

DÉVELOPPEMENT DE MARQUEURS MÉCANIQUES
POUR LA PLANIFICATION CHIRURGICALE : ÉTUDE
DU PIVOT DU GENOU

par

RÉMI COURTEILLE

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

MONTREAL, LE 13 JUIN 2023

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC



Rémi Courteille, 2023



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

PRÉSENTATION DU JURY

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

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

Mme Laurence Chèze, codirectrice de mémoire
Département de Mécanique à l'Université Claude Bernard – Lyon 1 (France)

M. Simon Drouin, président du jury
Département de génie logiciel à l'École de technologie supérieure

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

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

LE 7 JUIN 2023

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Mes premiers remerciements vont à ma directrice de mémoire, Nicola. Tu m'as offert la possibilité de faire cette maîtrise au LIO et m'as encadré tout au long de ces deux années. Tu as toujours su prendre le temps nécessaire pour répondre à toutes mes questions et m'encourager. Ta rigueur, ta patience et ta disponibilité m'ont été d'une aide immense tout au long de cette maîtrise. Je remercie également Laurence, ma co-directrice de mémoire, pour tes précieux conseils et pour m'avoir accueilli dans ton laboratoire, à Lyon, le temps d'une semaine. Je remercie également les professeurs Simon Drouin et Rachid Aissaoui d'avoir accepté de faire partie de mon jury. Je remercie le professeur Sylvain Guegan pour avoir accepté d'encadrer et d'évaluer ce projet pour l'INSA Rennes.

Je tiens à remercier chaleureusement tous les partenaires avec qui nous avons travaillé tout au long de ce projet. Je pense en particulier à Alix et Alex, avec qui nous avons collaboré au cours de ces deux dernières années et qui m'ont beaucoup suivi et conseillé. Je remercie les professeurs Sébastien Lustig et Cécile Batailler pour votre point de vue éclairé lors de notre rencontre. Je voudrais remercier tous les professeurs et étudiants du LIO avec qui j'ai pu échanger sur les différents sujets qui m'ont posé question et qui ont toujours pris le temps de me répondre avec une pédagogie très appréciée. Vous faites de ce laboratoire un lieu de travail confortable et stimulant.

Je remercie aussi tous les étudiants de ce laboratoire et de tout le 11^{ème} étage qui sont devenus bien plus que des collègues. J'adresse un immense merci à Lucas, qui a su être présent dans les moments difficiles face à mon écran ou ailleurs. Merci à Camille pour ton soutien et ton vélo, Guillaume pour m'avoir fait découvrir une nouvelle passion, Alice, Victor, Vincent. Nos moments partagés ont rendu ces deux années bien plus courtes qu'elles n'y paraissent. Merci à tous les autres étudiants avec qui j'ai eu l'occasion d'échanger des instants précieux. J'ai une pensée toute particulière pour Margaux, auprès de qui en plus d'une amie j'ai trouvé une clé

USB. Enfin, je remercie du fond du cœur mes deux acolytes qui ont déjà fait le chemin retour. Soch et Sandrine, vous avez donné un sourire à cette expérience québécoise.

Je remercie enfin toutes les personnes extérieures au laboratoire qui m'ont accompagné. Papa, Maman et Charline, bien sûr, vous m'avez soutenu tout au long de ce projet et vous êtes toujours derrière moi. Mes amis du QG ou de la Kbane, Mariolle évidemment, vous étiez là dans les moments qui ont compté et ce, quoi qu'il se passe. Je vous remercie ainsi que tous mes amis d'ici ou de France. Nos chemins ont beaucoup divergé mais vous êtes toujours restés aussi prêts à partager un rire pour un oui ou pour un non.

DÉVELOPPEMENT DE MARQUEURS MÉCANIQUES POUR LA PLANIFICATION CHIRURGICALE : ÉTUDE DU PIVOT DU GENOU

RÉMI COURTEILLE

RÉSUMÉ

L'arthrose du genou est une pathologie invalidante de plus en plus commune chez des patients parfois relativement jeunes. Les principaux symptômes sont la douleur et la réduction de la mobilité et de la stabilité du genou. Le seul traitement connu de cette pathologie est le remplacement de l'articulation par une prothèse. Les fonctionnalités du genou sont particulièrement visibles au cours de mouvements. Il est donc intéressant d'observer la cinématique en utilisant des marqueurs mécaniques. Dans ce contexte, le pivot du genou est un outil permettant de qualifier le mouvement de l'articulation (Scott A. Banks & Hodge, 2004). Il permet de connaître l'évolution de la cinématique avec le développement de l'arthrose ou lors de la pose de prothèse.

Plusieurs méthodes de calcul du pivot du genou sont proposées dans la littérature en utilisant différentes modalités d'acquisition du mouvement. Cependant, leurs utilisations sont limitées à des protocoles de recherche. L'objectif de ce mémoire est, dans un premier temps, de proposer une méthode utilisable dans un contexte clinique pour participer au suivi des patients et aider à la planification chirurgicale. Dans un second temps, cette méthode sera appliquée à une cohorte de patients munis de prothèses unicompartmentales de genou pour évaluer l'impact de cette procédure relativement conservatrice sur la cinématique du genou.

La méthode proposée s'insère dans la continuité des travaux de Scott A. Banks & Hodge, (2004). L'axe de flexion du genou est approximé par l'axe transépicondyléen. Le pivot est l'intersection de deux axes transépicondyléens consécutifs projetés dans le plan transverse du tibia. La méthode présentée classe les pivots en quatre patrons selon leur position sur l'axe médiolatéral. Les pivots centraux, médiaux et latéraux sont différenciés, ainsi que les patients présentant une rotation axiale très faible face à la translation antéropostérieure. Cette méthode utilise les données d'un examen de genougraphie, soit un examen rapide et effectuable dans un contexte clinique.

VIII

Cette méthode est appliquée à une cohorte de patients équipés d'une prothèse unicompartmentale dont la cinématique est acquise au cours d'essais de marche avant et après la chirurgie. Les cycles de marche étudiés sont divisés en deux phases, l'appui et l'envol. Les résultats montrent une majorité de pivots centraux et de translations antéropostérieures. Au cours de la phase d'appui, 55% des participants conservent le même patron de pivot avant et après la chirurgie. Cette proportion est de 68% au cours de la phase d'envol. La majorité des patients présentent un pivot central ou une translation antéropostérieure dominante. Durant la phase d'envol, plus de 75% des patients sont classifiés avec une translation antéropostérieure dominante. Ce résultat suggère que cette translation est liée à un angle de flexion élevé. Il semble plus pertinent d'étudier la phase d'appui pour noter des différences significatives du pivot.

Ce mémoire présente donc une méthode de calcul et de classification du pivot du genou utilisable pour le suivi des patients et la planification chirurgicale. Il expose aussi les résultats de cette méthode sur une cohorte de patients pour évaluer l'impact des prothèses unicompartmentales sur ce marqueur.

Mots-clés : Gonarthrose; Pivot du genou; Patron de pivot; Prothèse unicompartmentale de genou

DEVELOPMENT OF MECHANICAL MARKERS FOR SURGICAL PLANNING: A KNEE PIVOT POINT STUDY

RÉMI COURTEILLE

ABSTRACT

Knee osteoarthritis is a common and disabling pathology. It can concern young patients. Symptoms are mainly pain as well as reduced knee mobility and stability. The only known treatment for this pathology is replacement of the articulation by an implant. Knee functionalities are noticeable during motion. It seems relevant to look at knee kinematics using mechanical markers to evaluate knee kinematics. Knee pivot point is one of these markers that can be used to assess the joint motion. It can be used to show the evolution of knee kinematics during osteoarthritis development or the impact of knee replacement.

In the literature, several methods are proposed to calculate knee pivot point, using different motion capture techniques. Nevertheless, their uses are restricted to research protocols. The goal of this thesis is, in a first time, to present another method to calculate knee pivot. This method has to be appropriate to a clinical use. In a second time, this method is applied to a group of patients who underwent unicompartmental knee arthroplasty. The aim of this study is to evaluate the impact of this surgery on knee pivot point.

The proposed method extends works done by Scott A. Banks & Hodge, (2004). Knee pivot point is calculated in tibial transverse plan. It is defined as the intersection of consecutive projected transepicondylar axes in this plan. This method classes pivots into four pivot motion patterns. Pivots can be centrals, medials or laterals. In some case, anteroposterior translation is way bigger than rotation. These cases are classified as no pivot motion pattern. This method uses data acquired during kneekinesiography, a clinical exam.

This method is then applied to a group of patients suffering from knee osteoarthritis and who underwent unicompartmental arthroplasty. Knee pivot point is calculated before and after surgery. Gait cycle is split between two phases, stance and swing. During stance phase, 55% of patients presented the same pivot motion pattern before and after arthroplasty. This proportion is 68% during swing phase. Most of patients presents no pivot or a central pivot

motion pattern. During swing phase particularly, more than 75% of patients presents no pivot. This result brings to mind that this translation is linked with high flexion degrees. Studying stance phase seems to be more pertinent to notice difference between patients.

This thesis presents a clinical designed method to calculate and classify knee pivot point. It can be used to follow osteoarthritis development or to help at surgical planning. Results of this method on a patient group are also exposed. They can be used to evaluate impact of unicompartmental arthroplasty on knee pivot point.

