique proximal (ATAP), le cortex tibial postérieur (CTP) et l'axe fibulaire (AF).

La PTP correspond à l'angle formé entre une ligne perpendiculaire à l'axe de référence choisit et la ligne tangente aux plateaux tibiaux médial ou latéral en fonction de la pente mesurée (Peez et al., 2024).

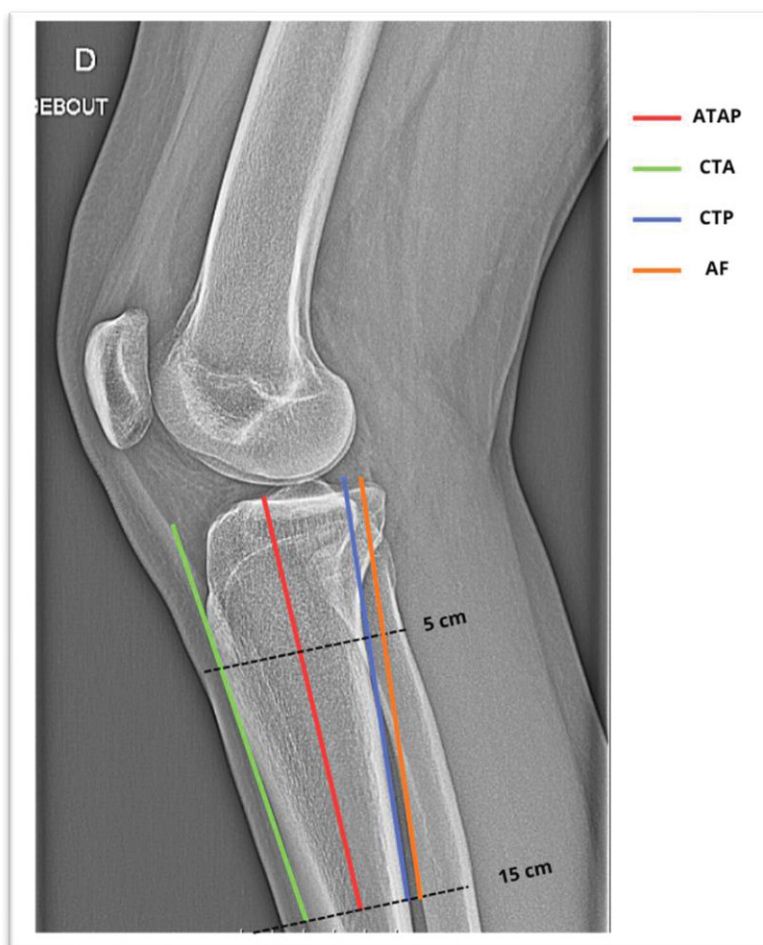


Figure 1.8 : Quatre axes de référence anatomiques pour la mesure de la PTP. L'axe de référence ATA est observable sur une radiographie de profil du tibia entier

Radiographie provenant de la BDD du CHU Sainte-Justine

Le cortex tibial antérieur (CTA) et le cortex tibial postérieur (CTP) sont définis comme les lignes reliant deux points situés sur le cortex antérieur ou postérieur du tibia proximal, à 5 et

15 cm distalement par rapport au plateau tibial. Cette approche s'inspire de la méthode originellement décrite par Moore et Harvey pour le cortex antérieur (Moore & Harvey, 1974).

L'axe tibial anatomique proximal (ATAP) correspond à la ligne reliant les points médians du diamètre cortical externe à 5 et 10 cm (PTAA10) ou à 5 et 15 cm (PTAA15) distalement à la tubérosité tibiale, selon la méthode de Dejour et Bonnin (Dejour & Bonnin, 1994).

L'axe tibial anatomique (ATA) est une ligne médio-diaphysaire reliant les points médians du diamètre cortical externe à 5 cm distalement de la tubérosité tibiale jusqu'à l'extrémité distale du tibia, au centre de la surface articulaire, permettant de mesurer la PTP sur la longueur totale de l'os. Cette méthode nécessite d'obtenir une radiographie du tibia entier.

Enfin, l'axe fibulaire (AF) correspond à la tangente au cortex antérieur du corps de la fibula (Peez et al., 2024).

1.2 Pathologie et chirurgie du LCA

1.2.1 Rupture et diagnostic du LCA

L'incidence des ruptures du LCA augmente depuis plusieurs années, avec des taux estimés entre 30 et 78 cas pour 100 000 personnes par an dans la population générale (Gans et al., 2018). Plus de 70 % des patients présentant une hémarthrose traumatique du genou ont une rupture du LCA (Mall & Paletta, 2013). Cette augmentation est particulièrement observée dans les sports impliquant des mouvements de pivot, de changements rapides de direction et de décélération, tels que le soccer, le rugby, le handball, ou encore le ski alpin. Elle concerne aussi bien les adultes que les adolescents (Mall & Paletta, 2013; Rousseau et al., 2023; Tamalet & Rochcongar, 2016). Les ruptures du LCA peuvent survenir avec ou sans contact, mais sont le

plus souvent liées à un mouvement de pivot avec le genou légèrement fléchi et le pied en appui au sol et également lors d'hyperextensions (Mall & Paletta, 2013; Tamalet & Rochcongar, 2016).

Le diagnostic commence généralement par des questions sur la blessure (par exemple : comment elle est survenue, ce que le patient ressent, où se situe la douleur ?), puis par des tests cliniques comme le test de Lachman et le test du « pivot shift ». Ces tests doivent être réalisés des deux côtés et comparés, afin de tenir compte des variations individuelles d'un patient à l'autre. Il est ensuite complété par des examens d'imagerie, comme les radiographies de profil et l'IRM.

1.2.1.1 Le test de Lachman

Le test de Lachman est généralement considéré comme le test clinique de référence pour détecter une rupture du LCA. Il consiste à maintenir le fémur stable et à tirer le tibia vers l'avant, avec le genou légèrement fléchi (Figure 1.9, A). Ce test présente une sensibilité élevée, rapportée autour de 85–87 % dans la littérature (Benjaminse et al., 2006a; Coffey & Bordoni, 2023; Prins, 2006), ce qui en fait un outil fiable pour exclure une rupture du LCA lorsqu'il est négatif (Benjaminse et al., 2006b; Malik et al., 2024; Mohan et al., 2025; Musahl & Karlsson, 2019).

1.2.1.2 Le test du « pivot shift »

Le test du pivot shift est un test dynamique qui permet d'évaluer la stabilité rotatoire du genou. Il reproduit une subluxation du tibia lors d'une rotation interne associée à une flexion. La présence d'un ressaut palpable ou visible signe une instabilité typique d'un LCA rompu (Figure 1.9, B). Dans la littérature, le test du pivot shift est décrit comme étant très spécifique et donc cela signifie qu'un résultat positif a une forte probabilité d'indiquer une rupture du LCA.

Cependant, sa sensibilité est plus faible que celle du test de Lachman. Cela limite sa fiabilité lorsqu'il est négatif, en particulier lorsque la douleur est très élevée car cela peut gêner la réalisation du test (Benjaminse et al., 2006b; Malik et al., 2024; Mohan et al., 2025; Musahl & Karlsson, 2019).

La gravité du « pivot shift » (grade de 0 à 3), dépend non seulement de l'état du LCA, mais aussi de la morphologie osseuse du genou, notamment la forme du plateau tibial latéral et du condyle fémoral latéral (Kataoka et al., 2022; Pearle et al., 2021). Des études montrent que certaines variations morphologiques, comme une PTP latérale plus élevée du plateau tibial, sont associées à un déplacement tibial plus important lors du pivot shift, et donc d'une instabilité importante du genou (Kataoka et al., 2022).

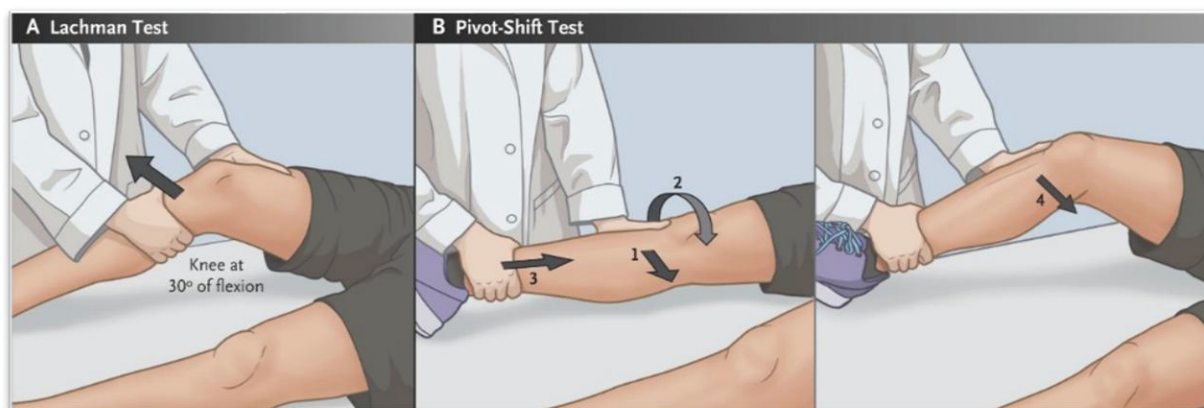


Figure 1.9 : Tests cliniques dans le diagnostic de rupture du LCA. A) Le test de Lachman : réalisé avec le genou fléchi à environ 30°, une main stabilise le fémur et l'autre applique un déplacement antérieur du tibia. B) Le test du pivot shift : association d'une mise en place du genou en valgus (1), d'une rotation interne tibiale (2), d'une subluxation antérieure du tibia (3) puis de sa réduction lors de la flexion (4)

Tiré avec autorisation de Musahl & Karlsson (2019), Copyright Massachusetts Medical Society

1.2.2 Opérations du LCA

La chirurgie du LCA a beaucoup évolué au fil du temps. Les traitements reposaient principalement sur des approches conservatrices ou sur la réparation directe du ligament mais ces méthodes donnaient souvent des résultats limités avec une instabilité persistante du genou (Lind et al., 2023; Schindler, 2012).

À partir des années 1970, la reconstruction chirurgicale du LCA est devenue la prise en charge de référence. Cette reconstruction consiste à remplacer le ligament rompu par une greffe tendineuse. Le tendon rotulien a longtemps été le greffon le plus utilisé avant que les tendons ischio-jambiers deviennent une alternative courante, notamment en raison d'une bonne récupération fonctionnelle et d'une douleur post-chirurgie généralement plus faible (Cerulli et al., 2013; Chambat et al., 2013; Schindler, 2012). Plus récemment, le tendon quadricipital est également devenu une option fiable, offrant un bon compromis entre solidité de la greffe et réduction des complications au site de prélèvement du greffon. Aujourd'hui, le choix de la technique chirurgicale et du type de greffe dépend principalement du profil du patient, de ses activités, des objectifs fonctionnels et des préférences du chirurgien orthopédiste (Cerulli et al., 2013; Lind et al., 2023).

Au-delà de la technique chirurgicale, certains facteurs anatomiques peuvent également influencer le risque d'échec de la reconstruction du LCA. Parmi eux, une PTP élevée est aujourd'hui considérée comme un facteur biomécanique à risque, pouvant dans certains cas mener à une ostéotomie de réduction de pente afin de diminuer ce facteur (Mandalia et al., 2023b; Sonnery-Cottet et al., 2014; Vivacqua et al., 2023).

1.2.3 Test isocinétique

À la suite de la reconstruction chirurgicale du LCA, une évaluation fonctionnelle du genou est habituellement réalisée avant d'autoriser le retour au sport. Le test isocinétique est l'une des méthodes de référence pour évaluer la fonction musculaire du genou (Cvjetkovic et al., 2015; Rivera-Brown et al., 2022). Le patient est installé assis sur une chaise, avec le tronc et la cuisse stabilisés afin d'isoler l'articulation du genou. Il réalise ensuite des séries de flexions et d'extensions du genou en exerçant un effort maximal, permettant de mesurer la force développée par les quadriceps lors de l'extension et par les ischio-jambiers lors de la flexion à différentes vitesses angulaires. Il est ainsi possible d'observer si la capacité des muscles est suffisante pour assurer la stabilité dynamique du genou, en complément de la stabilité passive apportée par le greffon (Cvjetkovic et al., 2015; Rivera-Brown et al., 2022).

L'analyse de la symétrie inter-membres, notamment à l'aide du Limb Symmetry Index (LSI), permet de comparer les performances du membre opéré à celles du membre controlatéral. Le LSI correspond au ratio entre la performance du membre atteint et celle du membre sain, généralement exprimé en pourcentage. Un LSI proche de 100 % indique une bonne récupération de la symétrie musculaire. L'évaluation des ratios musculaires, en particulier le ratio ischio-jambiers/quadriceps, permet également d'apprécier l'équilibre entre les groupes musculaires impliqués dans la stabilité dynamique du genou (Rivera-Brown et al., 2022).

Avant la reconstruction chirurgicale du LCA, le test isocinétique présente également un intérêt clinique. Il permet d'observer les déficits de force des quadriceps et des ischio-jambiers dus à la rupture du LCA. La force musculaire mesurée avant l'intervention est liée à la récupération fonctionnelle après reconstruction. Il est donc important d'avoir un bon niveau de force préopératoire pour favoriser une meilleure récupération postopératoire (Riesterer et al., 2020).

De plus, en cas de déficit du LCA, le ligament ne joue plus son rôle de stabilisation et le tibia a tendance à se déplacer davantage vers l'avant. La stabilité du genou dépend alors principalement de l'action des ischio-jambiers, d'où l'importance d'évaluer la fonction musculaire.

1.3 Cinématique du genou

1.3.1 Plans étudiés

L'étude du mouvement humain s'appuie sur trois plans anatomiques de référence : le plan sagittal, le plan frontal et le plan transverse. Ces plans sont définis à partir de la position anatomique standard (Figure 1.10). Ils servent de repères pour décrire et analyser les mouvements articulaires de façon cohérente (Manolova, A, 2011).

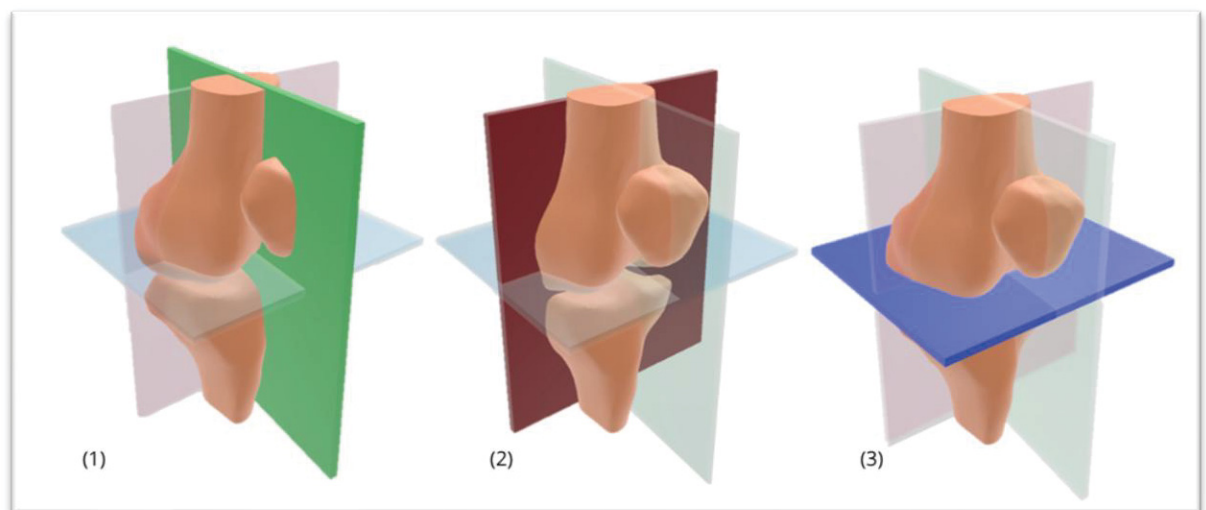


Figure 1.10 : Les plans anatomiques de référence. (1) Le plan sagittal, (2) le plan frontal et (3) le plan transverse

Au niveau du genou, les mouvements de flexion-extension et de déplacements antéro-postérieurs s'effectuent dans le plan sagittal. Le plan frontal est utilisé pour décrire les mouvements latéraux du genou, correspondant à l'abduction et l'adduction, aussi appelées valgus et varus. Le plan transverse permet de décrire les mouvements de rotation tibiale interne et externe, qui jouent un rôle important dans la stabilité rotatoire du genou (Manolova, A, 2011).

1.3.2 Cycle de marche

Le cycle de marche s'étend de 0 à 100 % et se compose d'une phase d'appui, représentant environ 60 % du cycle, et d'une phase d'oscillation, représentant les 40 % restants (Federer, 2025; Perry, 2010). Chaque phase est divisée en sous-phases (Figure 1.11).

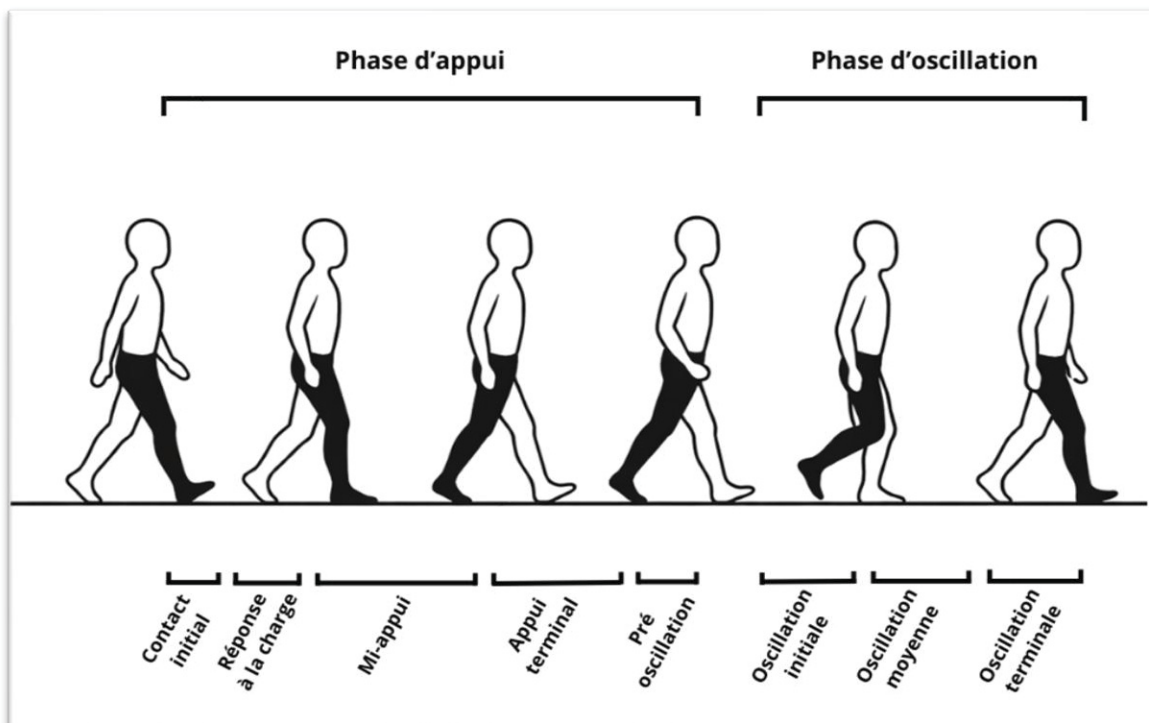


Figure 1.11 : Les phases du cycle de marche

Les sous-phases du cycle de marche sont décrites comme suit (Federer, 2025; Perry, 2010) :

1. Phase d'appui

- Contact initial (0 - 2 %) : le pied entre en contact avec le sol, généralement par le talon.
- Réponse à la charge (2 - 12 %) : l'ensemble du pied est en contact avec le sol.
- Mi-appui (12 - 31 %) : passage du centre de masse au-dessus du membre porteur avec une progression du corps vers l'avant.
- Appui terminal (31 - 50 %) : décollement progressif du talon et propulsion du corps vers l'avant.
- Pré-oscillation (50 - 62 %) : phase de transition entre l'appui et l'oscillation, marquée par le décollement progressif du pied.

2. Phase d'oscillation

- Oscillation initiale (62 - 75 %) : le pied quitte le sol et la jambe commence à avancer.
- Oscillation moyenne (75 - 87 %) : la jambe oscille vers l'avant avec un dégagement du pied par rapport au sol.
- Oscillation terminale (87 - 100 %) : phase finale de l'oscillation préparant la jambe au contact initial suivant.

1.4 Méthodes de mesure et d'analyse

Les deux principales méthodes utilisées pour la mesure et l'analyse de la cinématique du genou durant la marche sont la fluoroscopie et les capteurs optoélectroniques.

1.4.1 Fluoroscopie

La fluoroscopie est une technique d'imagerie médicale qui utilise des rayons X pour mesurer avec précision le mouvement articulaire *in vivo* en temps réel. Elle peut être monoplan ou biplan.

La fluoroscopie monoplan permet d'estimer la cinématique tridimensionnelle du genou avec une précision élevée à partir d'images radiographiques bidimensionnelles combinées à un modèle osseux obtenu par tomodensitométrie ou images par résonance magnétique (Banks & Hodge, 1996).

La fluoroscopie biplanaire utilise deux systèmes de rayons X synchronisés permettant une reconstruction tridimensionnelle directe du mouvement osseux lors d'activités dynamiques telles que la marche (Tashman & Anderst, 2003). Cette approche est particulièrement adaptée à l'analyse de la cinématique du genou car elle permet de visualiser directement les os et d'éliminer les artefacts liés au mouvement de la peau observés avec les systèmes optoélectroniques. Des développements récents ont encore amélioré les systèmes de fluoroscopie biplanaire grâce à une meilleure synchronisation et calibration des dispositifs d'imagerie, permettant un suivi plus précis et plus fiable des mouvements articulaires lors d'activités de la vie quotidienne comme une marche inclinée ou monter les escaliers (Figure 1.12) (Planta et al., 2025).