Key words: Knee osteoarthritis; Knee pivot point; Pivot motion pattern; Unicompartmental knee arthroplasty

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LA LITTÉRATURE	3
1.1 Anatomie et biomécanique du membre inférieur.....	3
1.1.1 Anatomie du genou.....	3
1.1.1.1 Structure osseuse.....	3
1.1.1.2 Ligaments.....	4
1.1.1.3 Articulations, mouvements et plans anatomiques.....	5
1.1.1.4 Gonarthrose.....	7
1.1.1.5 Arthroplastie	9
1.1.2 Cinématique tridimensionnelle du genou lors de la marche.....	12
1.1.2.1 Le cycle de marche	12
1.2 Pivot du genou	14
1.2.1 Définition	14
1.2.2 Modalités d'acquisition.....	15
1.2.2.1 Fluoroscopie.....	15
1.2.2.2 Systèmes de capture du mouvement optoélectroniques.....	17
1.2.3 Repères anatomiques	18
1.2.4 Calcul du pivot.....	20
1.2.5 Position du pivot du genou	21
1.2.5.1 Pivot au cours de la marche par fluoroscopie	22
1.2.5.2 Pivot au cours de la marche par systèmes optoélectroniques	26
1.2.5.3 Pivot au cours d'autres mouvements	27
1.2.5.4 Résumé des résultats de la littérature.....	27
1.3 Cinématique liée aux prothèses unicompartimentales.....	29
1.4 Discussion de la revue	29
CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS	33
CHAPITRE 3 PROPOSITION D'UNE MÉTHODE DE CALCUL DU PIVOT.....	37
3.1 Instrumentation et acquisitions des données.....	37
3.1.1 Genougraphie.....	37
3.1.2 Pré-traitement des données	40
3.2 Présentation de la méthode de calcul du pivot.....	41
3.2.1 Projection de l'axe transépicondyléen	41
3.2.2 Calcul du pivot.....	43
3.2.2.1 Déplacement minimal des épicondyles.....	43
3.2.2.2 Calcul d'un rapport des déplacements	45
3.2.3 Classification des mouvements.....	46

	3.2.3.1	Patrons de pivot.....	46
	3.2.3.2	Classification en patrons de pivots	47
3.3		Résultats des études de sensibilité	49
	3.3.1.1	Déplacement minimal entre les axes transépicondyléens	49
	3.3.1.2	Rapports limites	52
CHAPITRE 4 APPLICATION DE LA MÉTHODE SUR UNE COHORTE DE PATIENTS AYANT RECU UNE PUC			55
4.1		Cohorte étudiée	55
4.2		Patron prédominant.....	56
4.3		Classification de la cinématique au cours du cycle de marche.....	57
	4.3.1	Résultats pour un participant	57
	4.3.2	Résultats de la cohorte complète.....	60
	4.3.2.1	Phase d'appui	60
	4.3.2.2	Phase d'envol.....	63
CHAPITRE 5 DISCUSSION ET CONCLUSION			67
5.1		Calcul du centre de rotation	67
5.2		Méthode de classification	68
5.3		Étude de la cohorte PUC.....	70
RECOMMANDATIONS			73
ANNEXE I JUSTIFICATION DE L'ÉQUATION 3.1.....			75
LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....			79

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1.1	Grades de classification de l'arthrose8
Tableau 1.2	Synthèse des études portant sur le pivot du genou27
Tableau 3.1	Valeurs des rapports <i>dMEdLE</i> , positions des COR et groupes associés...48
Tableau 4.1	Description de la cohorte PUC. Moyenne \pm écart-type ; IMC = Indice de masse corporelle.....55
Tableau 4.2	Patrons de pivot du participant PUC_392.....59
Tableau 4.3	Patrons de pivot pré-opératoires et post-opératoires au cours de la phase d'appui60
Tableau 4.4	Répartition des patrons de pivot au cours de la phase d'appui.....63
Tableau 4.5	Patrons de pivot pré-opératoires et post-opératoires au cours de la phase d'envol.....63
Tableau 4.6	Répartition des patrons de pivot au cours de la phase d'envol.....66

LISTE DES FIGURES

		Page
Figure 1.1	Anatomie du genou.....	5
Figure 1.2	Mouvements en 3D du genou.....	6
Figure 1.3	Plans anatomiques.....	7
Figure 1.4	(a) Prothèse unicompartmentale de genou - (b) - Radiographie de genou post-arthroplastie avec une prothèse unicompartmentale, vue sagittale et frontale.....	10
Figure 1.5	(a) Prothèse Totale de Genou - (b) Radiographie post-arthroplastie totale du genou.....	11
Figure 1.6	Division fonctionnelle du cycle de marche.....	13
Figure 1.7	Système de fluoroscopie biplane pour l'observation du cycle de marche au contact initial (haut) et à la fin de la phase d'appui (bas).....	16
Figure 1.8	Systèmes de coordonnées, Z: axe longitudinal, Y: axe antéro-postérieur, X: axe médio-latéral.....	19
Figure 1.9	Axes transépicondyléens projetés et pivot du genou (A) médial et (B) latéral dans le plan transverse tibial.....	21
Figure 1.10	Position des points de contact tibio-fémoraux à 0%, 33%, 66% et 100% de la phase d'appui du cycle de marche.....	23
Figure 1.11	Patrons de pivot en fonction de la position des points de contact tibio-fémoraux des condyles.....	24
Figure 1.12	Division en zones médiale/centrale/latérale d'un genou normalisé.....	25
Figure 1.13	Histogramme de la position du pivot moyen sur l'axe médiolatéral pendant la phase d'appui. 0 représente le centre de la surface proximale du tibia ..	26
Figure 3.1	Vue antérieure d'un membre inférieur équipé du système KneeKG	38
Figure 3.2	Mouvements utilisés lors du calibrage du KneeKG	40

Figure 3.3	Projection de l'axe transépicondyléen dans le plan transverse tibial. (a) Digitalisation des épicondyles - (b) Projection des épicondyles dans le plan transverse tibial - (c) Calcul de l'axe transépicondyléen projeté.....	42
Figure 3.4	Repère tibial anatomique	43
Figure 3.5	Position du pivot sur l'axe médiolatéral calculé entre chaque axe transépicondyléen au cours d'un cycle de marche.....	44
Figure 3.6	Rapport dMEdLE en fonction de la position du pivot	45
Figure 3.7	Patrons de pivots du genou dans le plan transverse tibial. I: Translation antéro-postérieure, pas de rotation. II: Pivot latéral. III: Pivot médial. IV: Pivot central	47
Figure 3.8	Position du pivot et patrons liés	47
Figure 3.9	Étapes de la classification d'un mouvement du genou dans un patron de pivot	48
Figure 3.10	TEA identifiés avec un déplacement minimal de 0.3mm	50
Figure 3.11	TEA identifiés avec un déplacement minimal de 0.5mm	50
Figure 3.12	TEA identifiés avec un déplacement minimal de 0.7mm	51
Figure 3.13	TEA identifiés avec un déplacement minimal de 0.9mm	51
Figure 3.14	TEA identifiés avec un déplacement minimal de 1.1mm	52
Figure 3.15	Axes transépicondyléens projetés dans le plan transverse tibial au cours d'une section d'un cycle de marche – Limite extra-articulaire.....	53
Figure 3.16	Axes transépicondyléens projetés dans le plan transverse tibial au cours d'une section d'un cycle de marche – Limite intra-articulaire	54
Figure 4.1	Patron déterminé à chaque centième du cycle de marche chez un participant de la cohorte PUC au cours de la phase d'appui.....	56
Figure 4.2	Axes et patrons de pivot du participant PUC_392 au cours de la phase d'appui	58
Figure 4.3	Axes et patrons de pivot du participant PUC_392 au cours de la phase d'envol.....	59

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

3D	tridimensionnel, en trois dimensions
COR	Pivot du genou (<i>Center of rotation</i>)
TEA	Axe transépicondyléen (<i>Transepicondylar axis</i>)
PUC	Prothèse unicompartmentale
PTG	Prothèse totale de genou
AP	Antéropostérieure
IKS	International Knee Society
LCA	Ligament croisé antérieur
LCP	Ligament croisé postérieur
IMC	Indice de masse corporelle

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

mm millimètre – unité de longueur

Hz Hertz – unité adimensionnelle

INTRODUCTION

L'articulation du genou est une des articulations les plus sollicitées du corps humain. Elle supporte le poids du corps dans beaucoup des mouvements quotidiens tels que la marche et assure la stabilité et l'équilibre tout au long de ces mouvements. C'est également l'articulation la plus touchée par l'arthrose (Felson & Zhang, 1998), une pathologie dégénérative du cartilage articulaire. L'arthrose est une pathologie causant des douleurs et une perte de la mobilité de l'articulation. Cette pathologie touche de plus en plus de personnes, jusqu'à 10% de la population canadienne adulte. En dépit de sa prévalence, il n'existe aujourd'hui aucun traitement pour la guérir (MacDonald & Sanmartin, 2014). L'unique solution est la pose d'une prothèse.

L'utilisation de prothèse de genou est donc courante mais près de 20% des patients subissant des arthroplasties rapportent des douleurs, ou ne retrouvent pas toutes leurs fonctionnalités après la chirurgie (Rossignol, 2004). Pour conseiller à chaque patient le modèle de prothèse adapté à sa pathologie, il est nécessaire de caractériser ces prothèses pour mieux comprendre l'impact que la chirurgie aura sur le patient.

Pour caractériser l'impact de chaque prothèse, des marqueurs mécaniques sont calculables en observant la cinématique du genou des patients au cours de divers mouvements usuels dont la marche. Ces marqueurs peuvent être liés aux différentes rotations du genou, à l'amplitude des mouvements ou à d'autres paramètres calculés à partir de la cinématique (Mezghani et al., 2017).

Le pivot du genou est un des marqueurs mécaniques présent dans la littérature, utilisé pour caractériser la cinématique des patients. Ce marqueur peut être calculé grâce à différentes modalités d'acquisition de la cinématique, notamment par fluoroscopie, mais aussi en faisant l'analyse de la marche par capture de mouvement avec des systèmes optoélectroniques. Les

prothèses de genou sont souvent développées en fonction de la position du pivot avec l'hypothèse qu'une reproduction d'un pivot « naturel » permettrait d'améliorer les résultats des chirurgies. Le calcul de ce marqueur est pourtant sujet à discussion, car aucune méthode ne fait l'unanimité.

L'objectif principal de ce mémoire est d'attester de la possibilité d'utiliser ce marqueur dans un contexte clinique en proposant une méthode de calcul précise et répétable à partir d'un enregistrement de la cinématique à l'aide de capteurs optoélectroniques. Cette méthode pourra être utilisée pour calculer le pivot des patients au cours d'acquisitions rapides, réalisables dans un contexte de consultation. Le pivot pourra ainsi être évalué au cours du suivi des patients pour connaître l'évolution des mouvements du genou. Dans un second temps, cette méthode classifiera les pivots en patrons pour pouvoir comparer efficacement différentes acquisitions de marche. La méthode de classification proposée permettra de rendre compte facilement de la position du pivot. Ces méthodes de calcul et de classification seront ensuite appliquées à une cohorte de patients ayant subi des arthroplasties partielles du genou. Le but de cette étude sera de vérifier si les méthodes développées ont un potentiel d'expliquer l'évolution du patient post-chirurgie.