Figure 1.12 : Marche inclinée et montée d'escaliers mesurés par fluoroscopie biplanare
Tiré avec autorisation de Planta et al. (2025), Creative Commons Attribution License

Toutefois, la fluoroscopie présente certaines limites, notamment l'exposition aux radiations, un champ d'acquisition restreint et une mise en œuvre expérimentale complexe et volumineuse.

1.4.2 Systèmes optoélectroniques

Les systèmes optoélectroniques sont des dispositifs d'analyse du mouvement qui reposent sur l'utilisation de caméras infrarouges et de marqueurs réfléchissants placés sur le corps du patient. Les marqueurs sont fixés à la surface de la peau selon des repères anatomiques précis et réfléchissent la lumière infrarouge émise. Les caméras infrarouges peuvent alors détecter les positions des capteurs et reconstruire la trajectoire des segments corporels en trois dimensions. Cette technologie permet ainsi de suivre le mouvement du patient en temps réel et d'analyser l'ensemble d'un cycle de marche complet.

Contrairement à la fluoroscopie, les systèmes optoélectroniques n'utilisent pas de rayonnements X, ce qui permet de répéter les acquisitions et d'assurer un suivi des patients sur le long terme sans risque pour la santé. Leur mise en œuvre nécessite toutefois une salle dédiée

pour ne pas avoir à déplacer les caméras infrarouges ainsi qu'un personnel formé à la pose précise des marqueurs.

Le principal inconvénient de l'analyse de la marche conventionnelle avec les systèmes optoélectroniques réside dans la présence d'artefacts des tissus mous, liés au fait que les marqueurs sont placés sur la peau plutôt que directement sur les structures osseuses. Ce phénomène peut entraîner des erreurs importantes dans l'estimation de la cinématique articulaire, en particulier au niveau du genou (Ancillao et al., 2021; Cappozzo et al., 1996; Cereatti et al., 2006).

1.4.3 KneeKG

Le système KneeKG est un dispositif d'analyse de la cinématique du genou spécifiquement développé pour réduire les artefacts des tissus mous. Contrairement aux méthodes d'analyse de la marche classique, les marqueurs réfléchissants sont fixés sur des corps rigides. Cette architecture permet de définir les repères nécessaires à la reconstruction du mouvement et de limiter les artefacts des tissus mous (Hagemeister et al., 2005; Lustig et al., 2012).

La réalisation d'une acquisition avec le système KneeKG comprend plusieurs étapes.

1.4.3.1 Mise en place du dispositif

La première étape est la mise en place du KneeKG sur le patient. La ceinture pelvienne est installée en premier, suivie de la plaque tibiale, puis du harnais fémoral (Figure 1.13). Le patient est ensuite invité à marcher sur un tapis roulant pour s'habituer au dispositif et définir sa vitesse de marche confortable.

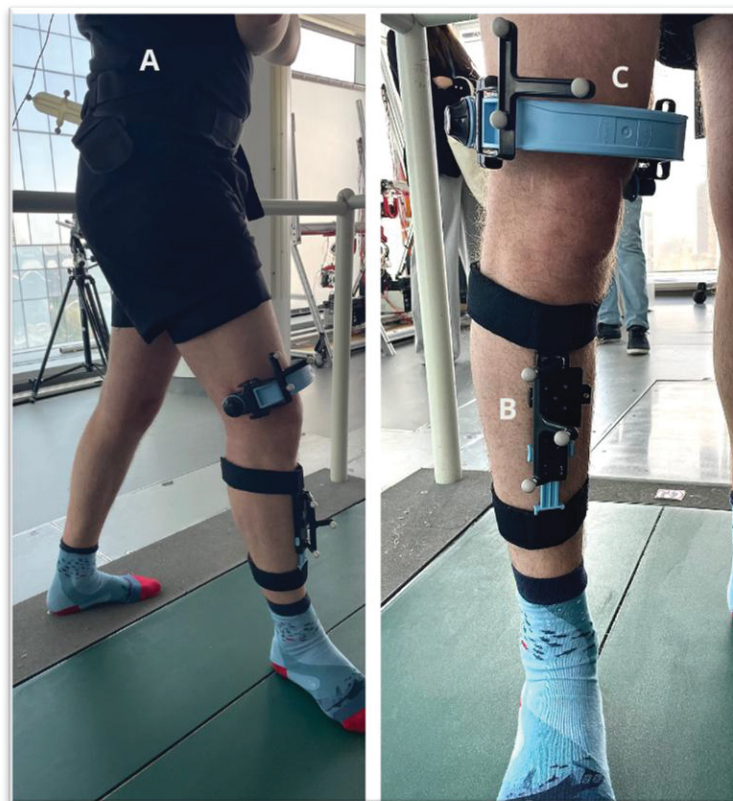


Figure 1.13 : Dispositif du KneeKG avec la ceinture pelvienne (A), la plaque tibiale (B) et le harnais fémoral (C)

1.4.3.2 Calibration

La deuxième étape, la phase de calibration, consiste à déterminer les centres articulaires de la hanche, du genou et de la cheville, ainsi que les systèmes de coordonnées osseux (Hagemeister et al., 2005).

Cette calibration débute par la définition d'un repère spatial de référence. Pour ce faire, un pointeur muni d'un marqueur réfléchissant est utilisé pour désigner trois points au niveau du tapis de marche. Ces trois points vont permettre de référencer à la caméra infrarouge le sens de la marche et la position du tapis.

Les repères anatomiques de la jambe, tels que les malléoles et les condyles fémoraux sont ensuite identifiés avec le pointeur afin de définir les centres articulaires. Le centre de la cheville est défini comme le point médian entre les malléoles médiale et latérale. Le centre articulaire de la hanche est déterminé à partir d'un mouvement de circumduction, puis calculé selon la méthode décrite par Siston et Delp en 2006 (Siston & Delp, 2006). Concernant le genou, une première estimation de son centre articulaire est obtenue à partir du point médian entre les condyles fémoraux interne et externe. Le patient réalise ensuite plusieurs mouvements de flexion-extension du genou afin de définir l'axe fonctionnel de rotation. Le centre articulaire du genou correspond alors à la projection du point médian des condyles sur cet axe de flexion-extension.

Selon la méthode décrite par Hagemeister et al. (2005), l'axe longitudinal de chaque segment osseux est défini à partir des centres articulaires adjacents. Pour le tibia, cet axe correspond à la droite reliant le centre articulaire de la cheville au centre du genou, tandis que pour le fémur, il relie le centre du genou au centre de la hanche.

La position neutre du genou est ensuite identifiée lors d'un essai spécifique au cours duquel le patient réalise de légers mouvements de flexion et d'hyperextension, les pieds maintenus parallèles. La position pour laquelle les axes longitudinaux du fémur et du tibia sont les plus alignés dans le plan vertical virtuel est considérée comme la position de flexion nulle du genou. Cette position de référence permet de définir l'axe antéro-postérieur de l'articulation et, par convention, la rotation tibiale y est fixée à zéro. Cet axe correspond à l'axe sagittal de l'articulation.

À partir de cette définition, l'axe antéro-postérieur du genou est déterminé comme l'axe perpendiculaire à l'axe sagittal et à l'axe normal du plan frontal, ce qui permet de définir un

système de coordonnées anatomiques pour l'analyse de la cinématique du genou lors de la marche.

Cette phase de calibration permet de définir de manière précise et reproductible les repères spatiaux, les centres articulaires et les systèmes de coordonnées osseux de la cinématique du genou (Hagemeister et al., 2005).

La reproductibilité du système KneeKG est évaluée par des coefficients de corrélation intraclass (ICC), qui mesurent la cohérence des résultats entre différentes mesures répétées (mêmes sujets, mêmes conditions). Des ICC proches de 1 traduisent une très bonne fiabilité et une faible variabilité des mesures. D'après la littérature, les ICC du KneeKG sont d'environ 0,88 à 0,94 en intra-observateur et 0,89 à 0,93 en inter-observateur, ce qui confirme une très bonne reproductibilité (Labbe et al., 2008).

L'exactitude est estimée par comparaison à la fluoroscopie et montre des erreurs moyennes de 0,4° à 0,8° pour les rotations et de 0,8 à 2,2 mm pour les déplacements antéro-postérieurs par rapport aux valeurs de références (Hagemeister et al., 2005; Lustig et al., 2012).

1.4.3.3 La phase d'acquisition et interprétation des données

La dernière étape correspond à la phase d'acquisition des données. Le patient est invité à marcher sur le tapis roulant pendant 45 secondes, à deux reprises, à la vitesse de marche préalablement déterminée, en regardant droit devant afin de limiter les variations posturales.

Au cours de cette acquisition, une reconstruction tridimensionnelle des structures osseuses du patient est affichée et synchronisée avec le mouvement de marche (Figure 1.14).

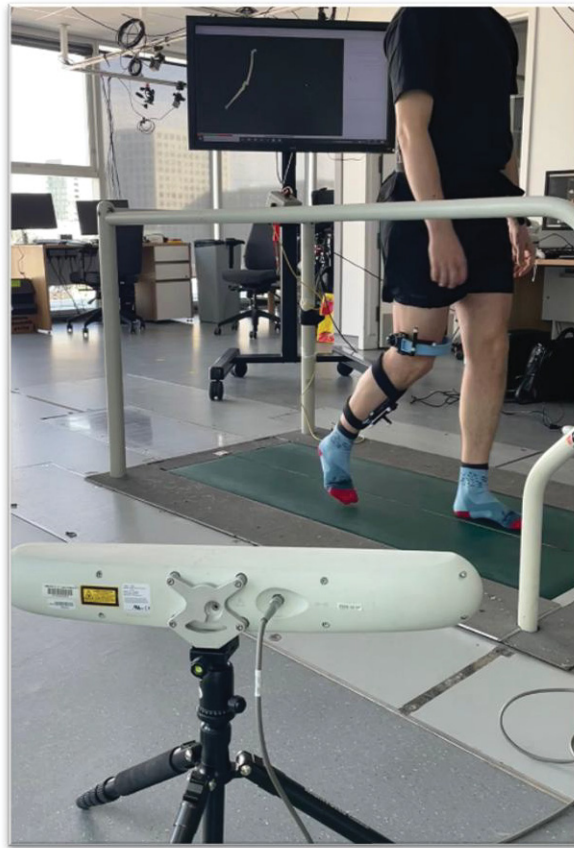


Figure 1.14 : Acquisition avec le KneeKG

À l'issue de l'acquisition, différents rapports peuvent être générés, notamment les rapports pour les patients souffrant d'arthrose, principalement utilisés en pratique clinique. Ces rapports permettent d'identifier les principales altérations de la marche et d'orienter la prise en charge rééducative en proposant des exercices adaptés aux déficits observés.

L'analyse repose également sur l'extraction de quatre courbes cinématiques représentant l'évolution des déplacements et des rotations du genou sur l'ensemble du cycle de marche. Il est nécessaire de sélectionner manuellement le premier minimum, correspondant au moment du contact initial du talon avec le sol, afin de définir le début du cycle de marche. L'acquisition retenue est celle présentant le plus grand nombre de cycles de marche valides,

avec un minimum de 15 cycles requis pour considérer que la cinématique obtenue est représentative de la marche habituelle du patient.

Les résultats finaux comprennent une courbe de flexion-extension, une courbe d'abduction-adduction, une courbe de rotation interne-externe, ainsi qu'une courbe représentant le déplacement antéro-postérieur du centre du genou tout au long du cycle de marche.

La littérature portant sur l'analyse de la marche dans le contexte des ruptures du LCA se concentre principalement sur les paramètres angulaires du genou, notamment la flexion-extension et les mouvements rotatoires. Ce sont les variables qui sont les plus fréquemment mises en avant (Shabani et al., 2015). Le déplacement antéro-postérieur du genou n'apparaît pas comme un paramètre de premier plan dans ces études et reste relativement peu étudiée.

Certaines études rapportent des différences de déplacement antérieur du tibia chez les patients présentant une rupture du LCA, suggérant un rôle dans la stabilité du genou (Yan et al., 2019; Yang et al., 2018). Cependant, ces résultats restent limités et concernent uniquement des populations adultes. À ce jour, le déplacement antéro-postérieur du genou pendant la marche n'est pas étudié dans la population pédiatrique.

1.4.4 Clustering

Le clustering, ou classification non supervisée, regroupe des méthodes statistiques et d'apprentissage automatique qui permettent de rassembler des données similaires en groupes homogènes (clusters), sans connaître à l'avance les classes auxquelles elles appartiennent (Jain et al., 1999; Xu & Wunsch, 2005). Le principe fondamental du clustering consiste à regrouper les données qui sont les plus similaires possibles entre elles, et en même temps les plus différentes possibles de celles des autres clusters (Figure 1.15). Cela s'appuie généralement sur des métriques de distance adaptées à la nature des données analysées (Everitt, 2011).

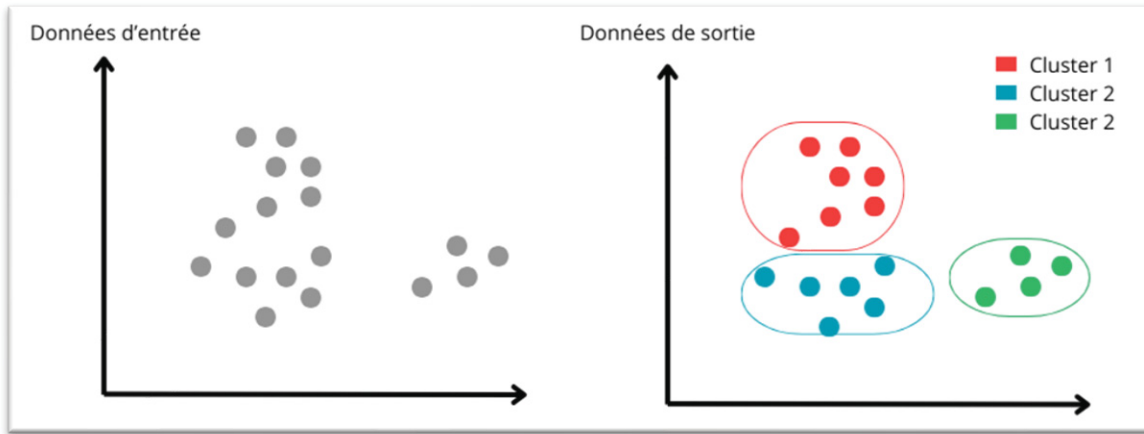


Figure 1.15 : Exemple schématique du clustering

Les méthodes de clustering peuvent être classées en grandes familles, comme les méthodes de partitionnement, hiérarchiques et basées sur des modèles ou la densité. Le choix de la méthode dépend principalement des caractéristiques des données, telles que la dimension, la variabilité interindividuelle et la présence de bruit (Everitt, 2011; Xu & Wunsch, 2005). Les articles de revue soulignent également l'importance de standardiser les données et de sélectionner les variables appropriées afin d'obtenir des clusters faciles à interpréter (Jain, 2010).

En biomécanique et en sciences du mouvement, le clustering est souvent utilisé pour étudier la diversité des patrons de mouvement et identifier différents profils fonctionnels au sein d'une population. Plusieurs articles recensés dans la revue de Halilaj et al. en 2018 montrent que ces approches sont très utiles pour analyser des données cinématiques, notamment dans l'étude de la marche et des pathologies musculosquelettiques, car elles vont au-delà des analyses basées sur des moyennes (Halilaj et al., 2018).

CHAPITRE 2

PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS

La rupture du LCA est une atteinte fréquente du genou, en particulier chez les sujets jeunes et physiquement actifs. Malgré l'amélioration continue des techniques chirurgicales et des protocoles de rééducation, certains patients présentent encore une instabilité du genou ou des difficultés lors du retour au sport après reconstruction. Ces différences entre patients suggèrent que l'évolution clinique ne dépend pas uniquement de la prise en charge chirurgicale, mais pourrait également être influencée par des facteurs propres à chaque individu, tels que des caractéristiques anatomiques, biomécaniques ou fonctionnelles.

La PTP est reconnue comme étant un facteur anatomique majeur de la biomécanique tibio-fémorale. Une PTP augmentée favoriserait mécaniquement le déplacement antérieur du tibia par rapport au fémur lors des activités en charge. Cette augmentation du déplacement antéro-postérieur entraîne une sollicitation importante du LCA natif ou du greffon et donc contribue à un risque plus élevé de rupture initiale ou répétée. Cette relation est bien établie sur le plan statique (Bernhardson et al., 2019; Lin et al., 2020; Mazy et al., 2025; Todd et al., 2010; Webb et al., 2013), mais la manière dont la PTP influence la cinématique du genou en conditions dynamiques, notamment lors de la marche, n'a pas été étudiée.

L'hypothèse qui en découle est que la PTP influencerait également la cinématique du genou en conditions dynamiques. En effet, durant la marche, et plus particulièrement au cours de la phase d'appui, le genou est soumis à des charges importantes. Dans ce contexte, et de manière similaire à ce qui est observé en statique, une PTP élevée tendrait à augmenter un déplacement antérieur du tibia et donc des contraintes plus importantes sur le LCA ou sur le greffon.

La genougraphie, et plus particulièrement le système KneeKG, est un outil intéressant pour étudier ces mécanismes. En permettant une mesure non invasive, reproductible et tridimensionnelle de la cinématique du genou tout en limitant les artefacts des tissus mous, la genougraphie permet d'analyser le déplacement antéro-postérieur en conditions réelles.

L'objectif principal de ce projet est donc d'évaluer l'utilité de la genougraphie (KneeKG) dans l'analyse du déplacement antéro-postérieur du genou chez des patients pédiatriques ayant une rupture du LCA afin d'identifier des patrons cinématiques dynamiques associés à un risque élevé de rupture initiale ou répétée du LCA.

À l'avenir, l'identification de ces profils pourrait devenir des biomarqueurs importants dans la rupture du LCA. Cela permettrait de mieux comprendre le rôle de la PTP dans l'instabilité du genou, ainsi que l'influence d'autres facteurs biomécaniques ou fonctionnels, avec pour objectif d'offrir une prise en charge clinique plus adaptée.

CHAPITRE 3

MÉTHODOLOGIE

3.1 Les données démographiques

Le projet repose sur l'exploitation d'une base de données (BDD) existante provenant de l'Hôpital CHU Sainte-Justine et transférées au CHUM sous le certificat d'éthique numéro MEO-21-2026-13323. Cette BDD regroupe des informations démographiques, cinématiques, cliniques, radiographiques et isocinétiques recueillies chez des adolescents présentant une rupture du LCA. L'ensemble des données a été collecté en phase préopératoire, dans le cadre d'évaluations cliniques et de diagnostic chirurgical.

Les données démographiques comprennent l'âge, le sexe et le côté atteint par la rupture du LCA. Les données biomécaniques proviennent des analyses de la marche réalisées à l'aide du système KneeKG. En complément, des données issues des examens cliniques préopératoires ont été recensées dont les tests manuels d'instabilité du genou, tels que le test de Lachman et le test du « pivot shift ». Enfin, la BDD comprend également des données radiographiques du genou, utilisées pour la mesure de la PTP.

Initialement, la cohorte comprenait 148 patients présentant une rupture du LCA et ayant bénéficié d'une analyse de la marche par le système KneeKG.

Dans un premier temps, seuls les patients pour lesquels une mesure de la PTP était disponible à partir des radiographies ont été retenus, réduisant l'effectif à 92 sujets. Cette étape était nécessaire afin de permettre l'étude du lien entre la PTP et la cinématique dynamique du genou.

Dans un second temps, seuls les patients évalués en période préopératoire ont été retenus, réduisant l'effectif à 70 sujets.

Ensuite, les patients présentant un délai supérieur à un an entre la rupture du LCA et la réalisation de l'analyse de la marche ont été exclus, afin de limiter l'influence de mécanismes compensatoires liés à l'évolution temporelle de la blessure. Cette étape permet de garantir que les données biomécaniques reflètent un état fonctionnel proche de la phase initiale post-rupture. Cette sélection a conduit à un effectif de 61 patients.

Enfin, une vérification de la qualité des données cinématiques issues du système KneeKG a été réalisée. Seuls les sujets présentant des courbes cinématiques valides, sans valeurs aberrantes, ont été inclus dans l'analyse finale.

À l'issue de ce processus de sélection, l'échantillon final comprenait 57 patients (Figure 3.1).

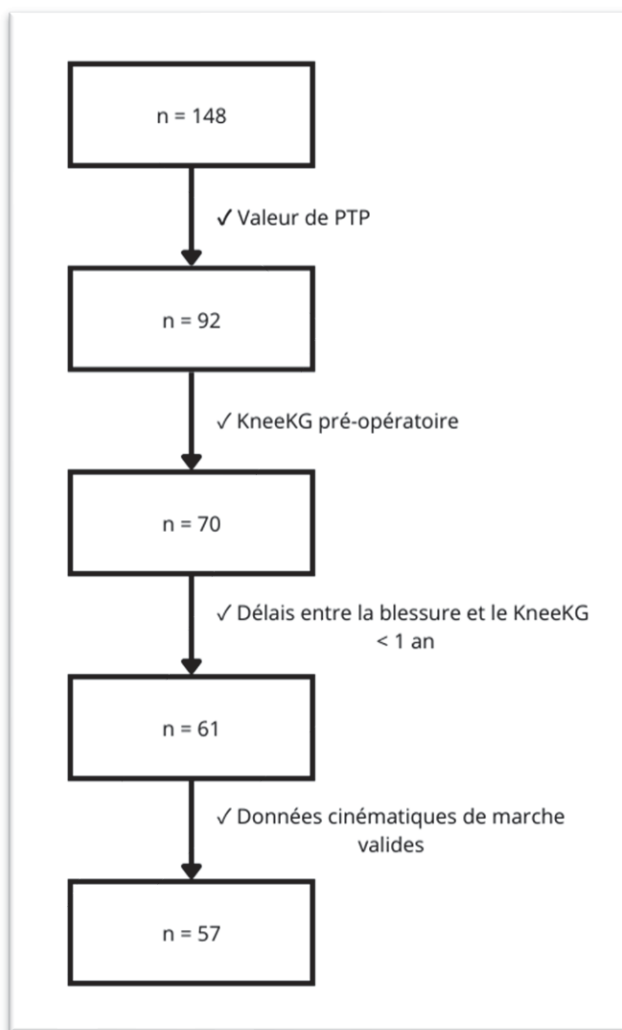


Figure 3.1 : Triage pour l'obtention de la BDD finale

Concernant les informations démographiques, la cohorte est composée de 41 femmes et 16 hommes. La moyenne d'âge des patients est de 15 ans $\pm$ 1,5 ans.