Ce mémoire est divisé en 6 chapitres. Le premier constitue une revue de la littérature portant sur l'anatomie du genou et sa cinématique au cours de la marche, ainsi que sur les différentes méthodes de calcul du pivot du genou existantes et les résultats obtenus par ces méthodes. Le deuxième chapitre rappelle la problématique et expose les objectifs de ce mémoire. Le troisième chapitre présente le matériel d'acquisition ainsi que les méthodes de calcul et de classification développées et les résultats des études de sensibilité aboutissant à ces méthodes. Le quatrième chapitre présente la cohorte de patients étudiée et les résultats des méthodes proposées précédemment. Le cinquième chapitre discutera des résultats présentés au cours des deux chapitres précédents. Enfin, la sixième et dernier chapitre conclura ce mémoire en apportant quelques recommandations en réponse aux limites des études présentées.

CHAPITRE 1

REVUE DE LA LITTÉRATURE

1.1 Anatomie et biomécanique du membre inférieur

Le membre inférieur est la partie du corps humain situé en dessous de l'articulation de la hanche. Il est constitué des segments de la cuisse, de la jambe et du pied (Marieb, 1999). L'unique os de la cuisse est le fémur, l'os le plus long et le plus robuste du corps. Le squelette de la jambe est constitué de 2 os parallèles, le tibia et la fibula. L'articulation tibio-fibulaire ne laisse que très peu de liberté de mouvement. Le pied est constitué des os du tarse, du métatarse et des phalanges. Le membre inférieur supporte le poids du corps et permet de le propulser lors de la marche ou la course.

1.1.1 Anatomie du genou

1.1.1.1 Structure osseuse

Le genou est l'articulation permettant la jonction entre la cuisse et la jambe. C'est l'articulation la plus volumineuse et une des plus robuste du corps humain puisqu'elle permet tous les mouvements de déplacement tels que la marche, la course, les montées et descentes d'escalier ou pour s'asseoir. Elle peut être soumise à sept fois le poids du corps humain (Marieb, 1999) et est très régulièrement chargée et déchargée. C'est une articulation synoviale. Les os qui la composent sont recouverts de cartilages et séparés par une cavité articulaire remplie de liquide synovial qui joue un rôle de lubrification.

Le genou est composé de trois os (Marieb, 1999). L'extrémité distale du fémur est divisée en trois parties : le condyle latéral du fémur, le condyle médial du fémur et la fosse intercondyloire. Les deux condyles sont des structures convexes situées de part et d'autre de l'extrémité du fémur et séparées par la fosse intercondyloire. Les extrémités médiales et latérales des condyles sont les épicondyles.

L'extrémité proximale du tibia est semblable à un plateau constitué de deux structures concaves, le plateau latéral du tibia et le plateau médial du tibia. Ces structures sont articulées avec les condyles fémoraux. Les plateaux tibiaux sont séparés par l'éminence intercondyloire. La patella, ou rotule, est un os sésamoïde situé sur la face antérieure du genou. Elle est incluse dans le tendon du quadriceps fémoral. Elle protège l'articulation et accentue l'effet de bras de levier du quadriceps (Marieb, 1999).

1.1.1.2 Ligaments

Le fémur et le tibia sont reliés par 4 ligaments principaux (Figure 1.1). Les ligaments croisés antérieurs (LCA) et postérieurs (LCP) relient respectivement l'aire intercondyloire du tibia aux condyles fémoraux latéral et médial. Ces ligaments préviennent les glissements antéro-postérieurs des os et imposent des limites de flexion et d'hyperextension. Les ligaments collatéraux fibulaire et tibial sont situés de part et d'autre de l'articulation. Ils relient les condyles fémoraux au tibia et à la fibula. Ils ont pour fonction de limiter au maximum la rotation médiale ou latérale lorsque le genou est en extension. Ils limitent aussi les mouvements de varus et de valgus de l'articulation (Marieb, 1999). Les plateaux tibiaux sont recouverts des ménisques médial et latéral, des tissus cartilagineux qui rendent les surfaces articulaires plus concaves et absorbent les chocs axiaux transmis d'un os à l'autre.

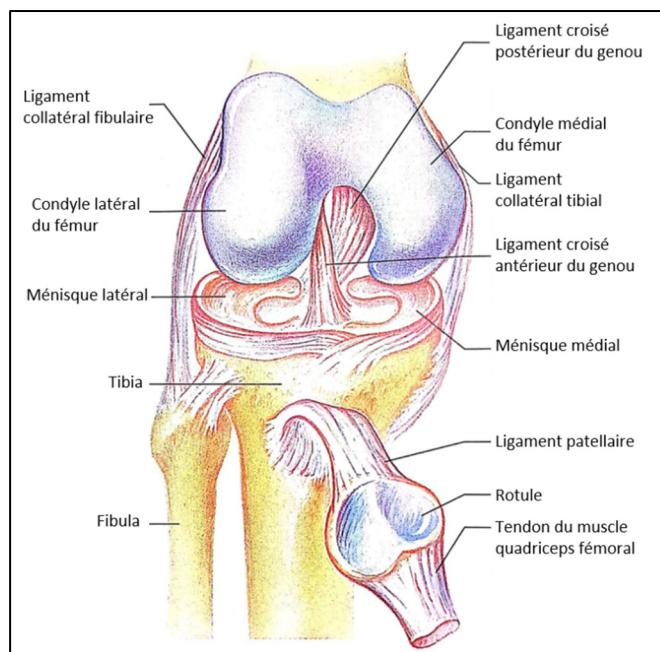


Figure 1.1 Anatomie du genou
Reproduite et adaptée avec l'autorisation de Marieb (1999, p. 249)

La patella est contenue dans le ligament patellaire, un prolongement du tendon du muscle du quadriceps fémoral d'un côté et soudé à la face antérieure du tibia de l'autre. Le tibia et la fibula sont articulés à leurs extrémités par le ligament antérieur de la tête fibulaire et le ligament talo-fibulaire antérieur et reliés par une membrane interosseuse (Netter, 2011).

1.1.1.3 Articulations, mouvements et plans anatomiques

Le genou est divisé en deux articulations. La première, l'articulation tibio-fémorale, assure les mouvements de flexion et d'extension. C'est une articulation bicondyloïde, elle autorise donc une légère rotation en position de flexion mais aucune en extension. Structurée ainsi, cette articulation assure une bonne stabilité du genou en extension. La seconde articulation est

fémoro-patellaire. C'est une articulation plane, la patella glisse sur la face antérieure de l'extrémité distale du fémur (Marieb, 1999).

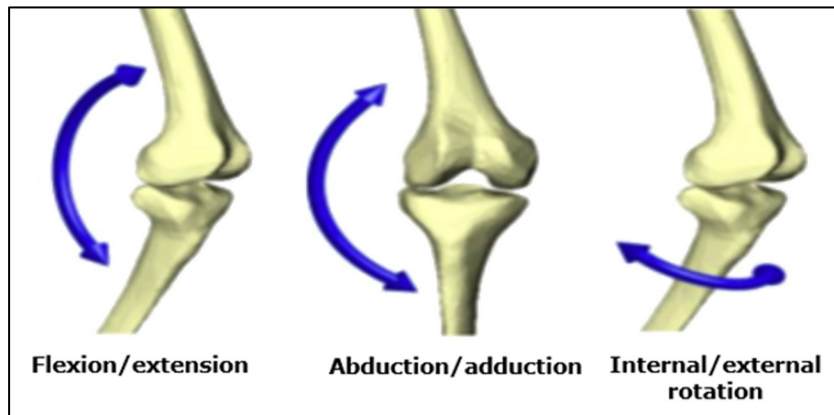


Figure 1.2 Mouvements en 3D du genou
Reproduite et adaptée avec l'autorisation de Mezghani et al (2017, p. 108)

L'articulation du genou autorise donc trois mouvements de rotation (Figure 1.2) et un de translation. La plus grande rotation est le mouvement de flexion-extension. C'est la rotation de l'articulation tibio-fémorale dans le plan sagittal (Figure 1.3). Il s'agit du mouvement le plus ample du genou. Lors d'un mouvement de flexion, les condyles fémoraux roulent sur les plateaux tibiaux. Ce mouvement implique un léger mouvement de translation (ou glissement) antéropostérieure lorsque le genou est fléchi. Dans un genou normal, cette translation est de l'ordre de 2 ou 3 mm (Versier, 2017). Le mouvement d'abduction est la rotation du genou dans le plan frontal. La rotation interne et externe est la rotation tibio-fémorale dans le plan transverse (Figure 1.3). Ces deux mouvements ont une amplitude faible, environ 8° , par rapport à la flexion, environ 60° pendant la marche (Perry & Burnfield, 2010).

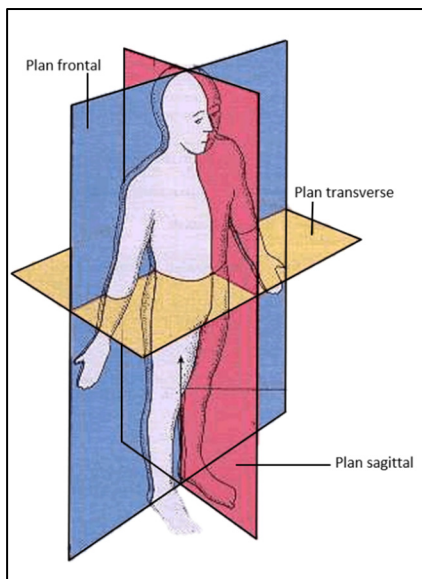


Figure 1.3 Plans anatomiques
Adaptée de cours-medecine.info (s.d.)

Les mouvements du genou sont induits par les muscles de la cuisse. L'extension est principalement assurée par le quadriceps fémoral (Marieb, 1999). Ce muscle devient le ligament patellaire à son extrémité distale et est soudé à la face antérieure du tibia.

Le genou est une articulation particulièrement stable du fait de son anatomie. Il peut supporter une très grande force verticale mais est sensible aux coups portés horizontalement et aux mouvements de torsion. La stabilité est assurée par les muscles et les tendons, et non par des facteurs articulaires. De fait, les risques de lésion peuvent être réduits par un renforcement des muscles (Marieb, 1999).

1.1.1.4 Gonarthrose

L'arthrose est une pathologie dégénérative caractérisée par une détérioration lente du cartilage de l'articulation. La gonarthrose désigne l'arthrose du genou. C'est une maladie irréversible qui se développe le plus souvent sur le cartilage du condyle médial du fémur ou la patella (Curl et al., 1997) et peut s'étendre à toute l'articulation. Les plus grosses lésions sont situées chez 32% à 58% des patients au condyle médial fémoral, 11% à 22% sur la patella, 9% à 21% sur

le condyle latéral du fémur, 6% à 16% dans la fosse intercondyloire, 6% à 11% sur le tibia latéral et environ 5% sur le tibia médial (Curl et al., 1997 ; Hjelle, Solheim, Strand, Muri, & Brittberg, 2002). Les principales personnes touchées sont les personnes âgées de plus de 60 ans. 18% des femmes et 9.6% des hommes de cette tranche d'âge sont sujettes à la gonarthrose. Chez les personnes âgées entre 45 et 60 ans, cela concerne 3% de la population (Woolf & Pfleger, 2000). Cette pathologie est accentuée par certains facteurs biologiques comme l'âge, le sexe, la nutrition ou la formation des os, ainsi que par des facteurs biomécaniques tels que le surpoids, l'inactivité et la faiblesse musculaire, l'alignement osseux ou des antécédents de blessures (Hunter, 2009 ; Woolf & Pfleger, 2000). La différence de proportion de population touchée selon le sexe peut s'expliquer, entre autres, par une différence de puissance du quadriceps. Les seuls facteurs influençables sont les facteurs biomécaniques, et ceux-ci sont considérés comme les principaux catalyseurs du développement de la maladie. La répartition des forces et la cinématique tridimensionnelle sont parmi les déclencheurs de la pathologie (Thomas P. Andriacchi, Koo, & Scanlan, 2009 ; Hunter, 2009).

L'arthrose du genou engendre de vraies difficultés dans la vie quotidienne pour les personnes en souffrant. Les principaux symptômes sont la douleur et la perte de mobilité. 26.8% des individus concernés au Québec signalent des limites dans les activités de la vie quotidienne, pouvant pousser jusqu'à des départs anticipés en retraite (Rossignol, 2004). Chez 2/3 des patients atteints d'arthrose, le sommeil est de mauvaise qualité (Taylor-Gjevre, Gjevre, Nair, Skomro, & Lim, 2010). Différents grades d'arthrose sont identifiés en fonction du niveau de développement de la maladie (Tableau 1.1).

Tableau 1.1 Grades de classification de l'arthrose
Adapté de Curl et al. (1997, p. 457)

Grade	Abréviation	Description
Grade I	GI CM	Assouplissement du cartilage
Grade II	GII CM	Fissures superficielles sur le cartilage
Grade III	GIII CM	Fissures profondes du cartilage sans exposition de l'os

Grade IV	GIV CM	Os exposé
----------	--------	-----------

Une fois en place, la maladie dégrade progressivement le cartilage jusqu'à exposer l'os sous-chondral. Des excroissances se forment alors et l'os est de plus en plus volumineux, ce qui a pour effet de réduire l'amplitude de mouvement. Les patients atteints de gonarthrose se plaignent donc souvent de raideurs articulaires et de craquements (Marieb, 1999). Une fois les os exposés, le contact de surfaces rugueuses implique une douleur augmentant progressivement avec la maladie. Les patients sont alors limités dans leur activité physique, ce qui accroît certains facteurs biomécaniques aggravants et facilite le développement de la maladie. Le seul moyen de sortir de ce cercle vicieux est de supprimer les symptômes par une chirurgie de remplacement partielle ou totale.

1.1.1.5 Arthroplastie

L'arthroplastie est la chirurgie de remplacement d'une articulation douloureuse ou dysfonctionnelle par une prothèse. L'arthroplastie du genou peut être partielle ou totale. En cas d'arthroplastie partielle, la prothèse utilisée est une prothèse unicompartmentale (Figure 1.4). Ces prothèses ne remplacent que le compartiment latéral ou médial du genou, et modifient donc peu l'anatomie de l'articulation.

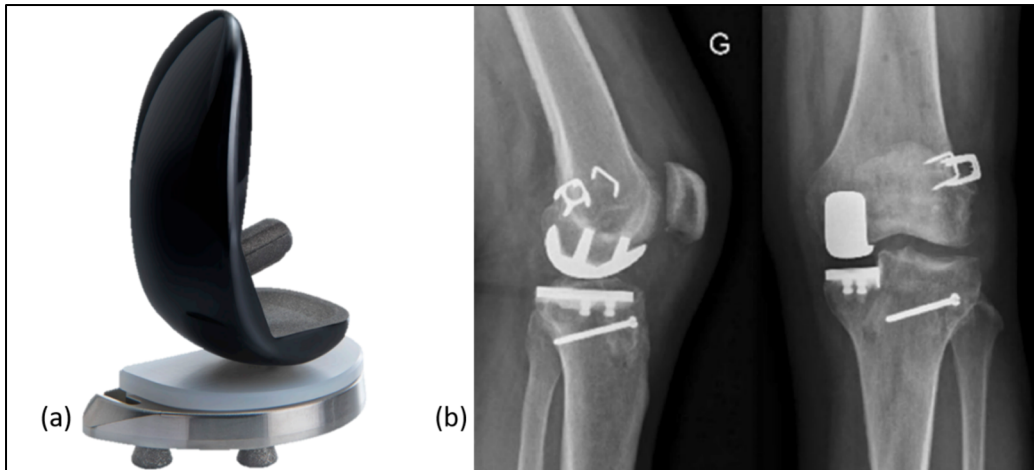


Figure 1.4 (a) Prothèse unicompartmentale de genou - (b) - Radiographie de genou post-arthroplastie avec une prothèse unicompartmentale, vue sagittale et frontale
 (a) Adapté de Smith+Nephew, (s.d.) – (b) Reproduite et adaptée avec l'autorisation de Foissey, Batailler, Shatrov, Servien, & Lustig, (2022, p. 3)

Les prothèses unicompartmentales de genou (PUC) ont pour intérêt d'être moins invasives que les prothèses totales de genou (PTG). Plusieurs études récentes ont montré que les patients équipés de PUC présentaient moins de douleurs post-opératoires, une meilleure récupération des fonctions du genou et un temps de convalescence plus court (Derreveaux et al., 2022 ; Fournier et al., 2021 ; Ode et al., 2018 ; Rodríguez-Merchán & Gómez-Cardero, 2018). Une PUC est le plus souvent indiquée pour des patients jeunes, présentant des formes d'arthrose moins développées. Chez un patient présentant seulement des lésions du cartilage du condyle médial du fémur, il est possible de ne remplacer que le compartiment médial. Une PUC suffit pour supprimer tous les symptômes de la maladie. Elle permet alors de conserver au maximum l'anatomie naturelle en n'affectant aucun ligament, et donc d'assurer le maintien de la stabilité et de la fonctionnalité du genou. Chez des patients jeunes, ces structures du genou sont souvent en bonne santé et les PUC permettent de les conserver. Les patients ayant subi une arthroplastie partielle conservent l'alignement statique du membre inférieur ainsi que l'amplitude de mouvement en flexion (Bandi et al., 2022).

En revanche, laisser un compartiment intact implique que celui-ci reste sensible à l'arthrose. Dans le cas où l'autre compartiment serait pathologique, le patient devra subir une arthroplastie totale du genou.

L'arthroplastie par prothèse totale de genou (PTG) a longtemps été considérée comme la chirurgie standard contre l'arthrose du genou grâce à de bons résultats de longévité et d'efficacité (Lyons, MacDonald, Somerville, Naudie, & McCalden, 2012). Encore aujourd'hui, dans le cas de patients âgés, c'est l'opération de remplacement la plus répandue. Les résultats sont équivalents chez les patients plus jeunes mais puisque l'opération est plus invasive, les révisions sont plus compliquées à effectuer (Diduch, Insall, Scott, Scuderi, & Font-Rodriguez, 1997).

Les PTG remplacent tous les compartiments du genou (Figure 1.5). Ainsi, les deux condyles fémoraux et les deux plateaux tibiaux sont donc remplacés par une prothèse. Il en existe différents types. Certaines remplacent également les ligaments croisés antérieurs et postérieurs par une excroissance sur la partie tibiale de la prothèse. D'autres designs conservent les ligaments existants, ce qui a pour but de conserver une meilleure stabilité mais qui est applicable seulement lorsque les ligaments sont suffisamment en bon état.

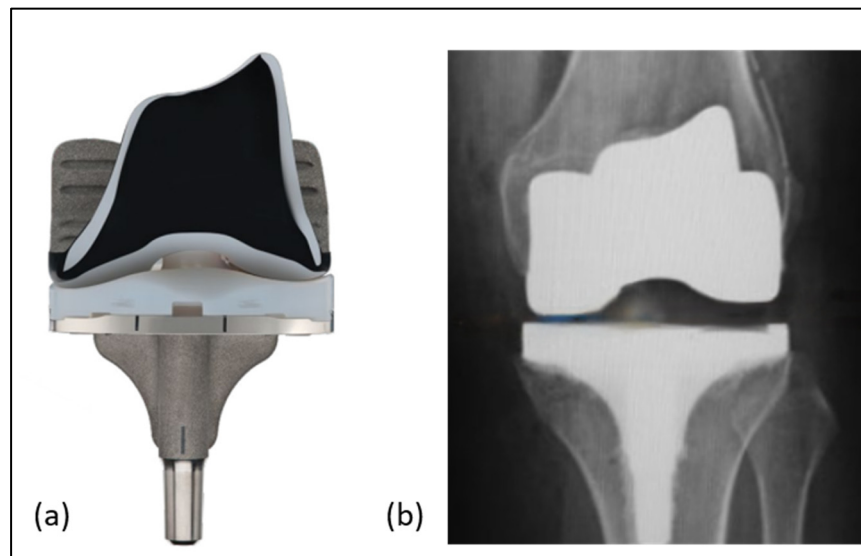


Figure 1.5 (a) Prothèse Totale de Genou - (b) Radiographie post-arthroplastie totale du genou

Adapté de Smith+Nephew, (s.d.)