3.2 Les données radiographiques

La PTP a été mesurée à partir des radiographies conventionnelles de profil du genou dans le compartiment médial. Pour ces mesures, l'axe tibial antéro-postérieur (ATAP) a été utilisé

comme axe de référence. La méthode est présentée dans la revue de littérature au Chapitre 1.1.4. La PTP mesurée correspond à l'angle formé entre la perpendiculaire à l'axe de référence et la tangente au plateau tibial médial. L'ensemble des mesures de PTP a été réalisé par un même chirurgien orthopédiste. Cette procédure a permis d'assurer la répétabilité et la fiabilité des mesures radiographiques au sein de la population étudiée, en limitant la variabilité liée à l'opérateur.

Les valeurs de PTP mesurées s'étendent de 5° à 13° avec une moyenne de $9^{\circ} \pm 2^{\circ}$ (Figure 3.2).

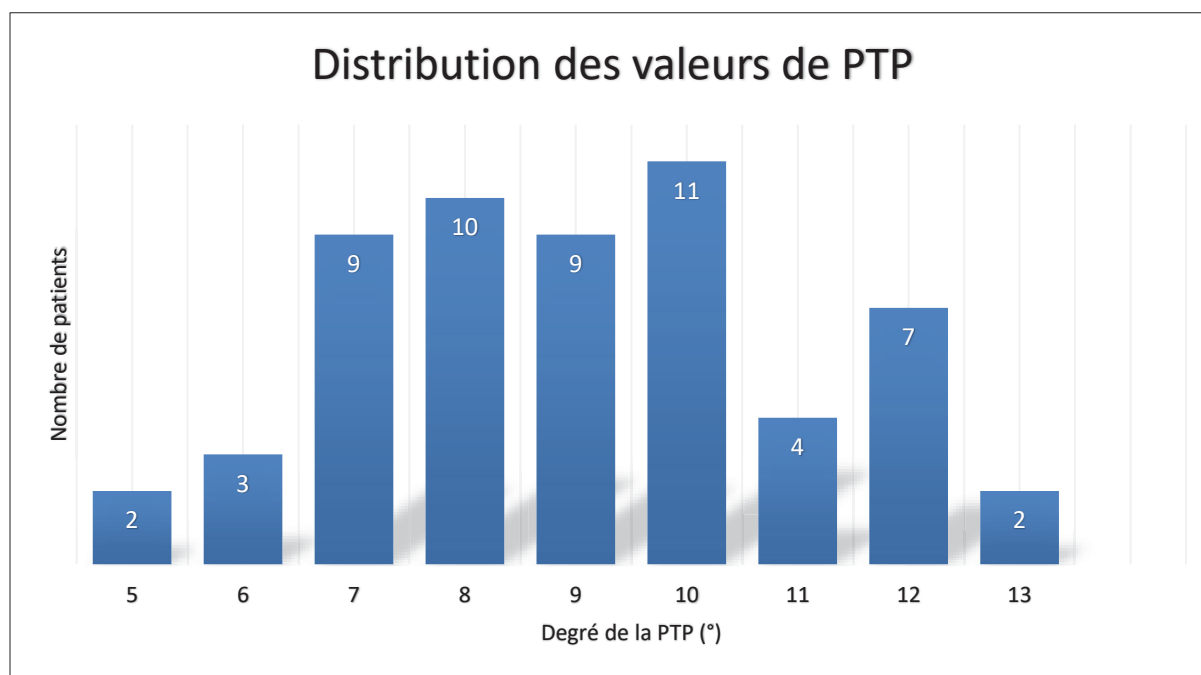


Figure 3.2 : Distribution des valeurs de PTP sur 57 patients

3.3 Les données cliniques

Les données cliniques ont été recueillies au même moment que les données radiographiques. L'examen clinique comprenait le test de Lachman et le test du pivot shift, réalisés selon les méthodes décrites dans la littérature au Chapitre 1.2.1. Le test de Lachman consiste à évaluer

le déplacement antérieur du tibia par rapport au fémur avec le genou légèrement fléchi, tandis que le test du pivot shift permet d'évaluer l'instabilité rotatoire du genou lors d'un mouvement combinant flexion et rotation interne. Les résultats ont été rapportés sous forme de grades. Bien que toutes les données cliniques n'aient pas été disponibles pour l'ensemble des patients, une majorité de la cohorte dispose de ces informations.

3.4 Les données cinématiques

Les acquisitions des données cinématiques à l'aide du système KneeKG ont été réalisées de la même façon que cela a été décrit dans la revue littérature dans le Chapitre 1.4.3.

Afin d'améliorer la précision et la répétabilité de la détection des cycles de marche, un script Python basé sur la cinématique des malléoles a été utilisé pour redéfinir les cycles de marche. Cette approche, inspirée des travaux de Zeni et Higginson en 2009, permet de calculer la position des malléoles médiale et latérale à partir des données cinématiques. Selon cette méthode, le début du cycle de marche est défini au moment où la malléole médiale atteint sa position la plus antérieure sur l'axe antéro-postérieur défini lors de la calibration, correspondant à l'attaque du talon. Contrairement à une sélection manuelle basée sur le premier minimum, cette méthode permet de détecter automatiquement le début de chaque cycle et de s'assurer que l'ensemble des cycles commence exactement au même moment (Zeni & Higginson, 2009). Plusieurs cycles consécutifs sont moyennés afin d'obtenir un cycle de marche représentatif, puis ramenés à 101 points pour normaliser le cycle et faciliter la comparaison des courbes cinématiques entre les sujets.

Une fois le découpage et la normalisation temporelle réalisés, les valeurs cinématiques du genou sont extraites pour les quatre angles analysés : flexion–extension, abduction–adduction, rotation interne–externe et déplacement antéro-postérieur. Ces valeurs correspondent à

l'évolution moyenne du mouvement du genou sur l'ensemble du cycle de marche, de 0% à 100%, et débutant au contact initial du talon.

Le déplacement antéro-postérieur analysé dans cette étude ne représente pas un déplacement anatomique direct du tibia par rapport au fémur telle qu'il peut être mesuré sur des radiographies en conditions statiques. Il s'agit ici d'un déplacement fonctionnel du centre du genou observé au cours de la marche. Conformément à la méthodologie décrite dans la littérature au Chapitre 1.4.3.2, le centre du genou est estimé à partir de la position des deux malléoles, puis affiné à l'aide des mouvements réalisés lors de la phase dynamique de la calibration. Cette approche permet d'obtenir une estimation fonctionnelle du centre articulaire du genou. Le déplacement antéro-postérieur de ce centre du genou au cours du cycle de marche est ensuite extrait (Figure 3.3). Il est également possible d'obtenir le déplacement proximal-distal et médio-latéral du centre du genou.

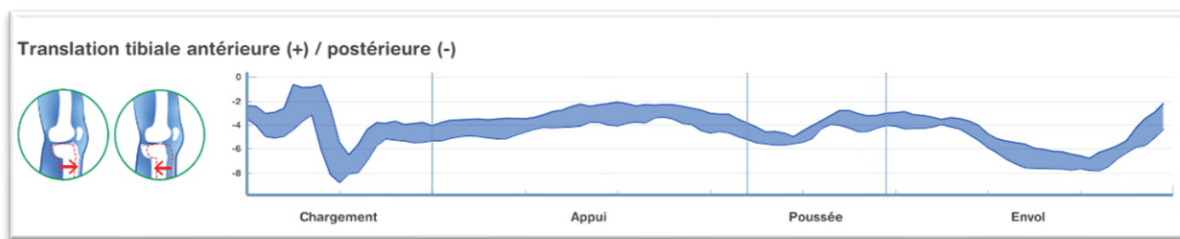


Figure 3.3 : Exemple de courbe de déplacement antéro-postérieur provenant d'un sujet sain (sans pathologie du genou) obtenue à la suite de l'estimation fonctionnelle du déplacement du centre articulaire du genou

3.5 Les données isocinétiques

Des tests isocinétiques ont été réalisés la même journée que les acquisitions cinématiques. Ce test permet d'évaluer la force des muscles du genou lors de mouvements réalisés à vitesse constante afin de caractériser l'état musculaire des patients au moment de l'analyse de la marche. Ils fournissent des informations sur la force des quadriceps et des ischio-jambiers,

ainsi que sur leur équilibre musculaire à travers le ratio ischio-jambiers/quadriceps comme expliqué dans la revue de littérature au Chapitre 1.2.3.

Après le recueil, la vérification et le tri de l'ensemble des données, les analyses du déplacement antéro-postérieur issues de cette méthodologie font l'objet de deux chapitres distincts. Le premier est consacré à l'étude de la relation entre la PTP et la cinématique du genou, à l'aide d'analyses statistiques temporelles réalisées avec la méthode SPM1D. Le second chapitre porte sur l'identification de patrons cinématiques de déplacement antéro-postérieur avec l'aide de clustering qui visent à mettre en évidence des sous-groupes de patients présentant des comportements fonctionnels distincts.

CHAPITRE 4

ÉTUDE 1 : LA PTP

4.1 Objectif et méthodologie

La PTP est un facteur anatomique reconnu pour son influence sur la stabilité antéro-postérieure du genou, en particulier chez les patients présentant une rupture du LCA. De nombreuses études ont montré qu'une PTP élevée est associée à un déplacement antérieur du tibia plus important en conditions statiques. En revanche, ce facteur anatomique lors d'une tâche dynamique telle que la marche reste encore peu étudié.

L'objectif de ce chapitre vise donc à analyser la relation entre la PTP et la cinématique du genou au cours du cycle de marche en s'appuyant sur les données issues de la genougraphie. Plus précisément, il s'agit d'analyser l'influence de la PTP sur le déplacement antéro-postérieur du genou tout au long du cycle de marche, de comparer les profils cinématiques entre des patients présentant des valeurs de PTP différentes et d'identifier les phases du cycle de marche au cours desquelles cette relation pourrait être significative.

Pour répondre à cet objectif, les données cinématiques de la marche et radiographique pour la mesure de la PTP ont été recensées dans une base de données vérifiée et triée comme décrit dans la partie Méthodologie de ce mémoire.

Les analyses du déplacement antéro-postérieur ont ensuite été réalisées à l'aide du langage de programmation Matlab (version R2024b, The MathWorks Inc., Natick, MA, USA) utilisé pour le traitement, l'organisation et l'analyse des données.

Dans un premier temps, une base de données exploitable a été créée à partir d'un tableau Excel (Microsoft Excel 365, Microsoft Corporation, Redmond, Washington, USA) regroupant l'ensemble des informations cliniques et démographiques des patients, dont le numéro d'identification, la bonne consultation, la bonne acquisition, le côté atteint, le sexe et la valeur de la PTP. Ce tableau a servi de point d'entrée pour le traitement automatisé des données.

Un script Matlab a ensuite permis de parcourir les dossiers individuels de chaque patient contenant les données cinématiques afin de les trier comme souhaitées. À l'issue de ce traitement, une BDD structurée a été générée, comprenant un dossier par patient contenant les cycles moyens normalisés pour les paramètres cinématiques suivants : flexion-extension, adduction-abduction, rotation interne-externe et déplacement antéro-postérieure.

Dans un second temps, une nouvelle BDD a été créée afin de regrouper les patients selon leur valeur de PTP (Figure 4.1). Deux groupes ont été définis : un groupe présentant une PTP inférieure à 12° et un groupe présentant une PTP supérieure ou égale à 12° . Pour chacun de ces groupes, les données ont été organisées par paramètre cinématique, puis subdivisées selon le sexe (ensemble de la population, hommes et femmes).

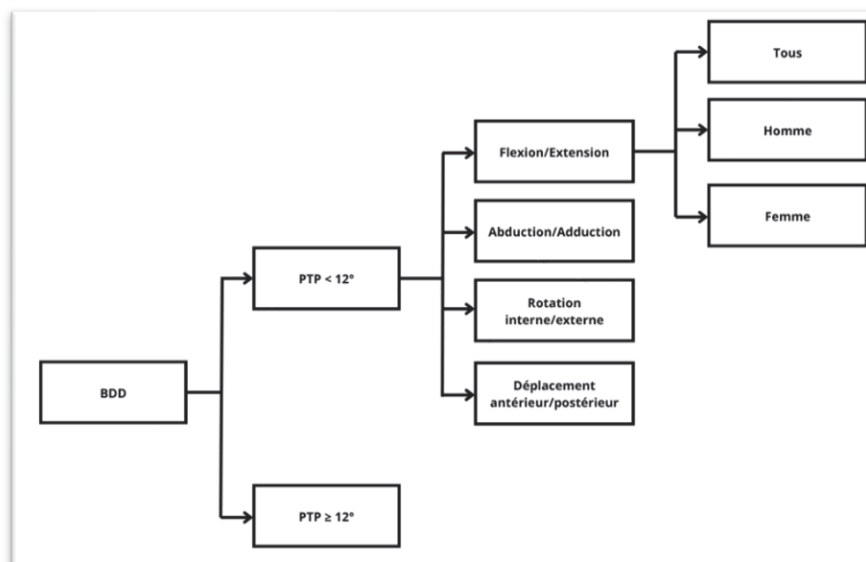


Figure 4.1 : Structure de la BDD Matlab pour les analyses SPM1D par valeurs de PTP

Le seuil de 12° a été choisi car il permettait d'obtenir deux groupes présentant des valeurs moyennes de PTP clairement différentes, tout en conservant un effectif suffisant dans le groupe à PTP élevée. Des seuils plus bas (10° ou 11°) entraînaient des moyennes proches entre les groupes, tandis qu'un seuil plus élevé réduisait trop fortement la taille de l'échantillon. De plus, plusieurs articles analysant la PTP utilisent également un seuil de 12° (D. Dejour et al., 2025; Mazy et al., 2025; Souvik et al., 2025). Il correspond aussi à la valeur rapportée dans la littérature comme seuil de discussion d'une ostéotomie de réduction de pente, en particulier dans les contextes d'échec de reconstruction du LCA.

Cette organisation a permis d'obtenir une BDD finale exploitable. Les cycles moyens de marche ont alors pu être comparés entre les deux groupes de PTP par analyses SPM1D.

Les analyses SPM1D sont adaptées à l'analyse de données continues sur l'ensemble du cycle de marche. Cette méthode permet d'analyser les données comme un signal continu, plutôt que comme une succession de points indépendants. Elle permet ainsi de comparer les paramètres

cinématiques sur l'ensemble du cycle et d'identifier les portions pour lesquelles des différences significatives sont observées entre les groupes étudiés. Le seuil de significativité statistique a été fixé à $p < 0,05$.

4.2 Résultats

Les analyses SPM1D ont d'abord été effectuées sur l'ensemble de la population, puis séparément chez les femmes et chez les hommes, afin d'explorer un éventuel effet du sexe.

Pour l'ensemble des patients (Figure 4.2), les analyses SPM1D n'ont mis en évidence aucune différence statistiquement significative entre les deux groupes pour aucun des quatre angles cinématiques étudiés.

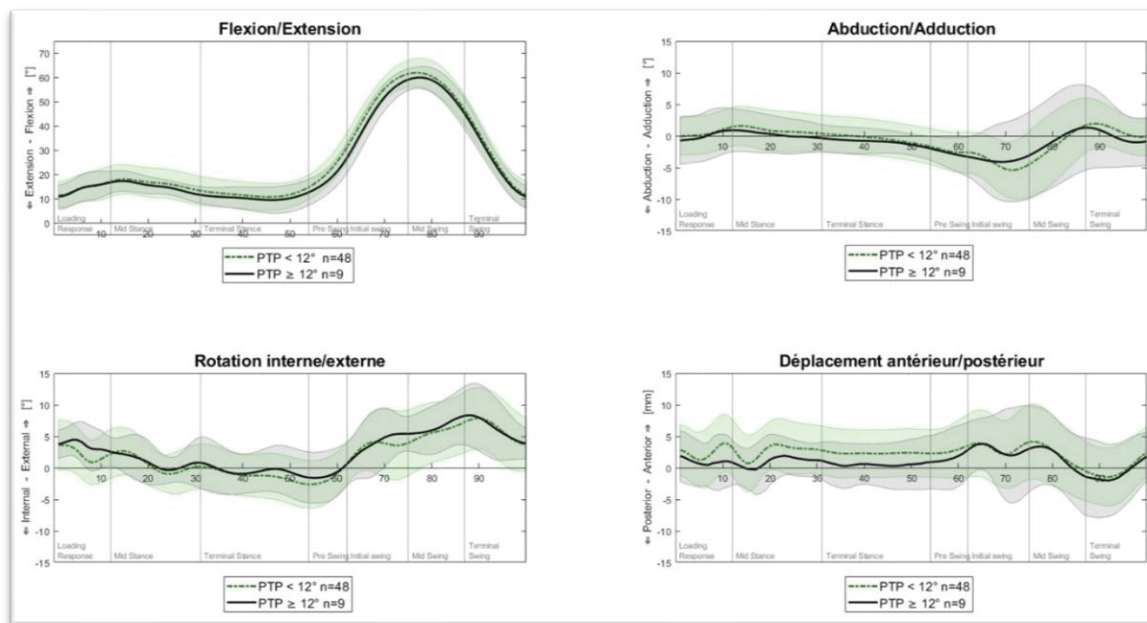


Figure 4.2 : Analyses SPM1D pour tous les patients, PTP < 12° vs PTP ≥ 12°

Une variabilité interindividuelle importante du déplacement antéro-postérieur du genou est observée dans le groupe $PTP \geq 12^\circ$. Cette variabilité, représentée par l'étendue des zones ombrées grises (et vertes pour le groupe $PTP < 12^\circ$) correspondant à l'écart-type autour de la moyenne, indique que les profils cinématiques de ce groupe sont particulièrement hétérogènes. À noter également qu'il y a un déséquilibre important des effectifs entre les deux groupes comparés ($n = 9$ pour le groupe $\geq 12^\circ$ contre $n = 48$ pour le groupe $< 12^\circ$). Ces deux limites peuvent donc avoir un impact sur la puissance statistique des analyses SPM1D et peuvent contribuer à l'absence de différences significatives malgré des tendances visuelles. D'autres analyses ont été réalisées avec des seuils plus faibles (10° et 11°) mais aucune différence statistiquement significative n'a été observée.

Cependant, au moment de la réponse à la charge, autour de 5 % du cycle de marche, une différence dans la dynamique d'évolution de la courbe du déplacement antéro-postérieur est notable : le groupe $PTP < 12^\circ$ montre une augmentation plus abrupte, tandis que le groupe $PTP \geq 12^\circ$ évolue de manière plus progressive (Figure 4.3).

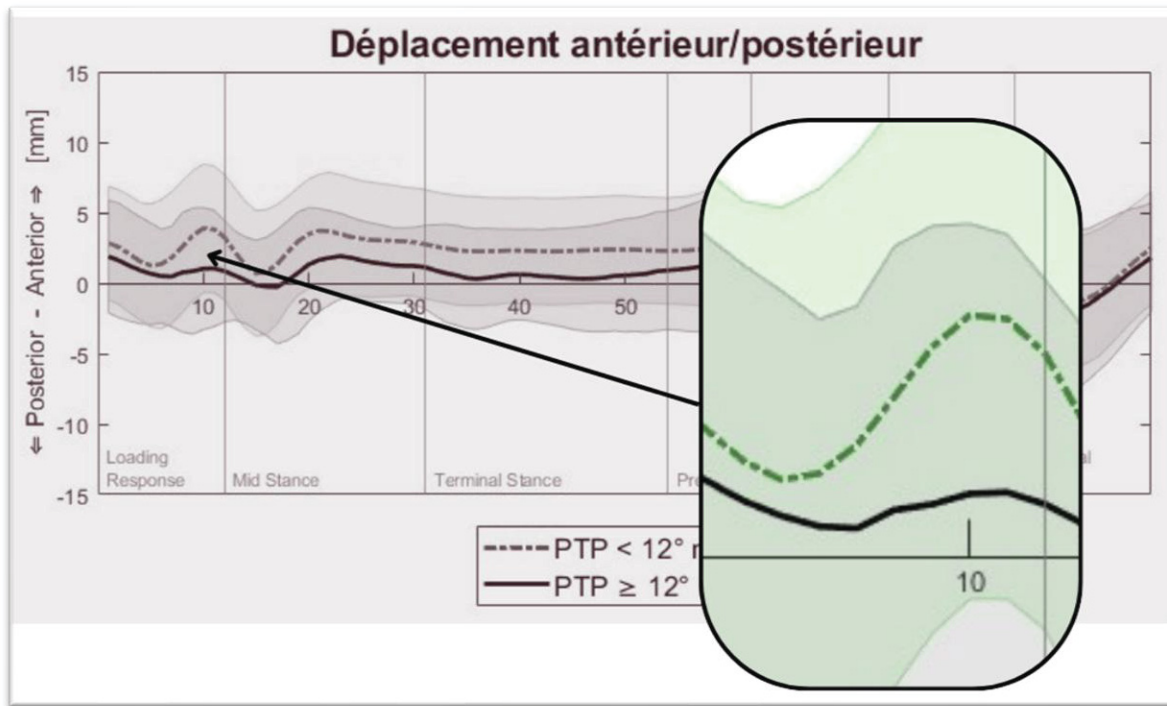


Figure 4.3 : Différence dans la dynamique d'évolution des 2 courbes à 5% du cycle de marche

Afin d'explorer plus finement les différences observées visuellement lors de la réponse à la charge, l'inclinaison des courbes du déplacement antéro-postérieur a été analysée entre 5 et 7 % du cycle de marche.