Bien que l'arthroplastie soit une chirurgie commune et répandue, elle n'en est pas moins perfectible. Entre 10% et 20% des patients subissant une arthroplastie totale de genou

demeurent insatisfaits sur le long terme et rapportent des douleurs liées à la chirurgie (DeFrance & Scuderi, 2022 ; Gunaratne et al., 2017). La satisfaction concernant la récupération des fonctions est similaire à la satisfaction par rapport à la douleur (Bonney-Mazure et al., 2022).

1.1.2 Cinématique tridimensionnelle du genou lors de la marche

1.1.2.1 Le cycle de marche

Tel que décrit par Perry & Burnfield, 2010, la marche utilise une répétition de séquences de mouvements du membre inférieur pour faire avancer le corps humain tout en conservant une stabilité d'appui. Une séquence est appelée cycle de marche. Cette séquence définit le mouvement d'une jambe. Le mouvement de l'autre membre inférieur suit la même séquence en démarrant un demi-cycle plus tard.

Chez une personne normale, le cycle commence au premier contact du talon au sol et se termine au contact suivant. Il est composé de deux principales phases, la phase d'appui et la phase d'envol. La phase d'appui commence au début du cycle jusqu'à ce que le pied ne soit plus en contact avec le sol, et la phase d'envol dure de la levée du pied du sol jusqu'au contact du talon au sol. La distinction entre les 2 phases se fait généralement à 60% du cycle complet (Carollo & Matthews, 2002 ; Perry & Burnfield, 2010). Ces phases sont elles-mêmes décomposées en plusieurs parties auxquelles sont assignées des tâches.

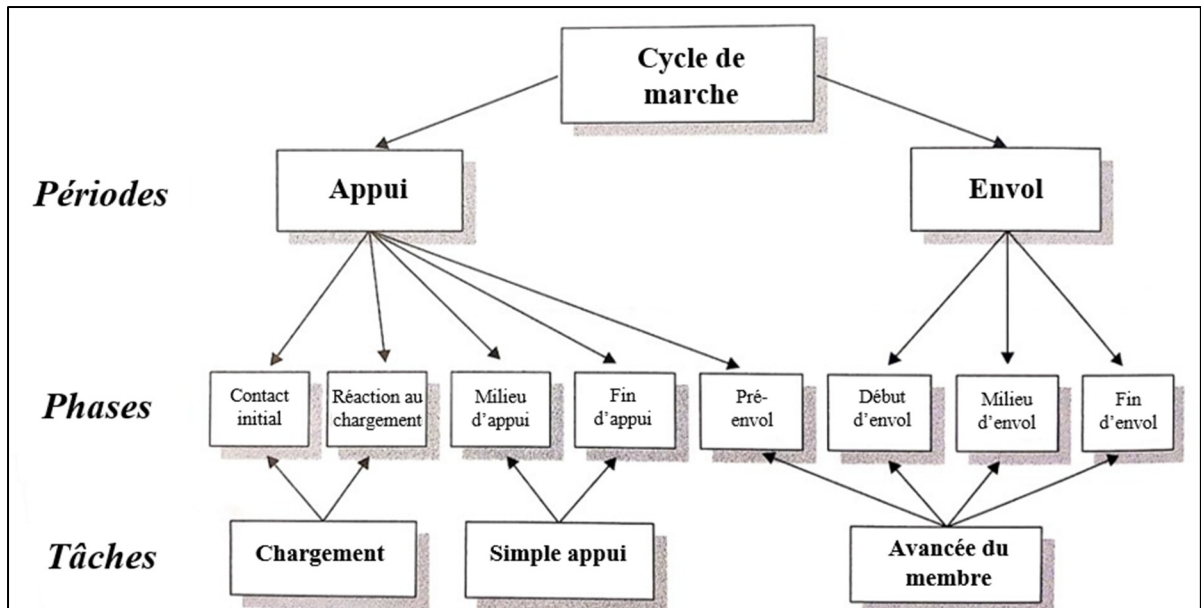


Figure 1.6 Division fonctionnelle du cycle de marche
Reproduite et adaptée avec l'autorisation de Perry & Burnfield, (2010, p. 10)

Les phases décrites sont les suivantes (Perry & Burnfield, 2010 ; Willems, Schepens, & Detrembleur, 2012) :

0 – 2% : Contact initial Cette phase débute le cycle de marche par la pose du talon et consiste en le début de transfert de la masse du corps sur le membre homolatéral. Le genou est alors en extension et le membre est orienté vers l'avant.

2 – 12% : Chargement Cette phase correspond à la fin de la période de double appui. Tout le poids du corps est transféré sur le membre homolatéral, dont le genou qui est en légère flexion.

12 – 31% : Milieu d'appui Cette phase est la première moitié de la période de simple appui. Elle débute lorsque l'autre pied quitte le sol et se termine lorsque le centre de la masse du corps est à la verticale du pied. A la fin de cette phase, le membre homolatéral est tendu.

31 – 50% : Fin d'appui Cette phase termine la période de simple appui. Elle va de l'alignement du centre de masse du corps avec le pied jusqu'à ce que le membre controlatéral touche le sol. Le genou homolatéral reste en extension durant la phase.

50 – 62% : Pré-envol C'est la fin de la phase d'appui et le second intervalle de double appui du cycle. C'est la phase de déchargement du membre homolatéral. Le genou se fléchit légèrement. Son début correspond au début du cycle pour le membre controlatéral.

62 – 75% : Début d'envol C'est le début de la phase d'envol et de l'avancée du membre homolatéral. Elle débute lorsque le pied quitte le sol et se termine lorsque les deux membres sont alignés dans le plan sagittal. Le genou atteint son maximum de flexion à la fin de cette phase.

75 – 87% : Milieu d'envol Cette phase est le second tiers de la phase d'envol. Elle se termine lorsque le membre est vers l'avant et le tibia est à la verticale. Le genou s'étend de plus en plus.

87 – 100% : Fin d'envol C'est la fin du cycle de marche, qui se termine par le contact du talon au sol. Le membre homolatéral est alors tendu.

La division du cycle de marche est légèrement modifiée lorsque la vitesse change. La phase d'appui s'allonge dans le temps par rapport à la phase d'envol lorsque la vitesse diminue (T.P. Andriacchi, Ogle, & Galante, 1977).

Le cycle de marche se caractérise donc par une succession de simples appuis, au cours desquels le membre inférieur supporte le poids du corps, et de doubles appuis, dont la fonction est d'avancer le membre vers l'avant. Le corps est toujours en contact avec le sol par au moins un appui (Gasq, Molinier, & Lafosse, 2013).

1.2 Pivot du genou

1.2.1 Définition

La rotation axiale du genou est un indicateur de la cinématique au cours de différents mouvements usuels du genou souvent utilisé pour caractériser les sujets et les prothèses. L'analyse de la cinématique dans le plan transverse présente de nombreuses informations qui

pourraient expliquer les douleurs chez des patients insatisfaits après des arthroplasties (Thomas P. Andriacchi & Mündermann, 2006).

Un des marqueurs communs pour étudier cette rotation est le calcul du pivot du genou. C'est le point autour duquel le fémur et le tibia s'articulent dans le plan transverse. Ce point est le plus souvent caractérisé selon sa position sur l'axe médio-latéral. Ainsi, un patient peut présenter un pivot plutôt médial ou latéral. Ce point a été caractérisé au cours de différents mouvements : le cycle de marche (Scott A. Banks & Hodge, 2004 ; Dennis, Komistek, Mahfouz, Walker, & Tucker, 2004 ; Hamilton et al., 2023 ; Komistek, Dennis, & Mahfouz, 2003 ; Koo & Andriacchi, 2008 ; Miura et al., 2020), des mouvements de montée et descente d'escalier (Scott A. Banks & Hodge, 2004 ; Belvedere, Leardini, Catani, Pianigiani, & Innocenti, 2017 ; Komistek et al., 2003 ; Moro-oka et al., 2008) ou des mouvements de flexion-extension passive (Deckard, Ziemba-Davis, & Meneghini, 2022 ; Nishio et al., 2014 ; Seito et al., 2017 ; Warth, Ishmael, Deckard, Ziemba-Davis, & Meneghini, 2017) ont été étudiés.

Il n'existe cependant aucun consensus concernant la position du pivot. Cette absence de résultats unanimes peut être liée aux différentes modalités de capture de mouvement et de calcul utilisés.

1.2.2 Modalités d'acquisition

Pour capturer le mouvement, les deux principales modalités d'acquisition sont la fluoroscopie et l'utilisation de marqueurs optoélectroniques. Chacune de ces modalités présente des avantages et des inconvénients permettant de les utiliser dans différents contextes.

1.2.2.1 Fluoroscopie

La fluoroscopie est une méthode d'imagerie fonctionnelle utilisée pour la capture de mouvements. Cette méthode utilise un faisceau de rayons X pour observer la position des organes internes sur un écran. Cette méthode permet d'observer la position du fémur et du tibia à une fréquence suffisante pour capter tous les mouvements (30 Hz, (Scott A. Banks & Hodge,

2004); 100 Hz, (Hamilton et al., 2023)). La fluoroscopie peut être monoplane ou biplane. Dans le cas de fluoroscopie biplane, deux dispositifs de captation d'image sont nécessaires pour obtenir deux vues de différents points de vue. Une reconstruction tridimensionnelle (3D) peut être effectuée à partir de ces images. Dans le cas de la fluoroscopie monoplane, il est nécessaire de connaître la géométrie du genou pour reconstruire un modèle 3D à chaque instant de l'acquisition (S.A. Banks & Hodge, 1996). Cette reconstruction s'effectue en utilisant une image du genou obtenue par tomographie (Scott A. Banks & Hodge, 2004).

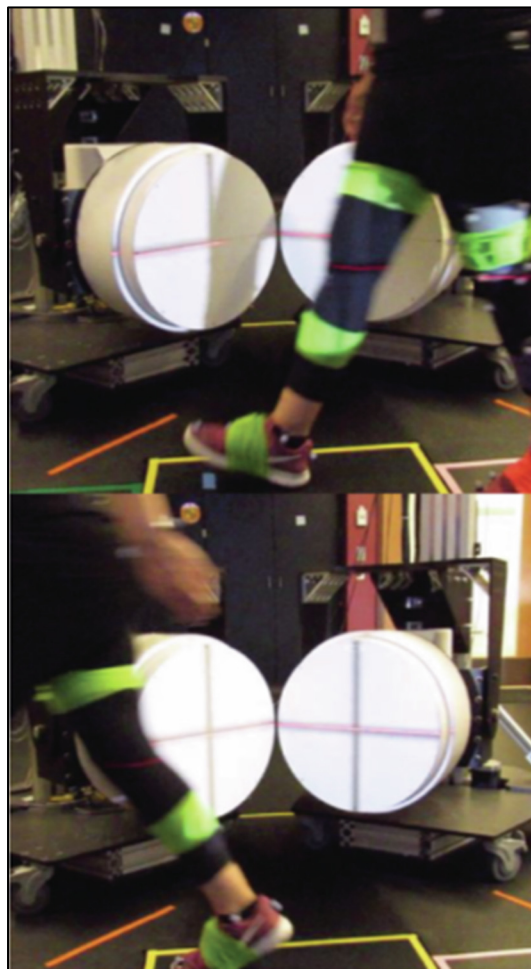


Figure 1.7 Système de fluoroscopie biplane pour l'observation du cycle de marche au contact initial (haut) et à la fin de la phase d'appui (bas)
Tiré de Hamilton et al. (2023, p. 2)

Cette modalité d'acquisition permet une observation très précise du mouvement des os avec une bonne fréquence d'observation. Cependant, l'utilisation de rayons X est destructrice pour les tissus humains. Son utilisation fréquente est impossible. De plus, le dispositif nécessaire pour la fluoroscopie est relativement encombrant. Enfin, la taille de l'espace observé est très limitée. Comme visible sur la Figure 1.7, il est impossible de capter un cycle de marche complet. Ces limites restreignent l'utilisation de la fluoroscopie à des protocoles de recherche et empêchent son utilisation dans un contexte clinique.

1.2.2.2 Systèmes de capture du mouvement optoélectroniques

L'utilisation de systèmes optoélectroniques est une modalité d'acquisition du mouvement très utilisée. Elle consiste à positionner des sphères réfléchissantes (marqueurs) sur le patient et à observer le mouvement de ces marqueurs avec plusieurs caméras infrarouge. Cette modalité permet de suivre très précisément plusieurs points simultanément avec une fréquence d'acquisition élevée, et de reconstruire leur trajectoire en 3D. L'utilisation d'un grand nombre de caméras permet d'avoir une bonne précision sur la position 3D des marqueurs.

Cette modalité permet d'avoir une plus grande zone d'observation. Dans le cas d'études sur la marche, cela permet d'observer le cycle complet. De plus, les rayonnements sont inoffensifs pour les tissus du patient. Il est donc possible de répéter les acquisitions pour suivre l'évolution de la cinématique d'un patient. Le principal inconvénient de cette technologie est l'impact des artefacts liés aux tissus mous. Les sphères sont localisées avec une très bonne précision mais sont collées sur la peau des patients. Or, le mouvement de la peau par rapport aux os n'est pas négligeable. Les artefacts liés aux tissus mous provoquent des erreurs importantes dans les résultats (Della Croce, Cappozzo, & Kerrigan, 1999). En revanche, ces erreurs peuvent être atténuées par l'utilisation de supports d'attache des marqueurs (Südhoff, Van Driessche, Laporte, de Guise, & Skalli, 2007).

Les acquisitions utilisant cette technologie nécessitent une salle réservée et dédiée pour l'utilisation des nombreuses caméras infrarouge, ainsi que la pose des marqueurs sur le sujet, ce qui limite son utilisation dans un contexte clinique.

1.2.3 Repères anatomiques

Le calcul du pivot du genou nécessite de connaître la position et l'orientation du fémur et du tibia. Pour cela, des repères orthogonaux sont associés à chaque segment. La construction de ces repères suit généralement les recommandations données par l'ISB (*International Society of Biomechanics*) (Wu & Cavanagh, 1995). Pour chaque repère, l'un des vecteurs suit l'axe longitudinal de l'os. Il relie les centres articulaires des extrémités de l'os concerné. Les deux autres vecteurs forment le plan transverse de chaque os.

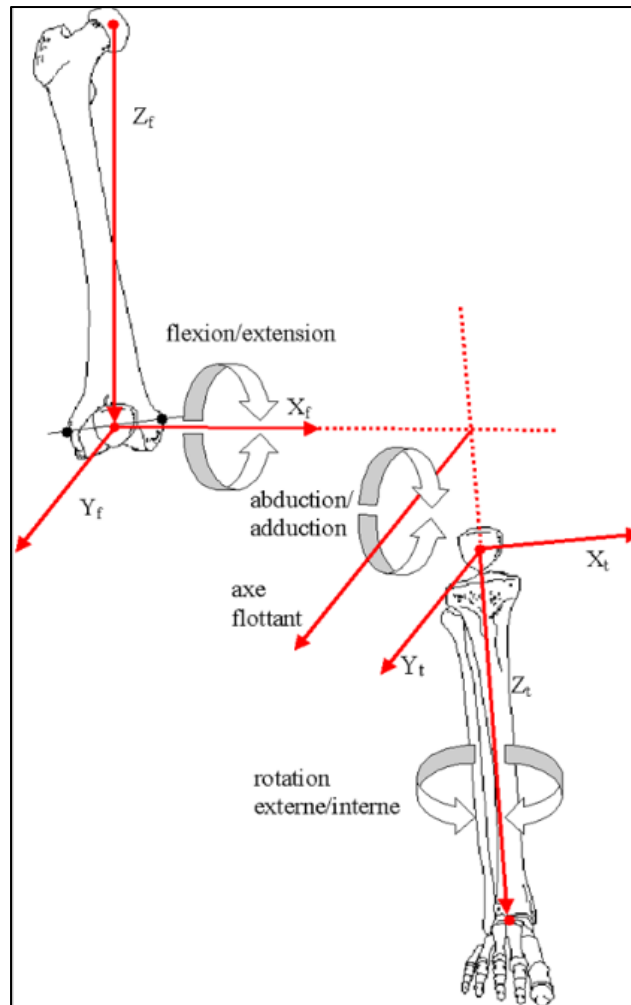


Figure 1.8 Systèmes de coordonnées, Z: axe longitudinal, Y: axe antéro-postérieur, X: axe médio-latéral.

Tirée de Boivin (2010, p.133)

Par la suite, ces repères sont nommés repères anatomiques du fémur et du tibia. Dans un contexte expérimental, ces repères sont déterminés par des opérations de calibrage des appareils d'acquisition (Hagemeister et al., 2005). Sur la Figure 1.8, il apparaît évident que le plan formé par les vecteurs \vec{X}_t et \vec{Y}_t est le plan privilégié pour observer la rotation axiale (définie autour de l'axe \vec{Z}_t). Ce plan est nommé plan transverse tibial.

1.2.4 Calcul du pivot

Pour calculer le pivot du genou, il est nécessaire de connaître la position et l'orientation du tibia et du fémur. Le mouvement doit être caractérisé dans le plan transverse, il semble naturel d'étudier le mouvement de l'axe de flexion-extension ou d'abduction-adduction. L'axe de flexion-extension peut être approximé par l'axe transépicondyléen (Asano, Akagi, & Nakamura, 2005 ; Churchill, Incavo, Johnson, & Beynnon, 1998). Celui-ci est relativement facile à observer au cours d'un essai en mouvement. La position des épicondyles peut être observée et mesurée de plusieurs manières. La méthode proposée par Scott A. Banks et Hodge, 2004 utilise la fluoroscopie monoplane au cours d'un essai de marche sur un tapis roulant instrumenté. Cette méthode apporte des images en deux dimensions dans le plan sagittal. Des modèles 3D du fémur et du tibia ont été créés grâce à des images obtenues en CT-scan sur ces mêmes patients. En faisant correspondre les projections du modèle numérique aux images obtenues par fluoroscopie, il est possible de connaître la position et l'orientation des os en trois dimensions. Il est donc possible d'observer la position des épicondyles fémoraux et celle du tibia au cours de l'essai. L'axe transépicondyléen peut aussi être calculé grâce à des marqueurs optoélectroniques collés sur les épicondyles du patient lors de l'essai de marche (Koo & Andriacchi, 2008 ; Miura et al., 2020).

Pour connaître la position relative du fémur par rapport au tibia, l'axe transépicondyléen est projeté dans le plan transverse du tibia sur chaque image obtenue. Le pivot du genou est le point d'intersection de deux axes transépicondyléens projetés consécutifs (Figure 1.9).