La boîte à moustache (Figure 4.4) met en évidence une différence significative entre les deux groupes ($p = 0,0224$). Le degré d'inclinaison correspond à la pente moyenne de la courbe de translation antéro-postérieure calculée sur cet intervalle du cycle de marche. Les points représentent les valeurs individuelles de chaque patient et la ligne centrale de la boîte correspond à la médiane. Le groupe $PTP < 12^\circ$ présente une inclinaison moyenne nettement plus élevée ($28,7^\circ$), ce qui signifie qu'il y a une augmentation plus rapide du déplacement antéro-postérieur au début de la phase d'appui. À l'inverse, le groupe $PTP \geq 12^\circ$ montre une

inclinaison moyenne plus faible ($6,1^\circ$), ce qui signifie qu'il y a pour ce groupe une évolution plus progressive du déplacement antéro-postérieur au cours de cette phase.

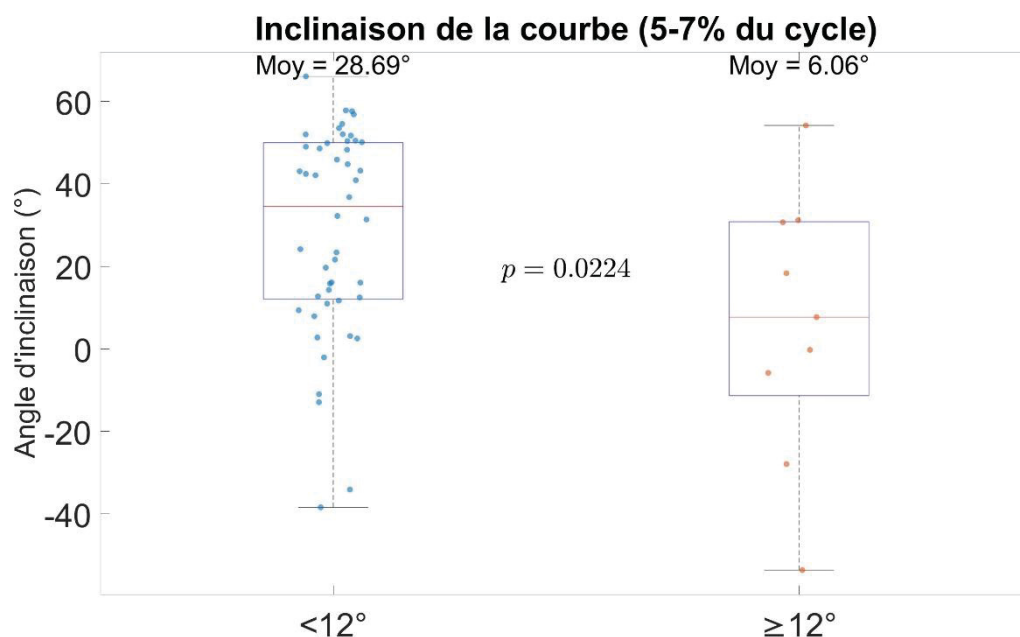


Figure 4.4 : Boîte à moustaches représentant le degré d'inclinaison des courbes de déplacement antéro-postérieur du genou entre 5 % et 7 % du cycle de marche, selon les groupes PTP $< 12^\circ$ et PTP $\geq 12^\circ$. La comparaison de l'inclinaison des courbes entre les deux groupes a été réalisée à l'aide d'un test t de Student pour échantillons indépendants.

Ces résultats indiquent que cette différence d'inclinaison pourrait être liée à des stratégies de flexion du genou distinctes entre les groupes. Cette stratégie pourrait ainsi influencer la dynamique du déplacement antéro-postérieur du tibia.

Une autre différence visuelle non significative est également observée au niveau du déplacement antéro-postérieur, cette fois-ci principalement durant la phase d'appui (Figure 4.5). Le groupe avec une PTP $\geq 12^\circ$ montre une courbe globalement plus postérieure que celle observée dans le groupe PTP $< 12^\circ$.

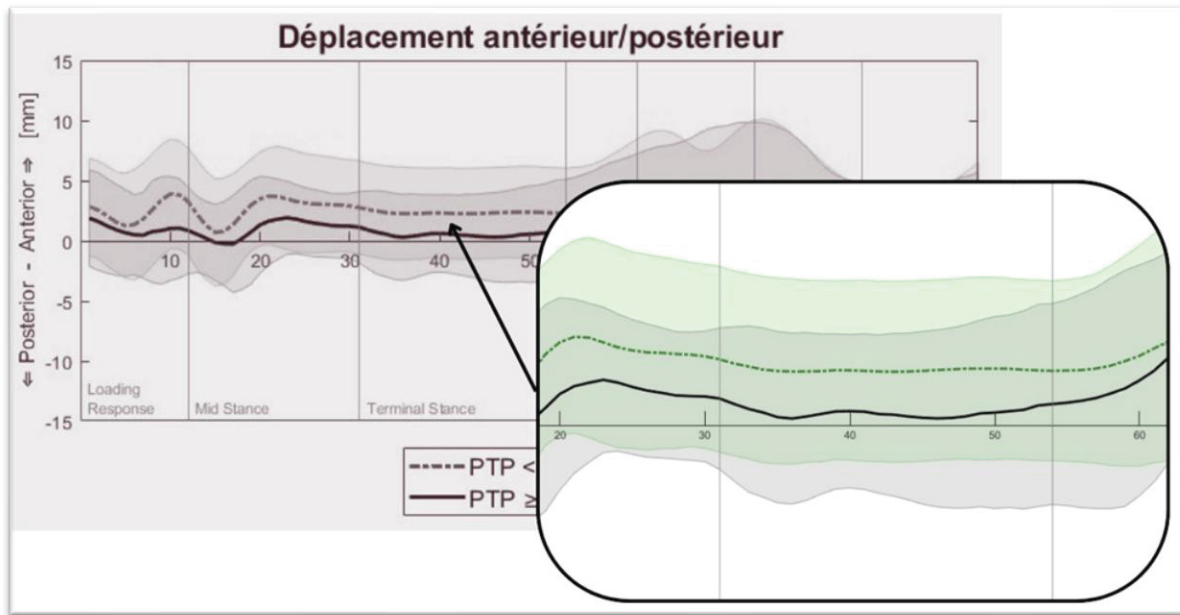


Figure 4.5 : Différence notable dans la phase d'appui entre les 2 groupes

Cette observation indique que le centre du genou, défini dans le système de coordonnées du KneeKG et initialement aligné avec le tibia, se situe dans une position plus postérieure chez les sujets présentant une $PTP \geq 12^\circ$. Par conséquent, le tibia est également plus postérieur par rapport au fémur au cours de la phase d'appui chez ces patients.

Ce comportement dynamique semble à l'opposé de ce qui est décrit en conditions statiques. En effet, d'après la littérature, une PTP élevée est généralement associée à une augmentation du déplacement antérieur du tibia sous charge et par conséquent un tibia plus antérieur par rapport au fémur (H. Dejour & Bonnin, 1994; Lin et al., 2020; Mandalia et al., 2023b; Mazy et al., 2025; Souvik et al., 2025; Todd et al., 2010; Webb et al., 2013). Cependant, cette contradiction doit être interprétée avec prudence. En effet, les mesures présentées ici portent sur le déplacement du centre du genou au cours du cycle de marche, tel que défini par le modèle cinématique du système KneeKG, et non sur une mesure directe du déplacement tibiale antéro-

postérieur telle qu'évaluée en imagerie statique. Ces deux approches ne sont donc pas strictement comparables, car elles reposent sur des définitions et des référentiels biomécaniques différents.

Afin de mieux caractériser cette notion de déplacement du centre du genou, une analyse détaillée du comportement cinématique a été réalisée au niveau individuel. Le déplacement du centre du genou a été calculé à partir d'un repère tridimensionnel orthonormé, défini selon la méthode décrite par Hagemeister et al. (2005).

Dans ce repère, les déplacements du centre du genou sont décomposés selon les directions antéro-postérieures, médio-latérale et proximo-distale. Ces directions permettent de décrire précisément la trajectoire spatiale du genou au cours du cycle de marche. À partir de ce même référentiel, les angles de rotation associés sont calculés, afin de relier le déplacement du centre du genou aux mouvements articulaires correspondants.

Un script développé sous MATLAB a permis de reproduire et de visualiser le déplacement du centre du genou projeté dans les trois plans de l'espace décrit dans la revue de littérature au 1.3.1 : frontal (Figure 4.6), transverse (Figure 4.7) et sagittal (Figure 4.8). Cette représentation permet ainsi une analyse détaillée du comportement du centre du genou selon chacune des directions précédemment décrites.

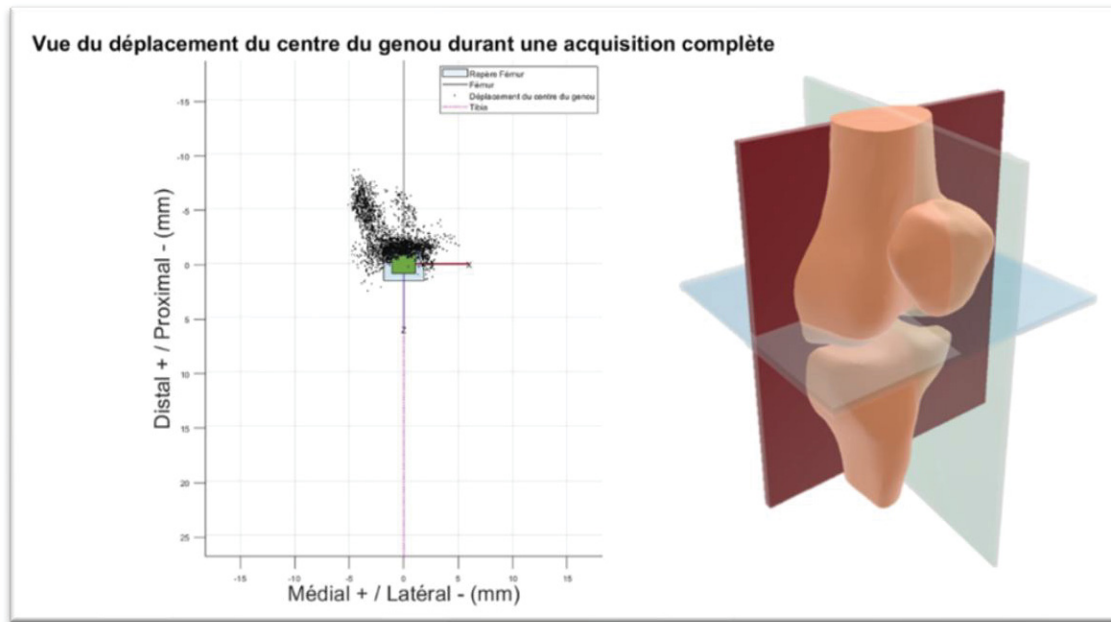


Figure 4.6 : Vue frontale du déplacement du centre du genou pour un même patient avec PTP $\geq 12^\circ$

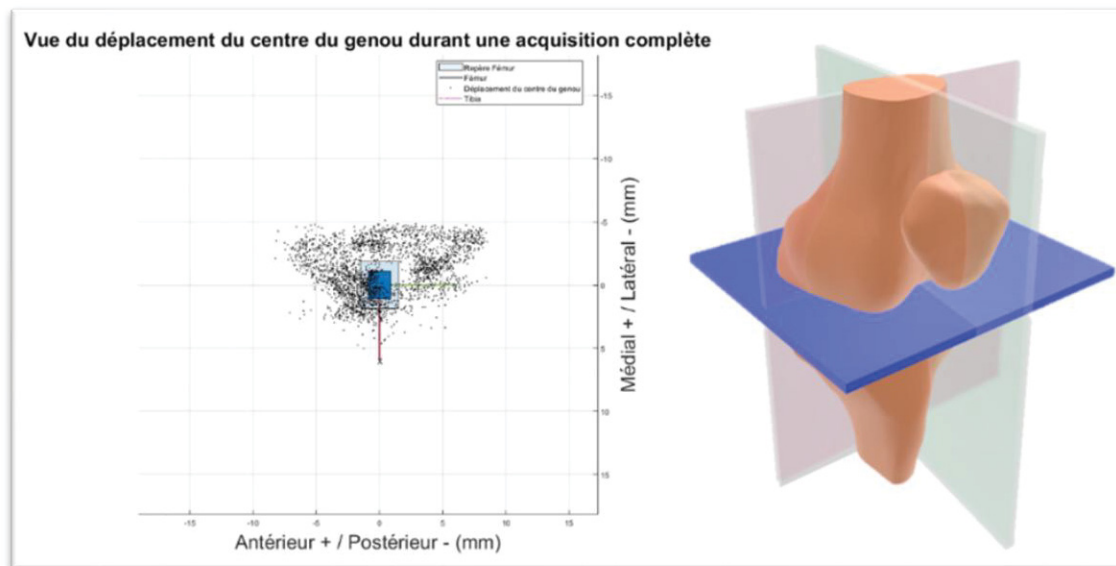


Figure 4.7 : Vue transverse du déplacement du centre du genou pour un même patient avec PTP $\geq 12^\circ$

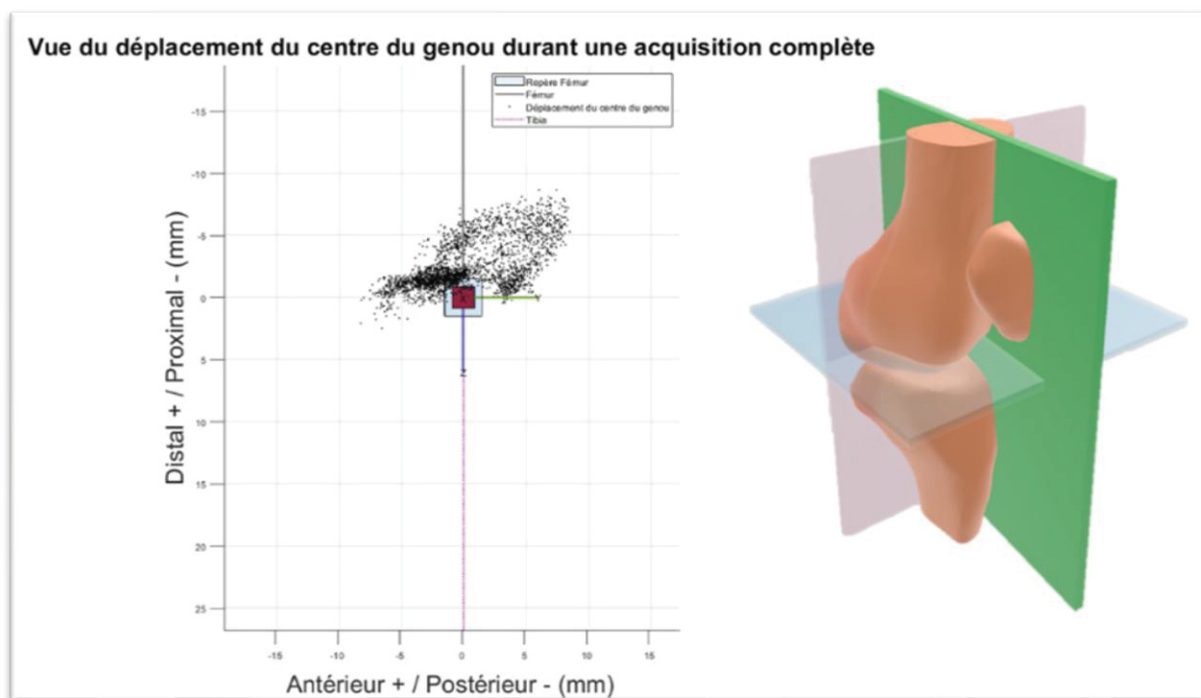


Figure 4.8 : Vue sagittale du déplacement du centre du genou pour un même patient avec $PTP \geq 12^\circ$

Contrairement aux analyses SPM1D reposant sur un cycle moyen, cette représentation du déplacement du centre du genou est basée sur la superposition de plusieurs cycles de marche individuels. Elle permet ainsi d'observer le comportement dynamique du centre du genou au cours de la marche, sans l'effet de lissage du cycle moyen. La trajectoire est reconstruite à partir de l'ensemble des positions instantanées du centre du genou calculées à chaque échantillon de l'acquisition (une acquisition durant 45 secondes). Cette représentation permet une visualisation continue dans chaque plan de son déplacement au cours du temps.

Chez ce patient, dans le plan sagittal (Figure 4.8), le déplacement du centre du genou forme une trajectoire en forme de « J ». Ce type de trajectoire a déjà été décrit dans la littérature comme caractéristique de la cinématique du genou lors de la marche. Selon Tang et al. (2023),

cette trajectoire résulte de l'association du mouvement de flexion-extension du genou et des déplacements antéro-postérieurs associés (Tang et al., 2023).

Cette trajectoire a été observée point par point tout au long de l'acquisition, chaque instant du cycle contribuant progressivement à la formation de cette forme. Il est ainsi possible de mettre en relation les différentes portions de la trajectoire avec les phases du cycle de marche, grâce à l'affichage simultané de la position du tibia et du degré de flexion correspondant à chaque point de l'acquisition. Cette représentation permet de visualiser pas à pas l'évolution du mouvement et de se représenter clairement le déroulement du cycle de marche.

Sur la Figure 4.9, il est possible d'imaginer que la phase d'appui, associée à une faible flexion du genou, correspond à un déplacement plus distal du centre du genou. La phase d'oscillation, associée à une flexion plus importante du genou, semble correspondre à un déplacement plus postérieur de la trajectoire. Enfin, la fin de la phase d'oscillation correspondrait à un retour vers une position plus antérieure et plus proximale, proche du point de départ. Cette observation met en évidence le lien entre la flexion-extension et le déplacement antéro-postérieur du genou au cours de la marche.

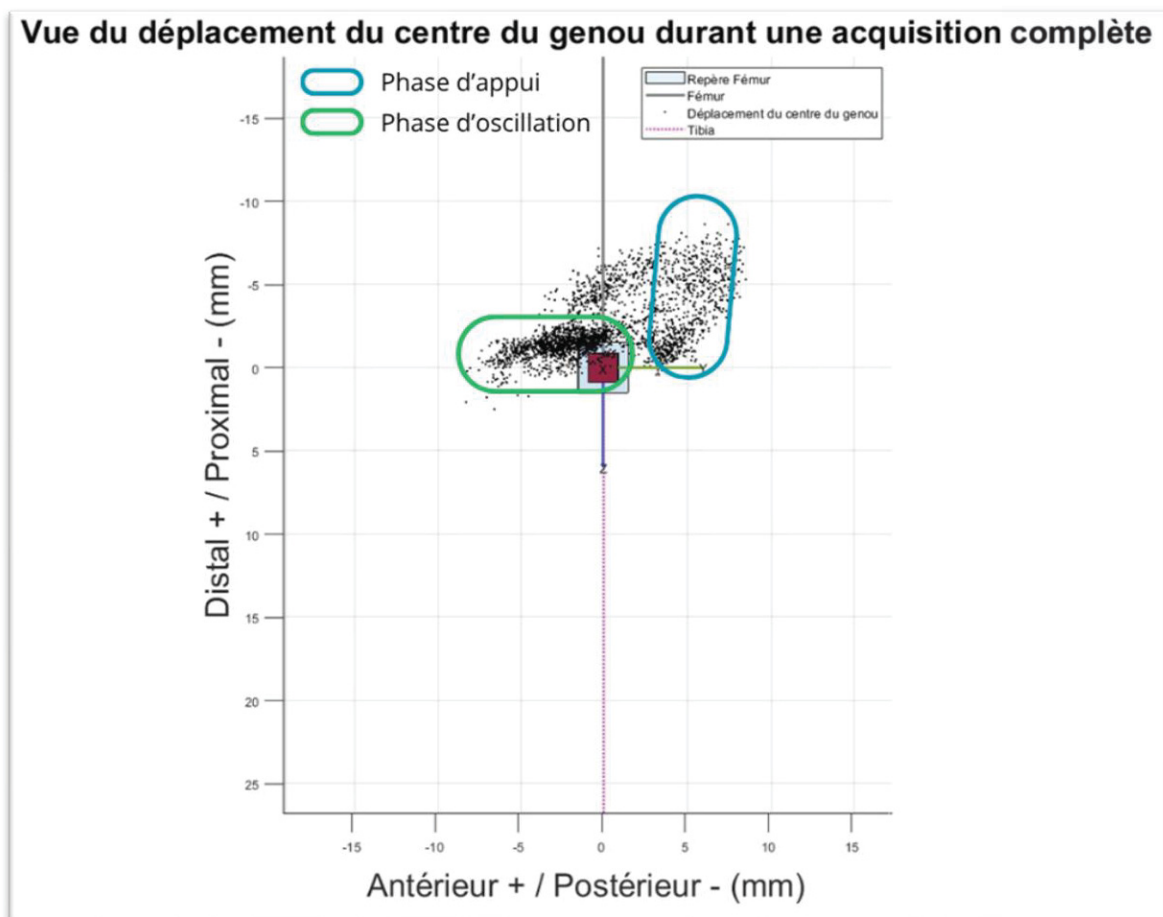


Figure 4.9 : Représentation de la trajectoire du déplacement du centre du genou en fonction des différentes phases du cycle de marche

Les différences d'inclinaison observées lors de la réponse à la charge suggèrent que la flexion du genou influence le déplacement antéro-postérieur du centre du genou. La représentation du déplacement du centre du genou met également en évidence l'influence de la flexion. Ces éléments ont conduit à la réalisation d'une analyse complémentaire afin d'explorer plus spécifiquement le lien entre la flexion du genou et le déplacement antéro-postérieur au cours de la marche, au sein des deux groupes.

Un script développé sous MATLAB a permis de construire un graphe représentant le déplacement antéro-postérieur du centre du genou en fonction de l'angle de flexion, sur l'ensemble du cycle de marche. Ce graphe représente les deux courbes correspondant aux deux groupes étudiés (Figure 4.10).

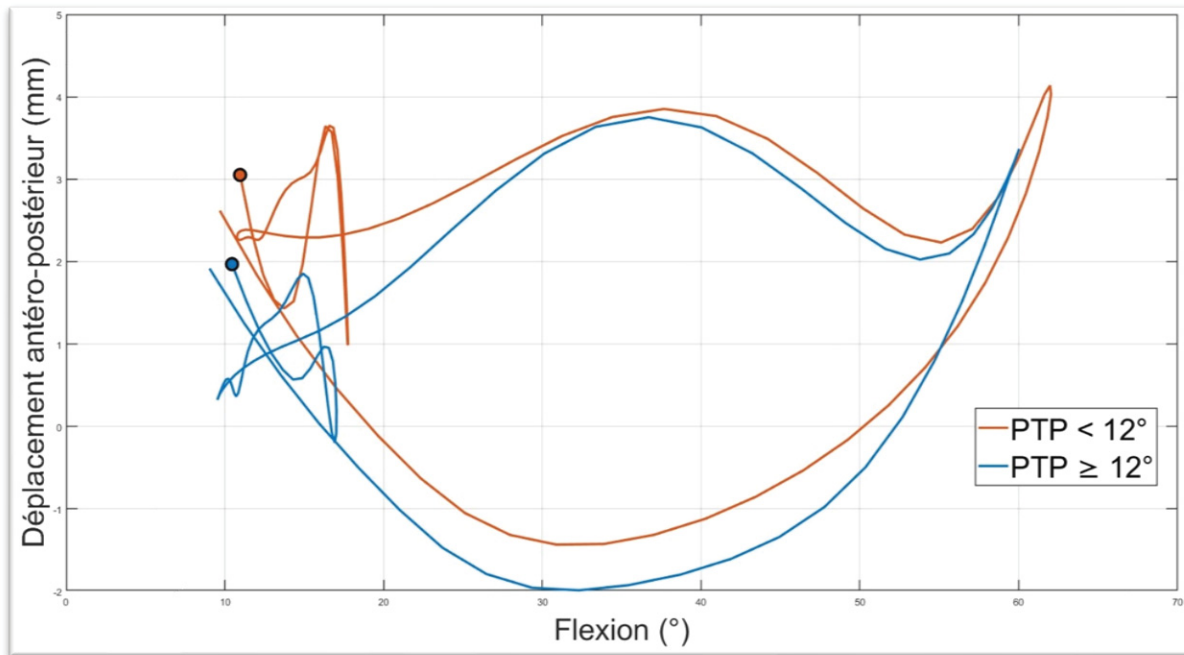


Figure 4.10 : Moyenne du déplacement du centre du genou en fonction de la flexion selon les 2 groupes

L'analyse du déplacement antéro-postérieur du centre du genou en fonction de la flexion montre que le comportement cinématique observé dépend fortement de la phase du cycle de marche. Aux faibles angles de flexion, correspondant principalement à la phase d'appui, les trajectoires sont très dispersées. Cette dispersion se traduit par des allers-retours marqués du centre du genou entre des positions plus antérieures et plus postérieures, sans relation claire avec l'augmentation ou la diminution de la flexion. Cette dispersion suggère que, durant la phase d'appui, le déplacement antéro-postérieur du genou n'est pas uniquement dépendant de

la flexion, mais pourrait également être influencé par d'autres facteurs mécaniques propres à la mise en charge.

Lorsque la flexion augmente, notamment lors de la phase d'oscillation, les trajectoires deviennent plus lisibles. Dans cette zone, le groupe avec une $PTP \geq 12^\circ$ apparaît globalement plus antérieur que le groupe avec une $PTP < 12^\circ$ pour un même degré de flexion. Cette tendance pourrait traduire une influence de la géométrie du plateau tibial et donc de la PTP sur la cinématique du genou lorsque le membre est en décharge et que la flexion est plus importante.

Afin de limiter l'influence de la phase d'appui, l'analyse a été restreinte à la seconde partie du cycle de marche (50% à 100 %), correspondant principalement à la phase d'oscillation. La variabilité interindividuelle a été également ajoutée au graphe (Figure 4.11).

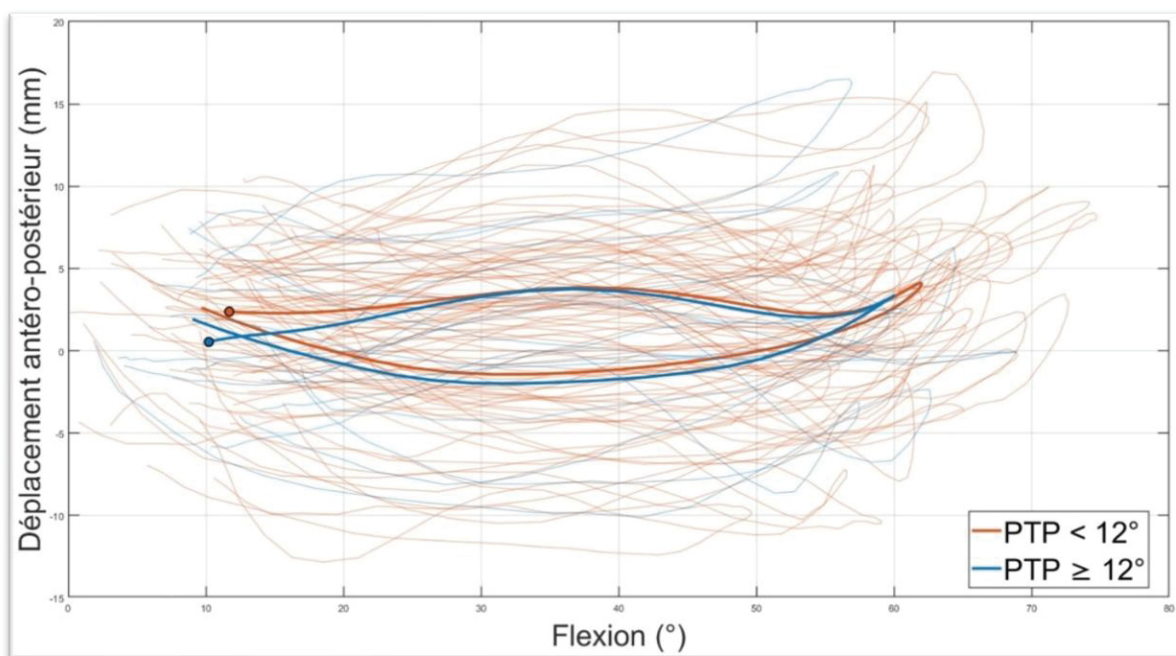


Figure 4.11 : Déplacement du centre du genou en fonction de la flexion sur la phase d'oscillation du cycle de marche selon les 2 groupes. Ajout de la variabilité interindividuelle

Bien que les courbes moyennes suggèrent un comportement globalement similaire entre les deux groupes, l'analyse des trajectoires individuelles montre que cette moyenne est peu représentative du comportement réel des patients. En effet, au sein de chaque groupe, certains patients présentent des trajectoires plus antérieures, tandis que d'autres présentent des trajectoires plus postérieures, indépendamment de la catégorie de PTP.

Ces résultats indiquent que le comportement du déplacement antéro-postérieur en phase d'oscillation est très hétérogène, et que la moyenne de groupe utilisé pour chacune des analyses précédentes masque des profils cinématiques individuels très différents.

Les analyses précédentes ont été également répétées séparément chez les femmes (Figure 4.12) et chez les hommes (Figure 4.13).

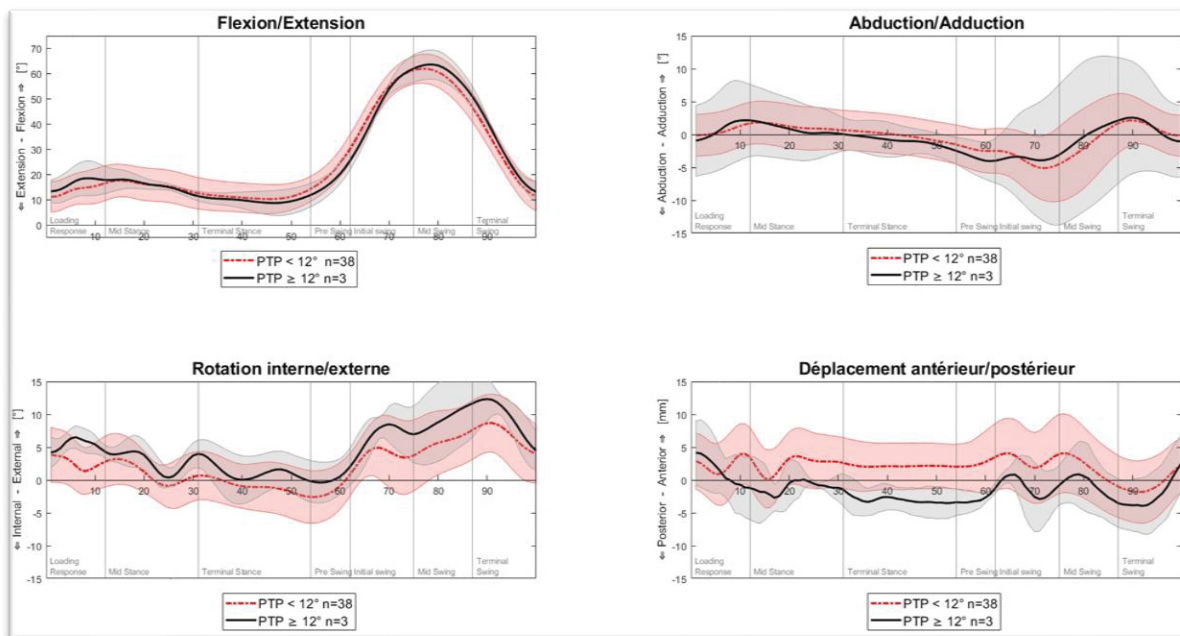


Figure 4.12 : Analyse SPM1D pour les femmes, PTP < 12° vs PTP ≥ 12°

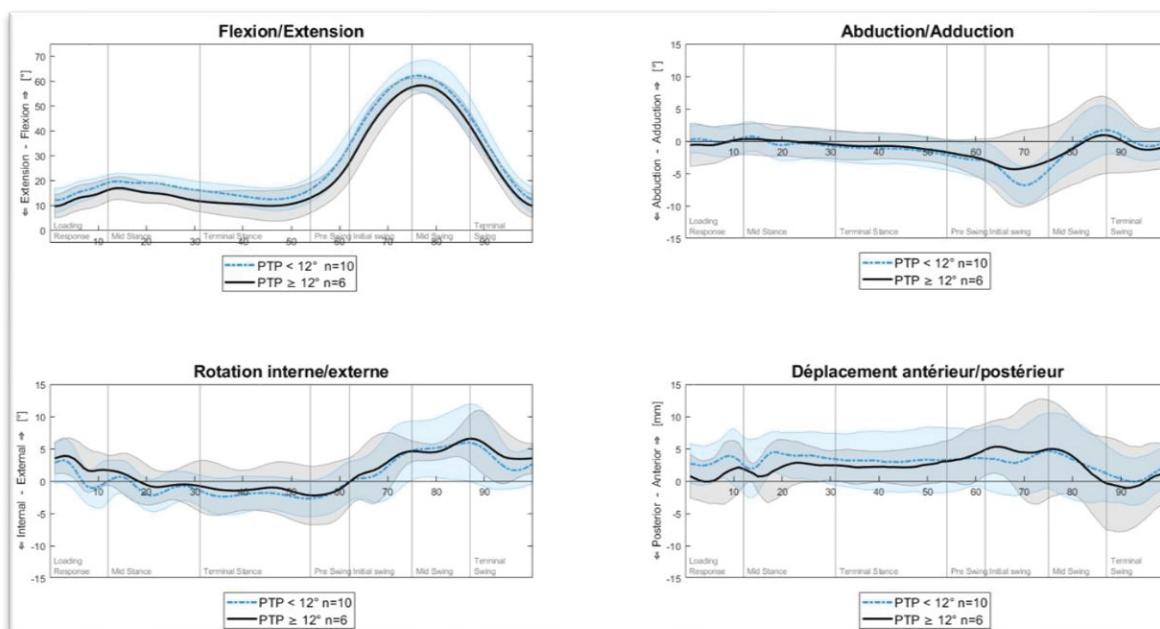


Figure 4.13 : Analyse SPM1D pour les hommes, PTP < 12° vs PTP ≥ 12°

Ces analyses conduisent aux mêmes conclusions, avec l'absence de différences significatives des paramètres cinématiques en fonction de la PTP pour les analyses SPM1D. Une tendance comparable est observée pour le déplacement antéro-postérieur durant la phase d'appui, mais toujours pas réellement représentative à cause de la forte diversité interindividuelle et d'une cohorte très faible dans le groupe avec une PTP ≥ 12°.

4.3 Discussions

L'objectif de ce chapitre était d'explorer le déplacement antéro-postérieur du genou au cours de la marche chez des patients LCA déficients et d'examiner dans quelle mesure la PTP pouvait influencer cette cinématique. Les différentes approches utilisées pour comparer les 2 groupes de patients créés (PTP < 12° vs PTP ≥ 12°) : analyses SPM1D, étude comparative de l'inclinaison de la courbe en phase de réponse à la charge, représentation du déplacement du

centre du genou et analyse flexion-déplacement, ont permis d'apporter une vision du comportement dynamique du genou.

Les analyses SPM1D réalisées sur le déplacement antéro-postérieur montrent que les différences entre les groupes de PTP sont limitées. Aucune différence significative n'est observée sur l'ensemble du cycle de marche. Bien que la PTP soit décrite dans la littérature comme un facteur anatomique associé au risque de rupture du LCA, nos résultats ne permettent pas de conclure sur son influence dans ce contexte. Ils suggèrent cependant que, chez des patients présentant une rupture du LCA, l'influence d'une PTP élevée sur la cinématique du genou lors d'une activité dynamique telle que la marche semble limitée. L'absence de différence significative peut également s'expliquer par la taille réduite des groupes étudiés, et notamment pour le groupe avec une $PTP \geq 12^\circ$ ($n = 9$ pour l'ensemble des patients).

L'analyse de la phase d'appui met toutefois en évidence une période où des différences apparaissent entre les patients, bien qu'elles ne soient pas statistiquement significatives. Cette phase est marquée par une mise en charge importante au niveau du genou. Dans la littérature, dans un même contexte de rupture du LCA, une PTP plus élevée, soit une inclinaison postérieure plus forte, est associée à un déplacement antérieur du tibia plus important (H. Dejour & Bonnin, 1994; Lin et al., 2020; Mandalia et al., 2023b; Mazy et al., 2025; Souvik et al., 2025; Todd et al., 2010; Webb et al., 2013). Les résultats observés vont dans le sens contraire aux études statiques ou quasi statiques de la littérature. En effet, le groupe de patients avec une $PTP \geq 12^\circ$ ont une courbe plus postérieure que le groupe avec une $PTP < 12^\circ$. Lors de la marche, des mécanismes compensatoires, en particulier musculaires, pourraient donc limiter ou moduler cet effet anatomique, rendant ainsi la relation entre PTP et déplacement antéro-postérieur plus complexe.

La représentation du déplacement du centre du genou apporte une information supplémentaire sur cette complexité. Elle met en évidence le caractère non linéaire de la cinématique du genou

pendant la marche, notamment grâce à l'observation proximo-distale et médio latéral du déplacement du centre du genou. Dans le plan sagittal, ces déplacements sont définis par l'association entre les variations de flexion-extension et les déplacements antéro-postérieurs. Leurs analyses ont permis de relier les différentes portions aux phases du cycle de marche : la phase d'appui, associée à une faible flexion, correspond à un déplacement plutôt distal, tandis que la phase d'oscillation, associée à une flexion plus importante, est associée à un déplacement plus postérieur. La fin de l'oscillation semble quant à elle correspondre à un retour vers une position plus antérieure et plus proximale. Une relation importante entre la flexion et le déplacement antéro-postérieur est donc mise en avant ici.

Cette relation entre flexion et déplacement antéro-postérieur est renforcée par l'analyse conjointe de la flexion et du déplacement antéro-postérieur. Lorsque les angles de flexions sont faibles, principalement durant la phase d'appui, les trajectoires sont très dispersées, avec des allers-retours importants entre des positions antérieures et postérieures, sans relation claire avec la flexion. Cette dispersion indique que le déplacement antéro-postérieur pourrait dépendre d'autres facteurs liés à la mise en charge, aux stratégies de stabilisation ou aux interactions avec le sol. Lorsque la flexion augmente, notamment durant la phase d'oscillation, il y a une relation plus structurée entre la flexion et le déplacement antéro-postérieur. Cependant, l'analyse des courbes moyennées lisse l'ensemble des comportements individuels car lorsque la variabilité est prise en compte, il apparaît clairement dans les deux groupes que certains patients présentent des courbes très postérieures, tandis que d'autres présentent des courbes très antérieures.

L'ensemble de ces résultats montre ainsi que le déplacement antéro-postérieur du genou pendant la marche ne peut être expliquée par un seul facteur. La forte variabilité interindividuelle observée indique que le comportement cinématique du genou provient d'interactions complexes entre des facteurs anatomiques, mécaniques et fonctionnels. Cette variabilité met également en évidence les limites d'analyses basées uniquement sur des

moyennes de groupe et souligne l'intérêt d'utiliser des approches permettant de mieux prendre en compte les comportements individuels.

CHAPITRE 5

ÉTUDE 2 : LE CLUSTERING

5.1 Objectif et méthodologie

Les analyses statistiques classiques réalisées dans le chapitre précédent, notamment les comparaisons SPM1D intergroupes basées sur la valeur de la PTP, n'ont pas permis de mettre en évidence de différences significatives de déplacement antéro-postérieur du genou au cours du cycle de marche. Ces résultats peuvent en partie s'expliquer par une forte variabilité interindividuelle des profils cinématiques observés ainsi que par des effectifs limités.

L'analyse des courbes individuelles de déplacement antéro-postérieur montre en effet une grande hétérogénéité au sein d'un même groupe. Certains patients présentent des profils très antérieurs, tandis que d'autres présentent des profils très postérieurs. Dans ce contexte, l'utilisation de valeurs moyennes conduit généralement à une représentation peu fidèle des comportements fonctionnels réels.

Face à cette hétérogénéité, l'utilisation d'une nouvelle approche d'analyses est pertinente. Elle ne serait plus basée sur des regroupements en fonction de la valeur de PTP, mais sur les similarités intrinsèques des courbes cinématiques. Les méthodes de clustering répondent particulièrement bien à cet objectif. Elles vont permettre d'identifier des sous-groupes de patients présentant des patrons de déplacement antéro-postérieur similaires, sans tenir compte des caractéristiques anatomiques initiales.

L'objectif de ce chapitre est donc d'utiliser des méthodes de clustering afin d'identifier des patrons cinématiques du déplacement antéro-postérieur du genou au cours du cycle de marche chez des patients présentant une rupture du LCA.

L'analyse des clusters obtenus permettra ensuite de décrire les différents profils de déplacement antéro-postérieur, de mieux comprendre l'origine de la variabilité observée et de proposer une interprétation biomécanique des profils identifiés.

Les données utilisées pour le clustering proviennent de la BDD finale constituée lors des étapes précédentes du traitement des données et utilisée pour les analyses de SPM1D. À l'aide de Matlab, les données cinématiques ont été exportées sous forme de tables distinctes pour chaque groupe de PTP, chaque paramètre cinématique (flexion-extension, adduction-abduction, rotation interne-externe et déplacement antéro-postérieur) et chaque catégorie de population (ensemble de la population, hommes et femmes). Cette étape a permis de générer des fichiers standardisés directement exploitables dans un environnement Python, où un script dédié a été utilisé pour réaliser les analyses de clustering.

Avant les analyses de clustering, les données importées dans l'environnement Python (version 3.12.4, Python Software Foundation, Wilmington, DE, US) ont été standardisés afin de limiter l'influence des différences interindividuelles, comme recommandé dans la littérature au Chapitre 1.4.4.

L'analyse de clustering a ensuite été réalisée à l'aide d'une approche non supervisée. Le choix du nombre de clusters et des paramètres du modèle a été déterminé à l'aide d'une procédure de type « Grid Search ». Cette méthode teste de manière exhaustive l'ensemble des combinaisons d'hyperparamètres définies à l'avance tel que la plage du nombre de clusters : pour chaque combinaison testée, la qualité du clustering est évaluée à l'aide du score de silhouette qui prend en compte la cohésion des données au sein des clusters et leur séparation entre clusters. La configuration qui a le score le plus élevé est retenue comme la plus appropriée.

Comme autre possibilité, la méthode de « Random Search » repose sur une exploration aléatoire de l'espace des hyperparamètres, en testant un nombre limité de configurations tirées au hasard. Cette méthode peut être efficace lorsque l'espace de recherche est large ou que certains hyperparamètres exercent une influence limitée sur les résultats mais elle n'explore pas systématiquement toutes les combinaisons possibles (Figure 5.1). Dans le cadre de cette étude, la méthode « Grid Search » est préférable car la plage des hyperparamètres n'est pas très grande et donc l'exploration de chaque combinaison est nécessaire.