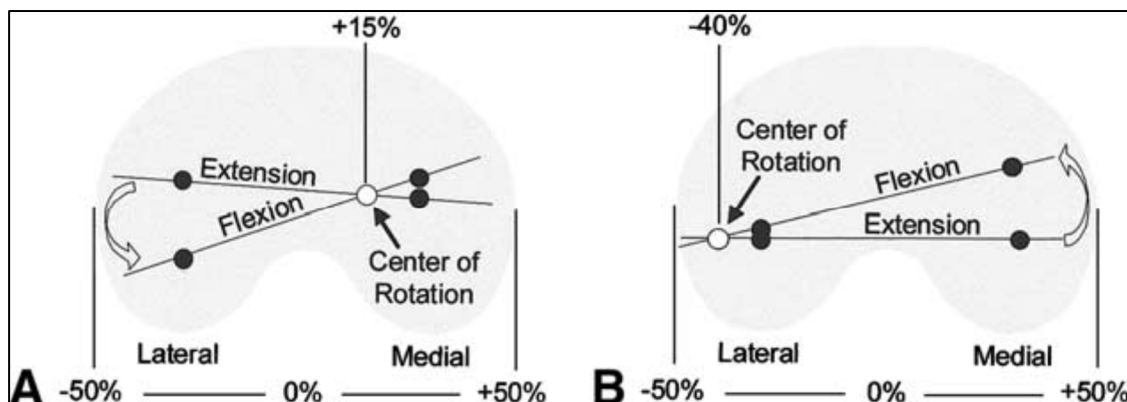


Figure 1.9 Axes transépicondyléens projetés et pivot du genou (A) médial et (B) latéral dans le plan transverse tibial

Tiré de Scott A. Banks & Hodge, (2004, p. 811)

Pour observer le mouvement du fémur par rapport au tibia, les points de contact entre les condyles fémoraux et le tibia peuvent aussi être observés. De la même manière que l'axe transépicondyléen, la position de ces points peut être obtenue par fluoroscopie et l'utilisation de modèles 3D du genou associés (Belvedere et al., 2017 ; Dennis et al., 2004 ; Komistek et al., 2003 ; Moro-oka et al., 2008).

Pour chaque image, les points de contact sont observés et leur position sur la surface proximale du tibia est calculée. La méthode pour calculer le pivot du genou est similaire à celle appliquée lors de l'observation de l'axe transépicondyléen. L'axe reliant les deux points de contact est identifié et, pour chaque image consécutive, l'intersection des axes est assimilée au pivot.

1.2.5 Position du pivot du genou

Le pivot du genou est un sujet d'étude présent dans la littérature. Sa position est évaluée au cours de différents mouvements et par différentes méthodes de calcul. A notre connaissance, six études se sont intéressées à ce marqueur au cours de la marche. Ces études utilisent des modalités d'acquisition différentes et présentent des résultats explicités aux sections 1.2.5.1 et 1.2.5.2. D'autres études se sont intéressées au pivot au cours d'autres mouvements tels que le squat, la montée-descente d'escalier ou des mouvements de flexion passive du genou. Les différentes études sont synthétisées dans le Tableau 1.2.

1.2.5.1 Pivot au cours de la marche par fluoroscopie

Le pivot du genou a été caractérisé grâce à la fluoroscopie au cours de la phase d'appui du cycle de marche dans plusieurs études. L'étude de Scott A. Banks et Hodge, 2004 cherchait à comparer différents modèles de prothèses totale de genou (PTG) et ne présentait pas de groupe contrôle. Les acquisitions sont réalisées en fluoroscopie monoplane. Elle a été menée sur 59 genoux. Le pivot est calculé comme le point moyen des intersections des axes transépicondyléens projetés dans le plan transverse sur deux acquisitions consécutives. La fréquence d'acquisition est de 30 Hz. Les sujets étudiés dans cette étude présentent un pivot principalement central.

L'étude menée par Komistek, Dennis, et Mahfouz (2003) utilise la fluoroscopie monoplane pour observer le mouvement des os. 4 participants sont étudiés au cours de la phase d'appui du cycle de marche. Le pivot du genou n'est pas explicitement calculé mais le déplacement des points de contact entre le tibia et le fémur projetés dans le plan transverse tibial est observé (Figure 1.10). Le déplacement du point de contact latéral est largement plus grand que celui du point de contact médial, ce qui suggère que le genou possède un pivot médial.

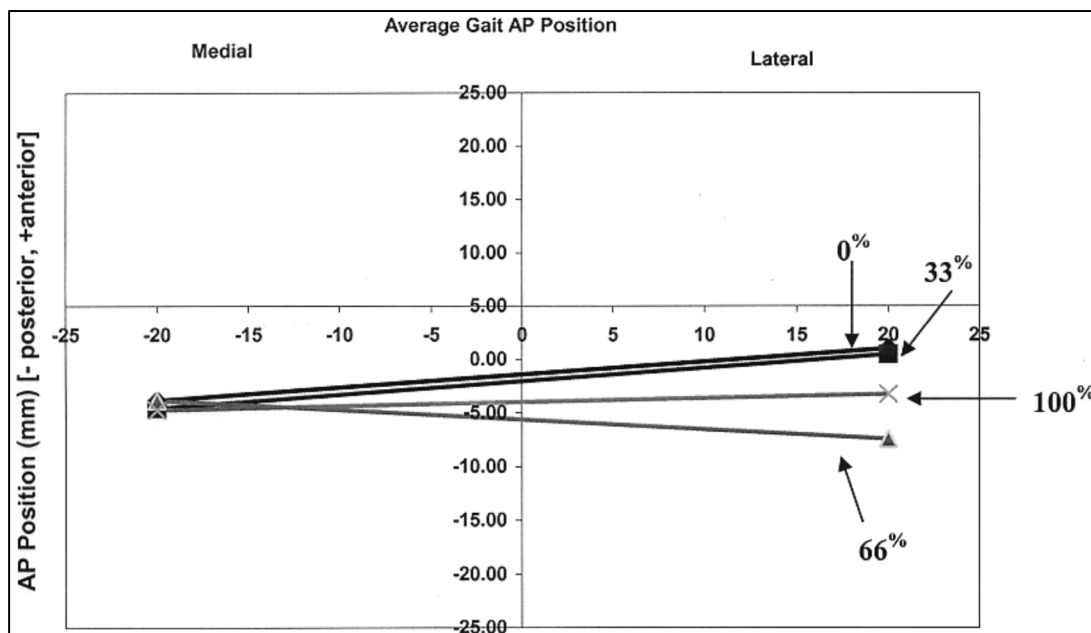


Figure 1.10 Position des points de contact tibio-fémoraux à 0%, 33%, 66% et 100% de la phase d'appui du cycle de marche
Tirée de Komistek et al. (2003, p. 78)

Cependant, cette étude est menée sur seulement 4 participants, ce qui ne permet pas de considérer les résultats comme représentatifs d'une population.

L'étude de Dennis et al. (2003) porte sur la phase d'appui du cycle de marche. 261 sujets sont étudiés en fluoroscopie monoplane. Parmi ces sujets, 251 ont subi une arthroplastie totale du genou et les 10 autres forment un groupe contrôle. Les modèles de PTG ne sont pas les mêmes pour tous les participants. De la même manière que dans l'étude de (Komistek et al., 2003), les points de contact tibio-fémoraux sont identifiés à 0%, 33%, 66% et 100% de la phase d'appui. Les déplacements de ces points de contact sont évalués. Parmi les 10 sujets sains, 3 présentent un pivot latéral, 6 présentent un pivot médial et 1 ne présente pas de rotation. La cohorte complète présente 36.9% de pivots latéraux, 52.8% de pivots médiaux et 10.3% de patients ne présentant aucune rotation. Les pivots sont classés comme présenté sur la Figure 1.11.

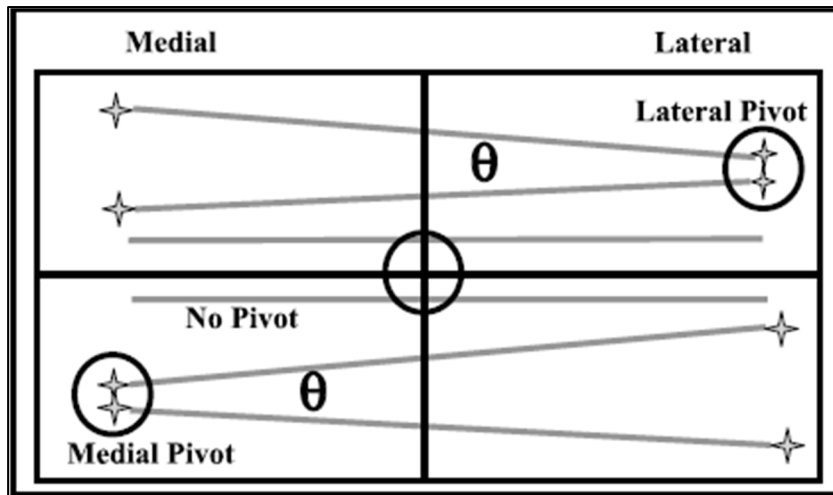


Figure 1.11 Patrons de pivot en fonction de la position des points de contact tibio-fémoraux des condyles
Tirée de Dennis et al. (2003, p. 39)

L'étude de Hamilton et al. (2023) concerne également la phase d'appui du cycle de marche. Les acquisitions sont réalisées par fluoroscopie biplane sur 54 participants adultes asymptomatiques. A chaque centième du cycle, l'axe formé par les points de contact des deux condyles est calculé. Le pivot est calculé comme l'intersection de deux axes consécutifs. Celui-ci est ensuite classé comme médial, central, latéral ou « sans rotation ». La zone médiale regroupe les pivots situés dans les 33% les plus médiaux du genou, la zone latérale regroupe les pivots situés dans le 33% le plus latéraux et la zone centrale regroupe tous les autres pivots intra-articulaires. Tous les pivots extra-articulaires sont classés comme des translations dominantes par rapport à la rotation.