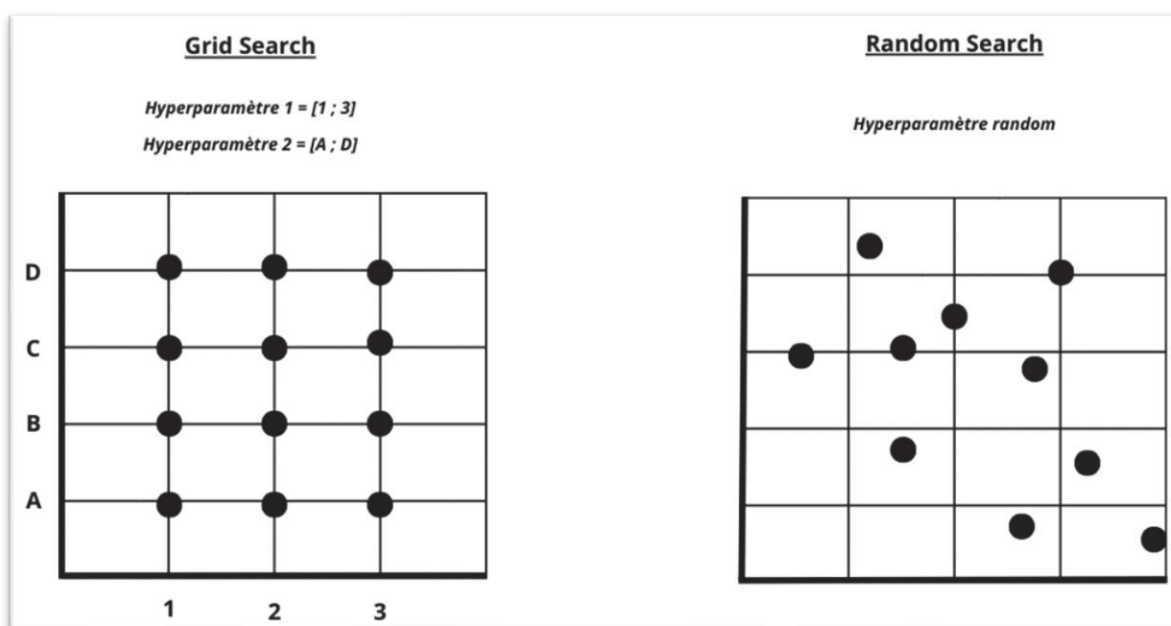


Figure 5.1 : Méthodes différentes de recherche d'hyperparamètres

Le nombre de clusters identifié a ensuite permis d'analyser les patrons de courbes cinématiques en déplacement antéro-postérieur du genou. Cette approche a permis d'identifier des regroupements dont les formes complètes de courbe de déplacement antéro-postérieur sont similaires. Elle prend en compte l'ensemble du cycle de marche et ne se limite pas à des phases spécifiques ni à des valeurs ponctuelles.

5.2 Résultats

Les premières analyses de clustering ont été réalisées en se focalisant exclusivement sur le déplacement antéro-postérieur. Le clustering a été appliqué uniquement aux 101 points normalisés du cycle de marche correspondant au déplacement antéro-postérieur, et non aux 400 points issus de l'ensemble des paramètres cinématiques comme il aurait été possible de faire. Ce choix méthodologique visait à concentrer l'analyse sur le déplacement antéro-postérieur en évitant l'influence des autres mouvements qui peuvent masquer les similarités spécifiques au déplacement.

Deux analyses de clustering distinctes ont été menées en fonction de la valeur de la PTP. Le choix de garder les deux groupes définis selon la valeur de la PTP a été fait afin d'être dans la continuité des analyses présentées au Chapitre 4.2. Il était important d'explorer, au sein de chacun de ces groupes, la diversité des comportements cinématiques mise en évidence lors des analyses précédentes.

La première analyse concerne l'ensemble des patients avec une $PTP < 12^\circ$ (Figure 5.2). La seconde concerne les patients ayant une $PTP \geq 12^\circ$ (Figure 5.3). Pour chacune de ces analyses, les patients ont été regroupés uniquement sur la base de la similarité de leur courbe de déplacement antéro-postérieur sur l'ensemble du cycle de marche.

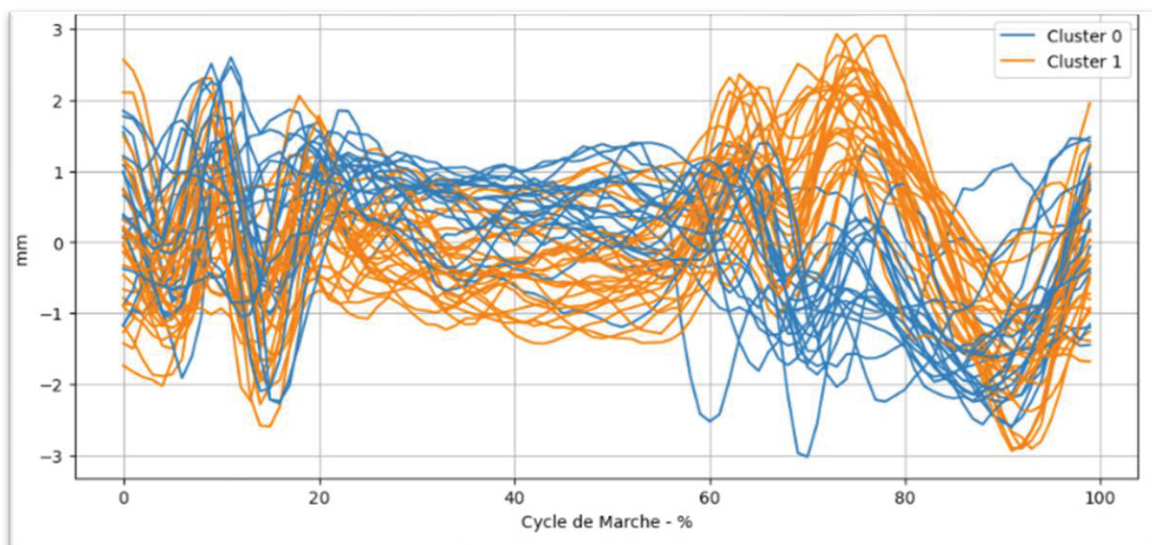


Figure 5.2 : Analyse par clustering pour le groupe PTP $< 12^\circ$, l'ensemble des patients

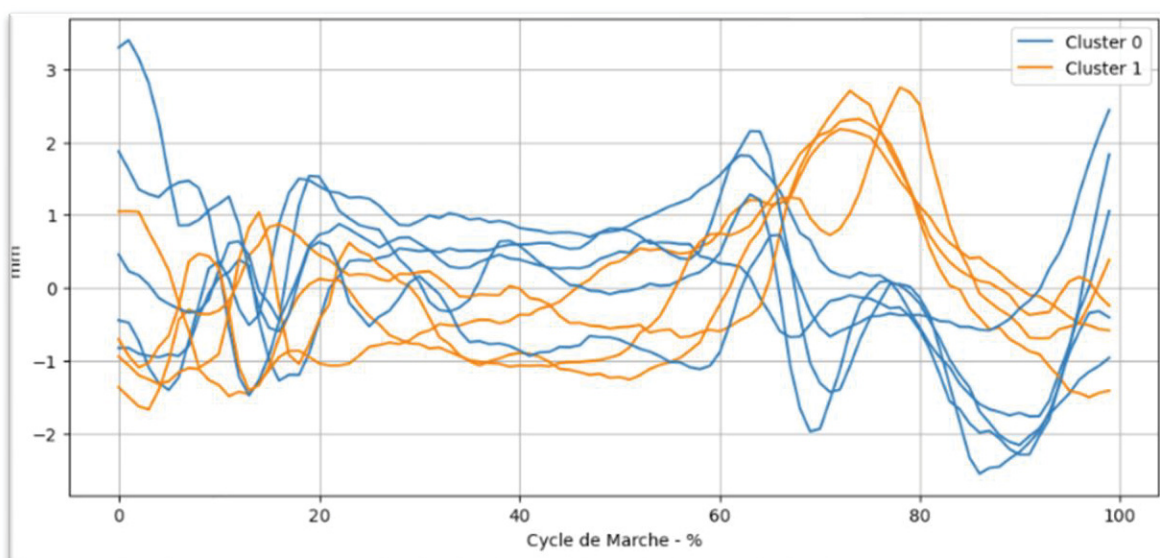


Figure 5.3 : Analyse par clustering pour le groupe PTP $\geq 12^\circ$, l'ensemble des patients

Les analyses de clustering mettent en évidence, dans chacun des deux groupes, l'existence de deux patrons de déplacement antéro-postérieur du genou au cours du cycle de marche. Ces

résultats sont en accord avec l'hypothèse formulée au 4.3, selon laquelle le regroupement des données avec une moyenne peut masquer des profils cinématiques différents au sein d'un même groupe et donc ne pas réellement refléter les comportements individuels des patients.

De plus, les patrons identifiés au sein de chacun des deux groupes de PTP présentent des profils très proches entre les groupes $PTP < 12^\circ$ et $PTP \geq 12^\circ$. Autrement dit, pour un même type de patron, la forme de la courbe de déplacement antéro-postérieur est comparable indépendamment de la catégorie de PTP.

Une nouvelle analyse de clustering a donc été réalisée en regroupant l'ensemble des données dans un même fichier sans faire de distinction entre les deux groupes de PTP. La même méthodologie de clustering a été appliquée. Deux patrons ont de nouveau été identifiés et ils correspondent à ceux observés précédemment au sein des deux groupes séparés (Figure 5.4).

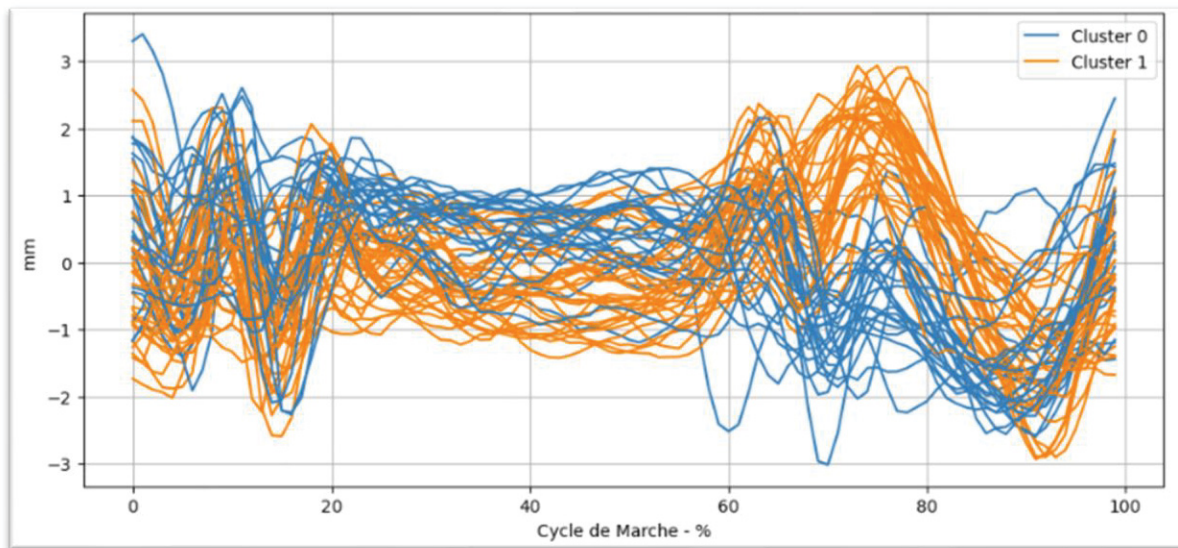


Figure 5.4 : Analyse par clustering pour l'ensemble des patients

Il a été observé que les patients présentant un patron donné dans le groupe $PTP < 12^\circ$ se retrouvent regroupés avec les patients présentant le même patron dans le groupe $PTP \geq 12^\circ$. Ce résultat confirme que l'appartenance à un patron de déplacement antéro-postérieur est indépendante de la valeur de la PTP et repose principalement sur la forme du signal cinématique.

À la suite de cette observation, une nouvelle BDD a été créée en regroupant les patients selon le patron de déplacement antéro-postérieur auquel ils appartiennent. La construction de cette BDD a reposé sur le même principe méthodologique que celui utilisé précédemment, tant pour l'organisation des données que pour la découpe des cycles moyens de marche. La structure de la BDD est quasiment identique à la BDD utilisée pour les précédentes analyses, à la différence que les catégories sont faites en fonction des clusters observés et non en fonction de la valeur de la PTP (Figure 5.5).

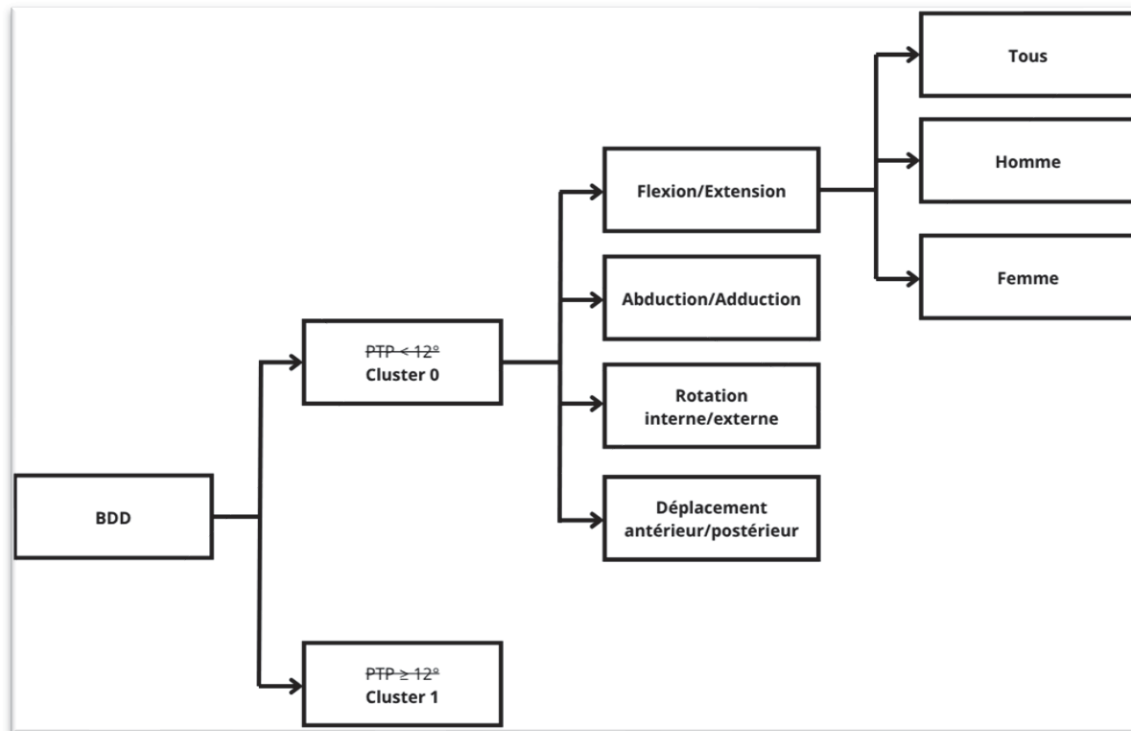


Figure 5.5 : Structure de la BDD Matlab pour les analyses SPM1D par clusters

Des analyses SPM1D ont été réalisées selon la même procédure que les analyses SPM1D du chapitre précédent pour les quatre paramètres cinématiques étudiés. Ces analyses ont d'abord été menées sur l'ensemble des patients, puis répétées séparément chez les femmes et chez les hommes, afin d'explorer d'éventuelles différences liées au sexe au sein des patrons identifiés.

Les analyses réalisées chez les hommes (Figure 5.6) sont très limitées en raison d'effectifs réduits, seulement $n = 6$ et $n = 10$ patients pour les deux patrons identifiés. De ce fait, la puissance statistique des analyses SPM1D est insuffisante pour permettre de tirer des conclusions.

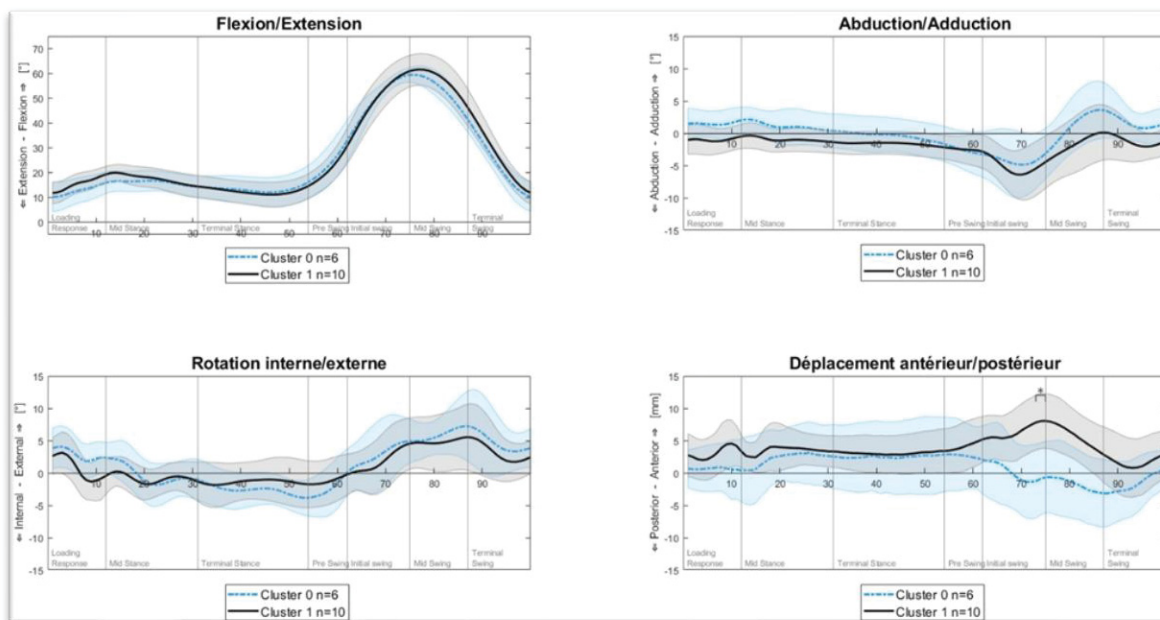


Figure 5.6 : Analyse SPM1D pour les hommes, Cluster 0 vs Cluster 1

En conséquence, les résultats présentés et discutés par la suite se concentrent principalement sur l'ensemble des patients ainsi que sur les femmes, pour lesquelles les effectifs sont plus élevés et permettent une interprétation plus fiable des analyses.

Les analyses SPM1D montrent que la différence significative entre les deux patrons de déplacement antéro-postérieur est principalement localisée à la phase d'oscillation du cycle de marche. Chez l'ensemble des patients, cette différence est observée entre 68 % et 87 % du cycle de marche (Figure 5.7) avec un p significatif de $7.0618e-05$. En dehors de cette phase, les profils de déplacement antéro-postérieur restent globalement similaires et ne présentent pas de différence statistiquement significative.

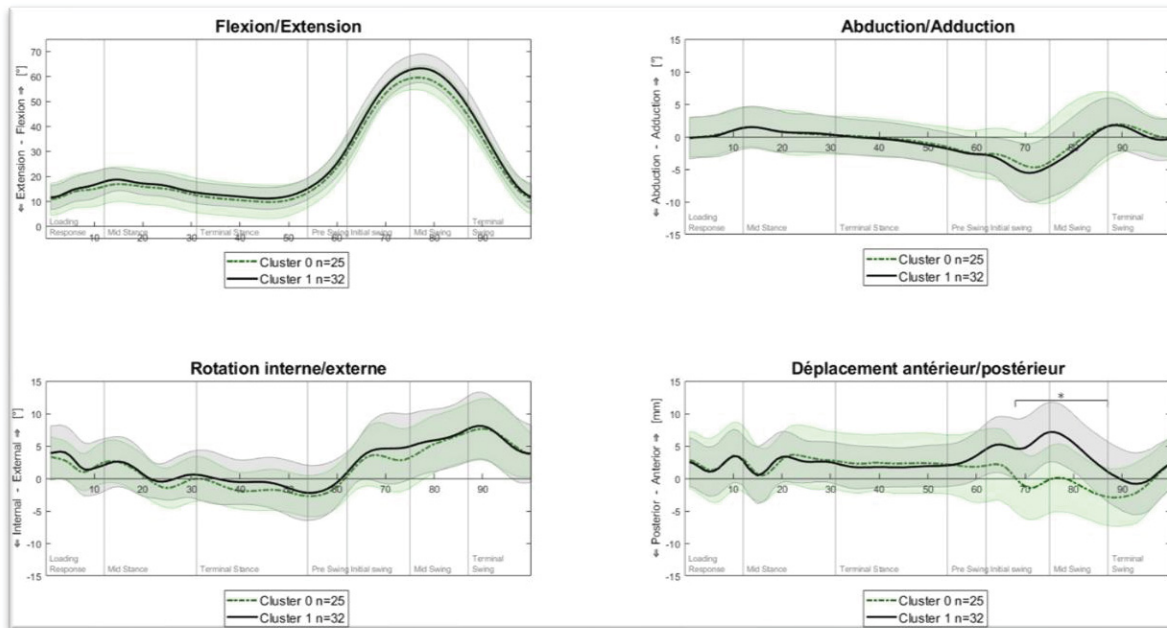


Figure 5.7 : Analyse SPM1D pour tous les patients, Cluster 0 vs Cluster 1

Chez les femmes, une différence significative est également retrouvée au cours de cette même phase, sur une plage temporelle légèrement plus petite, comprise entre 70 % et 82 % du cycle de marche (Figure 5.8) avec un p significatif de 0.0023. Durant cette période, un groupe de patientes présente un déplacement antérieur plus importante du tibia, se traduisant par un positionnement plus antérieur du centre du genou par rapport à l'autre patron.

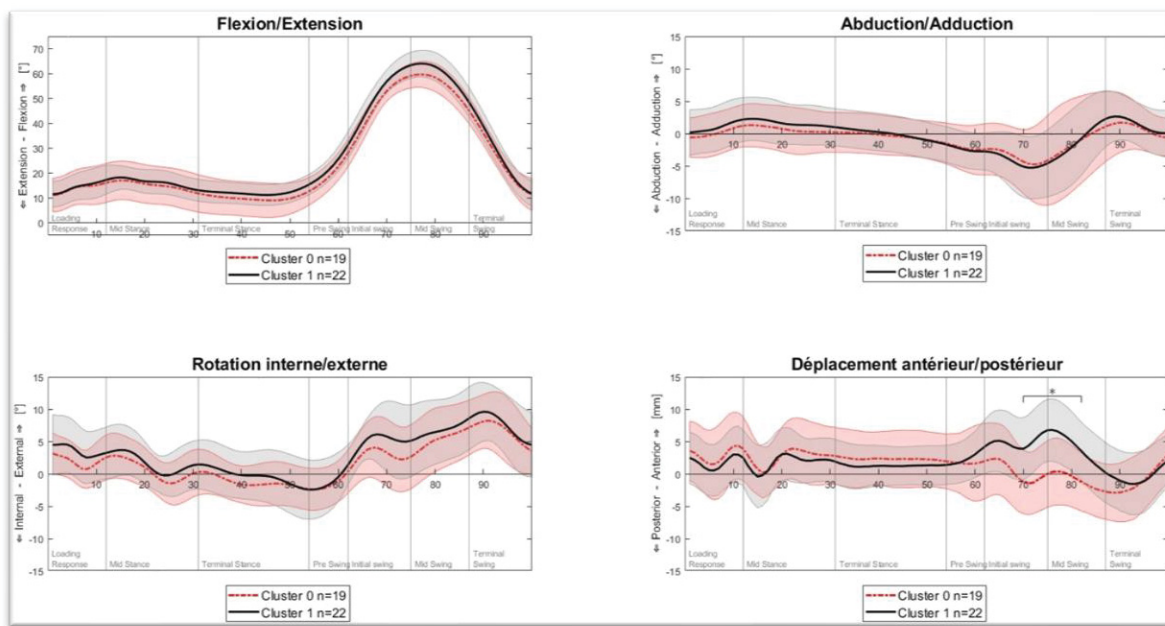


Figure 5.8 : Analyse SPM1D pour les femmes, Cluster 0 vs Cluster 1

Plus précisément, au cours de la phase d'oscillation, deux comportements cinématiques opposés sont observés. Un premier groupe de patients présente un déplacement antérieur marqué du tibia, rapide et prononcé du centre du genou vers l'avant. À l'inverse, le second groupe adopte un comportement opposé, caractérisé par un déplacement postérieur du centre du genou.

Cette opposition claire entre les deux patrons indique que des facteurs autres que la morphologie osseuse exercent une influence importante sur la cinématique du genou pendant la marche. L'activation musculaire, notamment des ischio-jambiers et du quadriceps, ou encore des stratégies de compensation liées à l'instabilité rotatoire du genou, pourraient être des facteurs potentiels.

Afin d'interpréter ces deux patrons, l'étude du grade du pivot shift, en lien avec l'instabilité rotatoire, ainsi que l'analyse de l'activité musculaire ont été réalisées.

5.2.1 Interprétation des résultats : étude du grade du pivot shift

Comme évoqué dans la revue de littérature, le pivot shift est un test clinique dynamique permettant d'évaluer l'instabilité rotatoire antéro-latérale du genou. Il est classiquement utilisé dans le diagnostic de la rupture du LCA et son grade reflète la sévérité de cette instabilité.

Dans le cadre de cette étude, le grade du pivot shift était disponible pour 41 des 57 patients. La suite de l'analyse a donc été réalisée sur ces 41 patients. Les effectifs se répartissaient en $n = 17$ pour le cluster 0 et $n = 24$ pour le cluster 1, correspondant à des tailles d'échantillon suffisantes pour permettre des analyses fiables.

Les grades de pivot shift observés étaient répartis entre absence de pivot shift (négatif), grade 1 correspondant à un glissement équivoque, grade 2 correspondant à un pivot shift franc, et grade 3 correspondant à un pivot shift explosif.

En vue des différences cinématiques observées entre les deux clusters, il est possible d'émettre l'hypothèse que le cluster présentant un déplacement antérieur marqué du tibia durant la phase d'oscillation soit majoritairement associé à des grades élevés de pivot shift (grades 2 et 3), traduisant une instabilité rotatoire plus importante du genou.

À l'inverse, le cluster caractérisé par un déplacement plus postérieur ou plus contenu du tibia pourrait être davantage associé à des grades faibles ou négatifs de pivot shift (négatif ou grade 1). Cela suggère une meilleure capacité de contrôle dynamique du genou, possiblement liée à des stratégies de compensation neuromusculaires plus efficaces.

Cependant, l'ensemble des grades 1, 2 et 3 du pivot shift est retrouvé au sein de chacun des deux clusters (Figure 5.9).

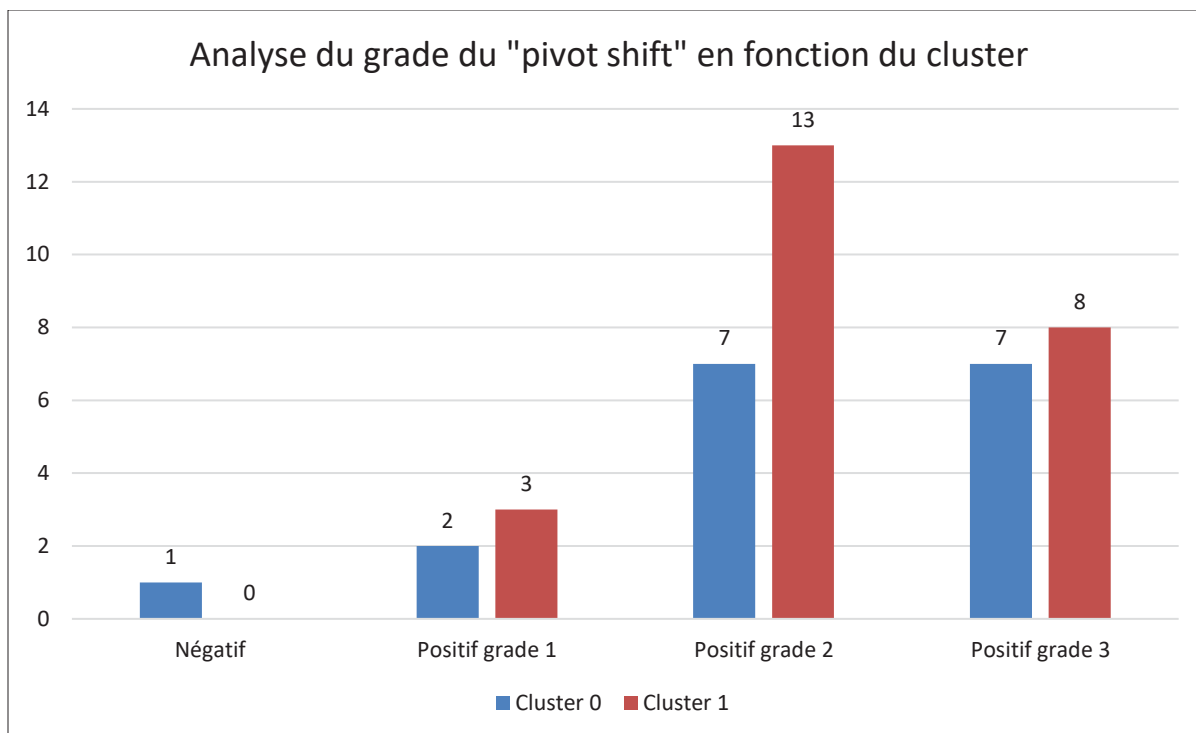


Figure 5.9 : Histogramme de la répartition des pivot shift selon les 2 clusters

Les grades faibles, correspondant aux grades 1 ($n = 5$) et aux tests négatifs ($n = 1$), restent très peu représentés dans la population étudiée. La majorité des patients présentent donc une instabilité rotatoire marquée, ce qui est cohérent avec le contexte de rupture du LCA.

Dans ces conditions, aucun lien clair n'est mis en évidence entre les deux patrons de cinématique du genou identifiés et le grade du pivot shift car la répartition des grades est globalement similaire entre les clusters.

5.2.2 Interprétation des résultats : étude de l'activation musculaire

L'explication des deux patrons de déplacement antéro-postérieur observés repose donc probablement sur des différences d'activation musculaire.

Le quadriceps et les ischio-jambiers jouent un rôle essentiel dans le contrôle dynamique du genou, en particulier chez les patients avec une rupture du LCA. Le quadriceps tend à favoriser le déplacement antérieur tibial, tandis que les ischio-jambiers exercent une force opposée, permettant de limiter ce déplacement en tirant postérieurement le tibia.

Ce rôle des ischio-jambiers est très important durant la phase d'oscillation du cycle de marche. En effet, durant cette phase, le membre inférieur n'est pas en charge. Le contrôle de la position du tibia dépend donc principalement de l'activation musculaire. Une activation plus importante des ischio-jambiers pourrait expliquer le patron caractérisé par un déplacement plus postérieur. À l'inverse, une activation insuffisante des ischio-jambiers, associée à une action prédominante du quadriceps, pourrait favoriser le patron présentant un déplacement antérieur marqué du tibia.

Ces différences d'activation musculaire pourraient refléter des stratégies neuromusculaires individuelles mises en place pour compenser l'instabilité liée à la rupture du LCA.

Les tests isocinétiques, réalisés le même jour que l'acquisition KneeKG, ont été utilisés pour analyser les différences musculaires entre les deux patrons. Comme décrit dans la revue de littérature, les tests isocinétiques constituent une méthode de référence pour l'évaluation de la fonction musculaire du genou. Ils permettent de mesurer de manière objective la force du quadriceps et des ischio-jambiers, ainsi que leur équilibre relatif, notamment à travers le ratio ischio-jambiers/quadriceps.

Dans le cadre de cette analyse, les valeurs des quadriceps et des ischio-jambiers obtenues lors de la visite ont été extraites pour la vitesse de 60°/s. Cette vitesse a été choisie car elle permet d'évaluer la force musculaire maximale en condition lente et constitue la référence la plus

utilisée dans la littérature (Cvjetkovic et al., 2015; Risberg et al., 2018; Rivera-Brown et al., 2022).

Les valeurs du quadriceps et des ischio-jambiers ont d'abord été extraites pour le pic de couple (Nm/kg). Le pic de couple correspond à la force maximale développée au cours du mouvement. Cette variable est classiquement utilisée pour le calcul du ratio ischio-jambiers/quadriceps.

Le travail par répétition (J/kg) a également été récupéré. Cette variable représente la quantité totale de travail produite sur l'ensemble de l'amplitude articulaire. Elle permet d'évaluer la performance musculaire de manière plus globale que le seul pic de couple.

À partir de ces paramètres, un ratio ischio-jambiers/quadriceps a été calculé pour chaque sujet, puis la moyenne des ratios individuels a été utilisée pour les analyses statistiques. Cette méthode a été choisie afin de mieux représenter le ratio propre à chaque participant et de limiter l'influence des variations interindividuelles qui peuvent affecter le calcul d'un ratio basé sur les moyennes de groupe.

Dans le cadre de cette étude, les données musculaires étaient disponibles pour 45 des 57 patients. La suite de l'analyse a donc été réalisée sur ces 45 patients. Les effectifs se répartissaient en $n = 20$ pour le cluster 0 et $n = 25$ pour le cluster 1, correspondant à des tailles d'échantillon suffisantes pour permettre des analyses fiables.

Les analyses statistiques ont été réalisées à partir des valeurs individuelles calculées pour chaque sujet. Les comparaisons entre les deux clusters ont été effectuées à l'aide d'un test t de Welch pour échantillons indépendants, afin de tenir compte d'éventuelles différences de variance et de tailles d'échantillons entre les groupes. Ce test repose sur la comparaison des moyennes selon la formule suivante :

(5.1)

$$t = \frac{x_1 - x_2}{\sqrt{\frac{s_1^2}{n_1} + \frac{s_2^2}{n_2}}}$$

Où x_1 et x_2 représentent les moyennes des deux clusters, s_1 et s_2 les écarts-types, et n_1 et n_2 les tailles d'échantillon. La statistique t est ensuite comparée à une distribution de Student afin de déterminer la p -value associée. Le seuil de significativité statistique a été fixé à $p < 0,05$.

Comme observé dans les deux tableaux (Tableau 5.1, Tableau 5.2), les valeurs moyennes des quadriceps et des ischio-jambiers sont similaires pour les deux clusters. Cette observation est valable aussi bien pour le pic de couple que pour le travail par répétition à 60°/s.

Tableau 5.1 : Récapitulatif des résultats moyens obtenus à partir de valeurs des tests isocinétiques en pic de couple

Pic de couple	Cluster 0	Cluster 1	p value
Ischio-jambiers (Nm/kg)	77.20	87.44	0.28
Quadriceps (Nm/kg)	110.65	113.72	0.31
Ratio (I/Q)	0.734	0.772	0.38

Tableau 5.2 : Récapitulatif des résultats moyens obtenus à partir de valeurs des tests isocinétiques en travail par répétition

Travail par répétition	Cluster 0	Cluster 1	p value
Ischio-jambiers (Nm/kg)	92.20	100.96	0.33
Quadriceps (Nm/kg)	121.75	131.08	0.27
Ratio (I/Q)	0.796	0.775	0.66

Les ratios ischio-jambiers/quadriceps apparaissent globalement similaires entre les deux clusters, avec des valeurs comprises entre 0,73 et 0,80. Les différences observées demeurent faibles, tant pour le pic de couple que pour le travail par répétition.

Un ratio d'environ 0,75 signifie que la force des ischio-jambiers représente environ 75 % de celle des quadriceps à cette vitesse angulaire. Dans la littérature, les valeurs de référence du ratio conventionnel à 60°/s se situent généralement entre 0,50 et 0,60 chez des sujets sains non sportifs, et entre 0,60 et 0,70 chez des populations sportives. Une valeur supérieure ou égale à 0,70 est habituellement considérée un équilibre musculaire satisfaisant, voire élevé (Coombs & Garbutt, 2002; Grygorowicz et al., 2017; Mandroukas et al., 2023; Risberg et al., 2018). Compte tenu du profil sportif des patients inclus dans cette étude, les valeurs observées apparaissent cohérentes avec les données rapportées dans la littérature.

Aucune différence notable n'est donc observée entre les deux clusters concernant la force maximale des quadriceps, des ischio-jambiers ou leur équilibre relatif.

Les valeurs du genou controlatéral ont également été analysées pour le pic de couple et le travail par répétition à 60°/s (Tableau 5.3, Tableau 5.4).

Tableau 5.3 : Récapitulatif des résultats moyens obtenus à partir de valeurs des tests isocinétiques en pic de couple pour le genou controlatéral

Pic de couple – Genou controlatérale	Cluster 0	Cluster 1	<i>p</i> value
Ischio-jambiers (Nm/kg)	84.10	94.88	0.47
Quadriceps (Nm/kg)	136.60	146.20	0.42
Ratio (I/Q)	0.734	0.772	0.50

Tableau 5.4 : Récapitulatif des résultats moyens obtenus à partir de valeurs des tests isocinétiques en travail par répétition pour le genou controlatéral

Travail par répétition – Genou controlatéral	Cluster 0	Cluster 1	<i>p</i> value
Ischio-jambiers (Nm/kg)	105.45	114.48	0.39
Quadriceps (Nm/kg)	148.25	159.36	0.41
Ratio (I/Q)	0.724	0.725	0.96

Bien que le genou controlatéral soit globalement plus fort, le profil musculaire reste comparable entre les deux patrons. Cette asymétrie bilatérale ne permet donc pas d'expliquer la différence de patrons cinématiques observée.

Les tests isocinétiques fournissent également des informations sur le temps d'accès au pic de couple maximal. Ce paramètre correspond au temps nécessaire pour atteindre la force maximale et peut être interprété comme un indicateur du délai d'activation musculaire. Un temps plus long pourrait refléter une activation musculaire plus tardive, tandis qu'un temps plus court suggérerait une activation plus rapide (Bernard et al., 2012; Sharma et al., 2022).

Les temps d'accès au pic de couple maximal ont ainsi été analysés pour le genou déficient en LCA ainsi que pour le genou controlatéral.

Le Tableau 5.5 montre que le temps d'accès au couple maximal est globalement similaire entre les deux clusters. De plus, des ratios proches de 1 suggèrent une bonne symétrie des temps d'activation entre le genou déficient en LCA et le genou controlatéral. L'hypothèse d'un temps d'activation musculaire différent selon les clusters n'est donc pas confirmée.

Tableau 5.5 : Récapitulatif des résultats moyens obtenus à partir de valeurs des tests isocinétiques pour le temps d'accès au couple maxi

Temps d'accès au couple maxi	Cluster 0	Cluster 1	<i>p</i> value
Genou LCA déficient (s)	0.714	0.668	0.45
Genou controlatéral (s)	0.700	0.679	0.44
Ratio (Contro/LCAD)	0.986	1.030	0.45

Aucune différence statistiquement significative n'a été observée entre les deux clusters pour l'ensemble des paramètres isocinétiques analysés ($p > 0.05$).

5.3 Discussion

Les résultats de cette étude ont mis en évidence l'existence de deux patrons distincts de déplacement antéro-postérieur du genou après rupture du LCA. Cette différence apparaît indépendamment de la PTP et ne semble ni associée au grade du pivot shift ni aux paramètres musculaires mesurés en isocinétique. Ces observations amènent à plusieurs interprétations concernant le contrôle dynamique du genou après rupture du LCA.

Malgré le rôle biomécanique reconnu de la PTP, les patrons identifiés sont indépendants de sa valeur. Cela suggère que la morphologie seule ne détermine pas le comportement dynamique du genou pendant la marche. Ce résultat met également en évidence l'intérêt du clustering dans l'analyse des courbes cinématiques. Contrairement aux analyses SPM1D qui comparent des groupes préalablement définis, le clustering permet d'identifier des profils intrinsèques au courbe, sans hypothèse de départ. Cette approche est pertinente pour explorer l'hétérogénéité des comportements individuels.

Les différences entre les deux clusters apparaissent surtout pendant la phase d'oscillation du cycle de marche. Durant cette phase, le membre inférieur n'est pas en charge et les contraintes

mécaniques sont faibles. Le positionnement du tibia dépend donc principalement de l'activation musculaire et du contrôle neuromusculaire. Le fait que les deux patrons se distinguent précisément à ce moment suggère que l'origine de la différence est liée à un mécanisme actif plutôt qu'à un facteur biomécanique. Si la morphologie était un élément déterminant, des différences auraient probablement été également observées en phase d'appui, lorsque les contraintes sur le genou sont plus importantes.

L'absence d'association entre le grade du pivot shift et les patrons cinématiques observés est cohérente avec la littérature décrivant une dissociation entre laxité passive et stabilité fonctionnelle. Plusieurs travaux ont en effet montré que la laxité ligamentaire mesurée cliniquement ne définit pas nécessairement le comportement dynamique du genou. Certains patients parviennent à maintenir une stabilité dynamique malgré une rupture du LCA, grâce à des stratégies neuromusculaires adaptées et à une co-contraction musculaire protectrice (Eastlack et al., 1999; Rudolph et al., 2000, 2001). Dans ce contexte, le fait que des patients présentant des grades de pivot shift similaires appartiennent à des patrons cinématiques différents suggère que le contrôle neuromusculaire pourrait être plus déterminant que l'instabilité rotatoire passive dans le comportement observé pendant la marche. De plus, le grade du pivot shift est plus en lien avec le mouvement de rotation interne et externe car ce test permet la mesure de l'instabilité rotatoire. Il est donc cohérent qu'il n'y ait pas de lien avec le déplacement antéro-postérieur.

L'hypothèse d'un rôle central du contrôle neuromusculaire semble être cohérente car les tests isocinétiques ne montrent aucune différence entre les deux clusters. Les valeurs de pic de couple, de travail par répétition et le ratio ischio-jambiers/quadriceps sont très proches dans les deux clusters. Les ratios sont autour de 0,75, ce qui correspond à un bon équilibre musculaire pour une population sportive. Cela signifie que ce n'est peut-être pas la quantité de force qui fait la différence, mais la façon dont cette force est utilisée pendant la marche.

L'isocinétisme mesure une contraction maximale, isolée, à vitesse contrôlée, et en dehors d'un contexte fonctionnel. La marche, au contraire, repose sur des activations de faibles intensités, coordonnées et adaptées en permanence à la tâche. Les différences observées auraient donc pu être liées au timing d'activation, plutôt qu'à la force brute. En phase d'oscillation, une activation plus précoce ou plus importante des ischio-jambiers peut favoriser un positionnement plus postérieur du tibia. À l'inverse, une contribution plus faible de ces muscles peut favoriser un déplacement antérieur plus fort sous l'effet du quadriceps. Cependant, l'analyse du temps d'accès au couple maximal n'a montré aucune différence entre les deux clusters. Cette hypothèse d'un timing d'activation musculaire différent ne peut donc pas être confirmée avec les données disponibles.

Certaines limites doivent cependant être prises en compte. Le grade du pivot shift repose sur une évaluation clinique qui peut varier selon l'examineur, ce qui introduit une part de subjectivité et peut limiter la fiabilité de cette mesure. De plus, le délai entre la blessure et la réalisation du test isocinétique varie fortement d'un patient à l'autre. La rééducation préopératoire étant généralement recommandée après une rupture du LCA, certains patients ont eu davantage de temps pour suivre ce programme. Dans la cohorte d'étude, certains tests (KneeKG et tests isocinétiques) ont été réalisés un à deux mois après la blessure, tandis que d'autres ont été effectués jusqu'à six mois plus tard. Ce délai plus long peut permettre une meilleure récupération musculaire, ce qui peut influencer les valeurs de force mesurées. L'analyse s'est également centrée uniquement sur le déplacement antéro-postérieur. Les autres plans du mouvement n'ont pas été étudiés, alors qu'ils pourraient également influencer les stratégies cinématiques observées.

CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

5.4 Conclusion

L'objectif de ce travail était d'explorer le déplacement antéro-postérieur du genou lors de la marche chez des patients présentant une rupture du LCA, en analysant l'association entre la PTP et les profils cinématiques observés, ainsi qu'en identifiant d'éventuels profils fonctionnels distincts au sein de cette population.

Les résultats montrent que la PTP exerce une influence limitée sur le déplacement antéro-postérieur du genou en conditions dynamiques de marche chez les patients présentant une rupture du LCA. Bien que la PTP soit décrite dans la littérature comme un facteur anatomique associé au risque de rupture du LCA dans des conditions statiques ou quasi statiques, où elle est liée à une augmentation potentielle de la translation antérieure du tibia, nos résultats ne permettent pas d'évaluer son rôle dans la survenue de la rupture. Ils suggèrent toutefois qu'une PTP élevée n'est pas associée à des différences significatives de cinématique lors de la marche dans cette population. Cette dissociation entre les observations statiques et dynamiques pourrait s'expliquer par l'intervention de mécanismes compensatoires, notamment neuromusculaires, capables de moduler le déplacement tibial lors d'activités fonctionnelles.

En parallèle, l'approche par clustering met en évidence l'existence de profils cinématiques distincts, indépendants de la PTP, du pivot shift et des paramètres isocinétiques étudiés. Ces différences, principalement observées en phase d'oscillation, suggèrent que d'autres facteurs, notamment liés au contrôle neuromusculaire, pourraient contribuer aux variations de déplacement tibial observées entre les patients. L'ensemble des résultats met ainsi en évidence une forte variabilité interindividuelle et souligne que la cinématique du genou après rupture du LCA ne peut être expliquée par un seul facteur anatomique.

5.5 Recommandations et perspectives

Sur le plan clinique, ces résultats suggèrent que l'évaluation de la stabilité du genou après rupture du LCA ne devrait pas se limiter aux paramètres angulaires ou aux tests de laxité passive. L'intégration du déplacement antéro-postérieur et de l'analyse des profils individuels pourrait permettre une approche plus fine et personnalisée de l'évaluation fonctionnelle.

Sur le plan méthodologique, l'utilisation combinée d'analyses globales (SPM1D) et d'approches centrées sur l'individu (clustering) semblent pertinente pour mieux comprendre l'hétérogénéité des comportements cinématiques.

Sur le plan de la recherche, plusieurs perspectives peuvent être envisagées. Il serait pertinent d'étudier le déplacement antéro-postérieur dans des tâches plus contraignantes, telles que la course, les changements de direction ou les activités sportives. L'intégration de mesures du contrôle neuromusculaire, notamment via l'électromyographie, permettrait également de mieux comprendre le rôle du timing et de la coordination musculaire et d'observer s'ils ont un véritable impact sur la régulation du déplacement antéro-postérieur en face d'oscillation. Enfin, des études incluant des populations pédiatriques sont nécessaires, la littérature actuelle étant encore très limitée dans ce domaine.

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Ancillao, A., Aertbeliën, E., & De Schutter, J. (2021). Effect of the soft tissue artifact on marker measurements and on the calculation of the helical axis of the knee during a gait cycle : A study on the CAMS-Knee data set. *Human Movement Science*, 80, None. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2021.102866>
- Banks, S. A., & Hodge, W. A. (1996). Accurate measurement of three-dimensional knee replacement kinematics using single-plane fluoroscopy. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 43(6), 638-649. <https://doi.org/10.1109/10.495283>
- Benjaminse, A., Gokeler, A., & van der Schans, C. P. (2006a). Clinical diagnosis of an anterior cruciate ligament rupture : A meta-analysis. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 36(5), 267-288. <https://doi.org/10.2519/jospt.2006.2011>
- Benjaminse, A., Gokeler, A., & van der Schans, C. P. (2006b). Clinical diagnosis of an anterior cruciate ligament rupture : A meta-analysis. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 36(5), 267-288. <https://doi.org/10.2519/jospt.2006.2011>
- Bernard, P.-L., Amato, M., Degache, F., Edouard, P., Ramdani, S., Blain, H., Calmels, P., & Codine, P. (2012). Reproducibility of the time to peak torque and the joint angle at peak torque on knee of young sportsmen on the isokinetic dynamometer. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 55(4), 241-251. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2012.01.005>
- Bernhardson, A. S., DePhillipo, N. N., Daney, B. T., Kennedy, M. I., Aman, Z. S., & LaPrade, R. F. (2019). Posterior Tibial Slope and Risk of Posterior Cruciate Ligament Injury.

The American Journal of Sports Medicine, 47(2), 312-317.

<https://doi.org/10.1177/0363546518819176>

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

Cereatti, A., Della Croce, U., & Cappozzo, A. (2006). Reconstruction of skeletal movement using skin markers: Comparative assessment of bone pose estimators. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 3, 7. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-3-7>

Cerulli, G., Placella, G., Sebastiani, E., Tei, M. M., Speziali, A., & Manfreda, F. (2013). ACL Reconstruction: Choosing the Graft. *Joints*, 1(1), 18-24.

Chambat, P., Guier, C., Sonnery-Cottet, B., Fayard, J.-M., & Thaumat, M. (2013). The evolution of ACL reconstruction over the last fifty years. *International Orthopaedics*, 37(2), 181-186. <https://doi.org/10.1007/s00264-012-1759-3>

Coffey, R., & Bordoni, B. (2023). Lachman Test. In *StatPearls [Internet]*. StatPearls Publishing. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/books/NBK554415/>

Coombs, R., & Garbutt, G. (2002). Developments in the use of the hamstring/quadriceps ratio for the assessment of muscle balance. *Journal of Sports Science & Medicine*, 1(3), 56-62.

Cvjetkovic, D. D., Bijeljic, S., Palija, S., Talic, G., Radulovic, T. N., Kosanovic, M. G., & Manojlovic, S. (2015). Isokinetic Testing in Evaluation Rehabilitation Outcome After

ACL Reconstruction. *Medical Archives*, 69(1), 21-23.

<https://doi.org/10.5455/medarh.2015.69.21-23>

Dargel, J., Gotter, M., Mader, K., Pennig, D., Koebeke, J., & Schmidt-Wiethoff, R. (2007).

Biomechanics of the anterior cruciate ligament and implications for surgical reconstruction. *Strategies in Trauma and Limb Reconstruction*, 2(1), 1-12.

<https://doi.org/10.1007/s11751-007-0016-6>

Dean, R. S., DePhillipo, N. N., Chahla, J., Larson, C. M., & LaPrade, R. F. (2021). Posterior

Tibial Slope Measurements Using the Anatomic Axis Are Significantly Increased Compared With Those That Use the Mechanical Axis. *Arthroscopy: The Journal of*

Arthroscopic & Related Surgery, 37(1), 243-249.

<https://doi.org/10.1016/j.arthro.2020.09.006>

Dejour, D., Dan, M., & Nicolas, C. (2025). Posterior tibial slope (PTS) reducing osteotomy

should be considered in patients having primary ACL reconstruction if PTS is greater than 12-14 degrees. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 41.

<https://doi.org/10.1016/j.arthro.2025.03.004>

Dejour, H., & Bonnin, M. (1994). (PDF) Tibial translation after anterior cruciate ligament

rupture. Two radiological tests compared. *ResearchGate*.

https://www.researchgate.net/publication/15116512_Tibial_translation_after_anterior_cruciate_ligament_rupture_Two_radiological_tests_compared

- Dienst, M., Burks, R. T., & Greis, P. E. (2002). Anatomy and biomechanics of the anterior cruciate ligament. *Orthopedic Clinics of North America*, 33(4), 605-620. [https://doi.org/10.1016/S0030-5898\(02\)00010-X](https://doi.org/10.1016/S0030-5898(02)00010-X)
- Dufour, M. (2023). *Anatomie de l'appareil locomoteur—Tome 1. Membre inférieur*. Elsevier Health Sciences.
- Duthon, V. B., Barea, C., Abrassart, S., Fasel, J. H., Fritschy, D., & Ménétrey, J. (2006). Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 14(3), 204-213. <https://doi.org/10.1007/s00167-005-0679-9>
- Eastlack, M. E., Axe, M. J., & Snyder-Mackler, L. (1999). Laxity, instability, and functional outcome after ACL injury : Copers versus noncopers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31(2), 210-215. <https://doi.org/10.1097/00005768-199902000-00002>
- Everitt, B. (2011). *Cluster Analysis*.
- Federer, S. J. (2025). The gait cycle and its disorders. *Orthopaedics and Trauma*, 39(5), 289-294. <https://doi.org/10.1016/j.mporth.2025.08.004>
- Flandry, F., & Hommel, G. (2011). Normal Anatomy and Biomechanics of the Knee. *Sports Medicine and Arthroscopy Review*, 19(2), 82. <https://doi.org/10.1097/JSA.0b013e318210c0aa>
- Gans, I., Retzky, J. S., Jones, L. C., & Tanaka, M. J. (2018). Epidemiology of Recurrent Anterior Cruciate Ligament Injuries in National Collegiate Athletic Association

- Sports : The Injury Surveillance Program, 2004-2014. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 6(6), 2325967118777823. <https://doi.org/10.1177/2325967118777823>
- Grygorowicz, M., Michałowska, M., Walczak, T., Owen, A., Grabski, J. K., Pyda, A., Piontek, T., & Kotwicki, T. (2017). Discussion about different cut-off values of conventional hamstring-to-quadriceps ratio used in hamstring injury prediction among professional male football players. *PLoS ONE*, 12(12), e0188974. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0188974>
- 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. *Journal of Biomechanics*, 38(9), 1926-1931. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.05.013>
- Halilaj, E., Rajagopal, A., Fiterau, M., Hicks, J. L., Hastie, T. J., & Delp, S. L. (2018). Machine learning in human movement biomechanics : Best practices, common pitfalls, and new opportunities. *Journal of biomechanics*, 81, 1-11. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.09.009>
- Jain, A. K. (2010). Data clustering : 50 years beyond K-means. *Pattern Recognition Letters, Award winning papers from the 19th International Conference on Pattern Recognition (ICPR)*, 31(8), 651-666. <https://doi.org/10.1016/j.patrec.2009.09.011>
- Jain, A. K., Murty, M. N., & Flynn, P. J. (1999). Data clustering : A review. *ACM Comput. Surv.*, 31(3), 264-323. <https://doi.org/10.1145/331499.331504>
- Kataoka, K., Nagai, K., Hoshino, Y., Shimabukuro, M., Nishida, K., Kanzaki, N., Matsushita, T., & Kuroda, R. (2022). Steeper lateral posterior tibial slope and greater lateral-medial

slope asymmetry correlate with greater preoperative pivot-shift in anterior cruciate ligament injury. *Journal of Experimental Orthopaedics*, 9. <https://doi.org/10.1186/s40634-022-00556-x>

Labbe, D. R., Hagemeister, N., Tremblay, M., & de Guise, J. (2008). Reliability of a method for analyzing three-dimensional knee kinematics during gait. *Gait & Posture*, 28(1), 170-174. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.11.002>

Lin, L. J., Akpinar, B., & Meislin, R. J. (2020). Tibial Slope and Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Outcomes. *JBJS Reviews*, 8(4), e0184. <https://doi.org/10.2106/JBJS.RVW.19.00184>

Lind, D. R. G., Patil, R. S., Amunategui, M. A., & DePhillipo, N. N. (2023). Evolution of anterior cruciate ligament reconstruction & graft choice : A review. *Annals of Joint*, 8, 19. <https://doi.org/10.21037/aoj-22-39>

Lustig, S., Magnussen, R. A., Cheze, L., & Neyret, P. (2012). The KneeKG system : A review of the literature. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 20(4), 1795. <https://doi.org/10.1007/s00167-011-1867-4>

Malik, Dr. S., Wani, Dr. A. A., Faizan, Dr. S. S. M., & Shah, Dr. A. A. (2024). Comparative analysis of Lachman's test versus pivot Shift test in diagnosing anterior cruciate ligament tear. *National Journal of Clinical Orthopaedics*, 8(1), 36-39. <https://doi.org/10.33545/orthor.2024.v8.i1a.432>

- Mall, N. A., & Paletta, G. A. (2013). Pediatric ACL injuries : Evaluation and management. *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*, 6(2), 132-140. <https://doi.org/10.1007/s12178-013-9169-8>
- Mandalia, V., Bayley, M., Bhamber, N., Middleton, S., & Houston, J. (2023a). Posterior Tibial Slope in Anterior Cruciate Ligament Surgery : A Systematic Review. *Indian Journal of Orthopaedics*, 57(9), 1376-1386. <https://doi.org/10.1007/s43465-023-00947-x>
- Mandalia, V., Bayley, M., Bhamber, N., Middleton, S., & Houston, J. (2023b). Posterior Tibial Slope in Anterior Cruciate Ligament Surgery : A Systematic Review. *Indian Journal of Orthopaedics*, 57(9), 1376-1386. <https://doi.org/10.1007/s43465-023-00947-x>
- Mandroukas, A., Michailidis, Y., & Metaxas, T. (2023). Muscle Strength and Hamstrings to Quadriceps Ratio in Young Soccer Players : A Cross-Sectional Study. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, 8(2), 70. <https://doi.org/10.3390/jfmk8020070>
- Manolova, A. (2011, septembre 6). *Biomécanique du Sport et de l'Exercice—Sci-Sport*. <https://sci-sport.com/biomecanique-du-sport-et-de-l-exercice/>
- Mazy, D., Cance, N., Favroul, C., Angelelli, L., Beckers, G., Dan, M. J., & Dejour, D. H. (2025). The Impact of Posterior Tibial Slope and Static Anterior Tibial Translation on ACL Graft Rupture Rates After Hamstring Autograft Reconstruction With Lateral Extra-articular Tenodesis. *The American Journal of Sports Medicine*, 53(10), 2379-2386. <https://doi.org/10.1177/03635465251350397>

- Mohan, C. V., Siju, K. M., Jayakrishnan, K. S., & Gopikrishnan, K. (2025). Comparison of the Lever Sign, Lachman Test, and Lateral Pivot Shift Test for Assessing Diagnostic Accuracy in Complete Anterior Cruciate Ligament Tears : A Cross-sectional Study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 19(5), RC01-RC05. <https://doi.org/10.7860/jcdr/2025/78127.20994>
- Moore, T. M., & Harvey, J. P. (1974). Roentgenographic measurement of tibial-plateau depression due to fracture. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 56(1), 155-160.
- Musahl, V., & Karlsson, J. (2019). Anterior Cruciate Ligament Tear. *New England Journal of Medicine*, 380(24), 2341-2348. <https://doi.org/10.1056/NEJMcp1805931>
- Pearle, A. D., Nawabi, D. H., Marom, N., Wickiewicz, T. L., & Imhauser, C. W. (2021). Editorial Commentary : The Pivot Shift and Lachman Examinations: Teammates With Distinct Roles. *Arthroscopy*, 37(2), 682-685. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2020.12.001>
- Peez, C., Waider, C., Deichsel, A., Briese, T., Palma Kries, L. K., Herbst, E., Raschke, M. J., & Kittl, C. (2024). Proximal tibial anatomical axis and anterior tibial cortex-based measurements of posterior tibial slope on lateral radiographs differ least from actual posterior tibial slope-A biomechanical study. *Journal of Experimental Orthopaedics*, 11(4), e70108. <https://doi.org/10.1002/jeo2.70108>
- Perry, J. (avec Burnfield, J. M.). (2010). *Gait Analysis : Normal and Pathological Function, Second Edition* (2nd ed). SLACK, Incorporated.

- Petersen, W., & Tillmann, B. (2002). Anatomie und Funktion des vorderen Kreuzbandes. *Der Orthopäde*, 31(8), 710-718. <https://doi.org/10.1007/s00132-002-0330-0>
- Planta, A., Surbeck, R., Taylor, W. R., Plüss, S., Vogl, F., & Schütz, P. (2025). A dual-plane fluoroscope to track joint kinematics during dynamic daily activities. *PLOS ONE*, 20(7), e0328351. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0328351>
- Prins, M. (2006). The Lachman test is the most sensitive and the pivot shift the most specific test for the diagnosis of ACL rupture. *Australian Journal of Physiotherapy*, 52(1), 66. [https://doi.org/10.1016/S0004-9514\(06\)70069-1](https://doi.org/10.1016/S0004-9514(06)70069-1)
- Riesterer, J., Mauch, M., Paul, J., Gehring, D., Ritzmann, R., & Wenning, M. (2020). Relationship between pre- and post-operative isokinetic strength after ACL reconstruction using hamstring autograft. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 12, 68. <https://doi.org/10.1186/s13102-020-00215-7>
- Risberg, M. A., Steffen, K., Nilstad, A., Myklebust, G., Kristianslund, E., Moltubakk, M. M., & Krosshaug, T. (2018). Normative Quadriceps and Hamstring Muscle Strength Values for Female, Healthy, Elite Handball and Football Players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 32(8), 2314-2323. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002579>
- Rivera-Brown, A. M., Frontera, W. R., Fontánez, R., & Micheo, W. F. (2022). Evidence for isokinetic and functional testing in return to sport decisions following ACL surgery. *PM&R*, 14(5), 678-690. <https://doi.org/10.1002/pmrj.12815>

- Rousseau, O., Lignier, S., Poulain, A., & Caty, G. (2023). Les facteurs de risque anatomiques de la rupture du ligament croisé antérieur chez la femme sportive : Revue narrative. *Journal de Traumatologie du Sport*, 40(1), 27-34. <https://doi.org/10.1016/j.jts.2022.12.006>
- 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 Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 9(2), 62-71. <https://doi.org/10.1007/s001670000166>
- Rudolph, K. S., Axe, M. J., & Snyder-Mackler, L. (2000). Dynamic stability after ACL injury : Who can hop? *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 8(5), 262-269. <https://doi.org/10.1007/s001670000130>
- Schindler, O. S. (2012). Surgery for anterior cruciate ligament deficiency : A historical perspective. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 20(1), 5-47. <https://doi.org/10.1007/s00167-011-1756-x>
- Shabani, B., Bytyqi, D., Lustig, S., Cheze, L., Bytyqi, C., & Neyret, P. (2015). Gait knee kinematics after ACL reconstruction : 3D assessment. *International Orthopaedics*, 39(6), 1187-1193. <https://doi.org/10.1007/s00264-014-2643-0>
- Sharma, K. N., Quddus, N., Hameed, U. A., Khan, S. A., Kumari, A., Alghadir, A. H., & Khan, M. (2022). Mode-specific effects of concentric and eccentric isokinetic training of the hamstring muscle at slow angular velocity on the functional hamstrings-to-quadriceps ratio-a randomized trial. *PeerJ*, 10, e13842. <https://doi.org/10.7717/peerj.13842>

- 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. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.10.032>
- Sonnery-Cottet, B., Mogos, S., Thaumat, M., Archbold, P., Fayard, J.-M., Freychet, B., Clechet, J., & Chambat, P. (2014). Proximal Tibial Anterior Closing Wedge Osteotomy in Repeat Revision of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *The American Journal of Sports Medicine*, 42(8), 1873-1880. <https://doi.org/10.1177/0363546514534938>
- Souvik, P., Ghandour, M., Siret, E., Sammartino, F., Antoine, P., & Ollivier, M. (2025). High posterior tibial slope increases graft failure risk but does not impair functional outcomes after primary ACL reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*. <https://doi.org/10.1002/ksa.70154>
- Tamalet, B., & Rochcongar, P. (2016). Épidémiologie et prévention de la rupture du ligament croisé antérieur du genou. *Revue du Rhumatisme Monographies, Pathologies du genou - Première partie*, 83(2), 103-107. <https://doi.org/10.1016/j.monrhu.2016.01.004>
- Tang, X., Wang, X., Xue, Y., Yin, R., & Yang, J. (2023). A Study of Knee Exoskeleton Configuration Based on Lower Limb Motion Characteristics Analysis. *Machines*, 11(7), 709. <https://doi.org/10.3390/machines11070709>
- Tashman, S., & Anderst, W. (2003). In-Vivo Measurement of Dynamic Joint Motion Using High Speed Biplane Radiography and CT : Application to Canine ACL Deficiency. *Journal of Biomechanical Engineering*, 125(2), 238-245. <https://doi.org/10.1115/1.1559896>

- Todd, M. S., Lalliss, S., Garcia, E., DeBerardino, T. M., & Cameron, K. L. (2010). The Relationship between Posterior Tibial Slope and Anterior Cruciate Ligament Injuries. *The American Journal of Sports Medicine*, 38(1), 63-67. <https://doi.org/10.1177/0363546509343198>
- Vivacqua, T., Thomassen, S., Winkler, P. W., Lucidi, G. A., Rousseau-Saine, A., Firth, A. D., Heard, M., Musahl, V., & Getgood, A. M. J. (2023). Closing-Wedge Posterior Tibial Slope-Reducing Osteotomy in Complex Revision ACL Reconstruction. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 11(1), 23259671221144786. <https://doi.org/10.1177/23259671221144786>
- Webb, J. M., Salmon, L. J., Leclerc, E., Pinczewski, L. A., & Roe, J. P. (2013). Posterior Tibial Slope and Further Anterior Cruciate Ligament Injuries in the Anterior Cruciate Ligament-Reconstructed Patient. *The American Journal of Sports Medicine*, 41(12), 2800-2804. <https://doi.org/10.1177/0363546513503288>
- Xu, R., & Wunsch, D. (2005). Survey of clustering algorithms. *IEEE Transactions on Neural Networks*, 16(3), 645-678. <https://doi.org/10.1109/TNN.2005.845141>
- Yan, W., Xu, X., Xu, Q., Sun, Z., Chen, D., Xu, Z., Jiang, Q., & Shi, D. (2019). In vivo gait kinematics of the knee after anatomical and non-anatomical single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction—A prospective study. *Annals of Translational Medicine*, 7(24), 799. <https://doi.org/10.21037/atm.2019.12.71>
- 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 surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*, 26(5), 1406-1413. <https://doi.org/10.1007/s00167-017-4780-7>
- Yoo, H., & Marappa-Ganeshan, R. (2025). Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb, Knee Anterior Cruciate Ligament. In *StatPearls*. StatPearls Publishing. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK559233/>
- Zantop, T., Petersen, W., & Fu, F. H. (2005). Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Operative Techniques in Orthopaedics, Anatomic ACL Reconstruction, Part 1*, 15(1), 20-28. <https://doi.org/10.1053/j.oto.2004.11.011>
- Zeni, J. A., & Higginson, J. S. (2009). Differences in gait parameters between healthy subjects and persons with moderate and severe knee osteoarthritis : A result of altered walking speed? *Clinical Biomechanics*, 24(4), 372-378. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.02.001>

BIBLIOGRAPHIE

Delestre, Clémence. (2024). *Analyse des adaptations spécifiques au sexe de la translation antéropostérieure à la suite d'une rupture du ligament croisé antérieur en utilisant la méthode de clustering*. Rapport de projet en génie des systèmes, École de technologie supérieure, Montréal, QC.

Lefebvre, Kim. (2024). *Identification de biomarqueurs mécaniques de la déchirure ligamentaire : adaptations spécifiques au sexe*. Mémoire de maîtrise en génie des systèmes, École de technologie supérieure, Montréal, QC. Repéré à https://espace.etsmtl.ca/id/eprint/3448/1/LEFEBVRE_Kim.pdf