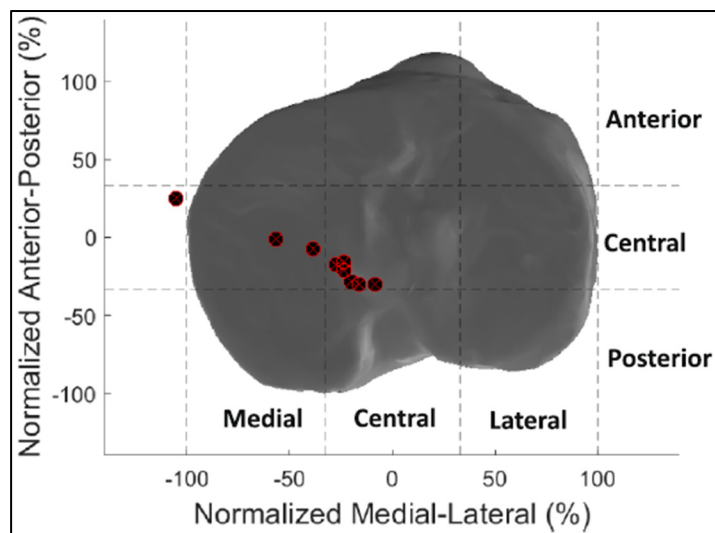


Figure 1.12 Division en zones médiale/centrale/latérale d'un genou normalisé
Reproduite et adaptée avec l'autorisation de Hamilton et al. (2023, p. 3)

Au cours des essais de marche, 28.5% des participants présentent un pivot central, 26.2% présentent un pivot médial, 19.9% présentent un pivot latéral et 25.3% présentent un pivot extra-articulaire, donc une translation prédominante.

L'étude de Kozanek et al. (2009) présente les résultats de 8 sujets asymptomatiques au cours de la phase d'appui du cycle de marche. Les acquisitions sont effectuées grâce à un système de fluoroscopie biplane. Le centre de chaque condyle est identifié puis projeté dans le plan transverse tibial. Le déplacement de ces points projetés est observé. Le déplacement du condyle latéral est significativement plus faible que celui du condyle médial, ce qui implique un pivot latéral.

Les études de la marche utilisant la fluoroscopie présentent toutes la même limite. A notre connaissance, aucune d'entre elles n'observe la cinématique du genou au cours de la phase d'envol car l'espace observé lors d'une fluoroscopie ne permet pas un cycle de marche complet. Par contre, ces études sont très importantes car la haute précision de mesure permet d'avoir des données de référence en ce qui concerne la position du pivot du genou. On constate à travers les études présentées ci-dessus que, dans la population saine ou prothésée, il ne semble pas y avoir de pivot prédominant.

1.2.5.2 Pivot au cours de la marche par systèmes optoélectroniques

Comme précisé plus haut, les systèmes optoélectroniques sont un moyen d'acquisition utile pour l'étude de la marche car l'observation est non invasive pour le participant. Plusieurs acquisitions peuvent ainsi être réalisées sur un même patient sans danger.

L'étude menée par Koo et Andriacchi (2008) utilise cette technologie pour évaluer la cinématique des deux genoux de 26 participants, soit 52 genoux étudiés. L'axe transépicondyléen est projeté dans le plan transverse du tibia et l'intersection des axes consécutifs est calculée. Le pivot moyen de chaque patient est calculé comme la moyenne des intersections. Le pivot moyen calculé est central ou latéral chez tous les participants à l'étude (Figure 1.13).

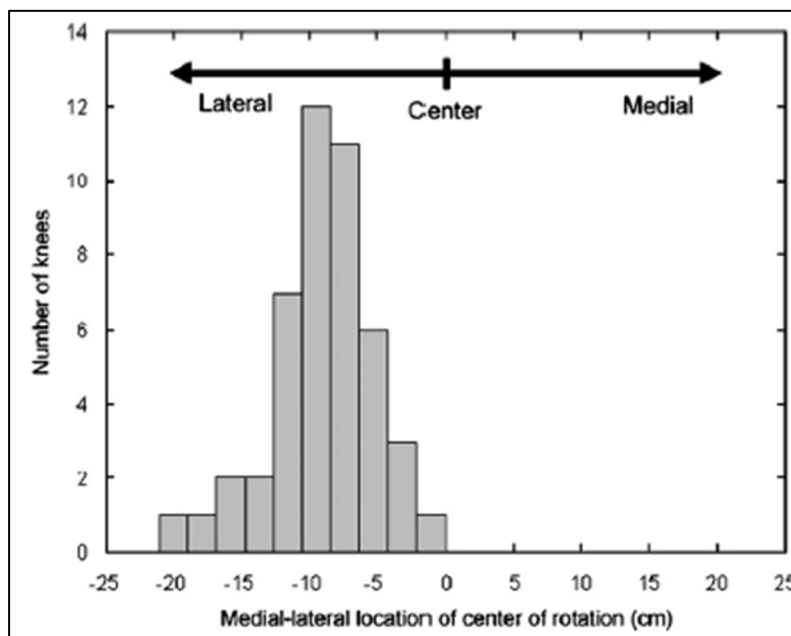


Figure 1.13 Histogramme de la position du pivot moyen sur l'axe médiolatéral pendant la phase d'appui. 0 représente le centre de la surface proximale du tibia
Reproduite de Koo & Andriacchi (2008, p. 1271)

L'étude de Miura et al. (2020) cherche à évaluer l'efficacité de prothèses provoquant un pivot médial. Pour cela, différents types de prothèses sont testés. Ainsi, la cinématique de 40 patients

portant une prothèse et 10 patients asymptomatiques est observée et leur pivot est calculé. Ce calcul s'effectue en identifiant l'intersection de deux axes transépicondyléens consécutifs projetés dans le plan transverse tibial. Les acquisitions sont réalisées à une fréquence de 120 Hz. Cette étude porte sur la phase d'appui du cycle de marche. Le groupe contrôle présente un pivot latéral qui se rapproche du centre du genou au cours de la phase d'appui. Les participants équipés de PTG montrent également un pivot latéral, mais plus proche du centre du genou que les participants asymptomatiques.

1.2.5.3 Pivot au cours d'autres mouvements

D'autres études présentent des résultats sur le pivot du genou au cours de mouvements différents de la marche. Certaines d'entre-elles (Belvedere et al., 2017 ; Moro-oka et al., 2008) étudient le pivot du genou au cours d'une montée d'escalier par fluoroscopie. Les résultats montrent des pivots latéraux ou une translation antéropostérieure dominante. D'autres études portent sur des mouvements de squat (Asano, Akagi, Tanaka, Tamura, & Nakamura, 2001 ; Tanifuji et al., 2011). Ces études rapportent des pivots médiaux. Nous avons volontairement écarté les études de mouvements de flexion passive réalisées sur des cadavres ou au cours de chirurgies.

1.2.5.4 Résumé des résultats de la littérature

Le Tableau 1.2 présente une synthèse des résultats présentés par les études qui calculent le pivot du genou à la marche.

Tableau 1.2 Synthèse des études portant sur le pivot du genou

Étude	Mouvement étudiés	Nombre de sujets	Modalité d'acquisition	Résultats
--------------	--------------------------	-------------------------	-------------------------------	------------------

Scott A.	Marche –	59	Fluoroscopie	Pivot central
Banks et Hodge 2004	Phase d'appui		monoplane	
Komistek, Dennis, et Mahfouz 2003	Marche – Phase d'appui	4	Fluoroscopie monoplane	Pivot médial
Dennis et al. 2003	Marche – Phase d'appui	261	Fluoroscopie monoplane	36.9% de pivots latéraux 52.8% de pivots médiaux 10.3% sans rotation
Hamilton et al. 2023	Marche – Phase d'appui	54	Fluoroscopie biplane	28.5% de pivots centraux 26.2% de pivots médiaux 19.9% de pivots latéraux 25.3% de translation dominante
Kozanek et al. 2009	Marche – Phase d'appui	8	Fluoroscopie biplane	Pivot latéral
Koo et Andriacchi 2008	Marche – Phase d'appui	46	Système optoélectronique	Pivot latéral
Miura et al. 2020	Marche – Phase d'appui	50	Système optoélectronique	Pivot latéral – Distance au centre du genou comprise entre 0 et 8 cm.
Belvedere et al. 2017	Montée d'escalier	15	Fluoroscopie biplane	Pivot Latéral
Moro-oka et al. 2008	Montée d'escalier	6	Fluoroscopie monoplane	Translation AP dominante
Étude	Mouvement étudiés	Nombre de sujets	Modalité d'acquisition	Résultats

Asano et al. 2001	Squat	6	CT-scan en charge	Pivot médial
Tanifuji et al. 2011	Squat	20	CT-scan non chargé	Pivot médial

1.3 Cinématique liée aux prothèses unicompartmentales

A notre connaissance, aucune étude ne porte sur le pivot des patients munis de PUC au cours de la marche. Cependant, leur cinématique est observée au cours de certaines études. Selon Argenson et al. (2002), le profil de translation antéro-postérieure en fonction de l'angle de flexion est similaire à celle de sujets sains. Cependant, la rotation axiale est moins ample chez les participants équipés de PUC. Cette étude est menée sur 20 participants au cours de mouvements de flexion observés par fluoroscopie. D'après Scott A. Banks et al. (2005), la cinématique obtenue par les arthroplasties partielles reproduit mieux celle de sujets sains que celle obtenue par une arthroplastie totale. L'auteur de l'étude explique ce phénomène par la conservation des deux ligaments croisés du genou.

1.4 Discussion de la revue

La cinématique tridimensionnelle du genou peut être évaluée et caractérisée de multiples manières. Étudier les mouvements de rotation et de translation dans le plan transverse peut aboutir à la mise au point de marqueurs comme la position du pivot du genou. La cinématique peut ensuite être caractérisée en fonction de ce marqueur. Il est ensuite possible de calculer ce paramètre au cours de plusieurs mouvements et de comparer les résultats de différents modèles de prothèses pour évaluer l'impact de chaque modèle sur la cinématique. Celle-ci peut ensuite être reliée à d'autres éléments tels que la douleur ou certaines fonctions du genou pour statuer sur l'efficacité du traitement. Il est en revanche très difficile, au vu de la littérature disponible, de faire ressortir un consensus car les résultats des différentes études ne sont pas unanimes. Ces différences s'expliquent par différentes raisons.

Observer les mouvements des os du genou au cours d'un mouvement nécessite de choisir une modalité d'acquisition. La fluoroscopie permet une bonne observation, relativement précise, elle est néanmoins limitée en fréquence d'acquisition et en amplitude de mouvement. Elle expose aussi le patient à des rayons X pendant une durée conséquente. Cette irradiation est destructrice pour les tissus. La fluoroscopie ne peut pas être répétée régulièrement sans danger pour le patient. Son utilisation clinique est donc limitée à des protocoles de recherche (Scott A. Banks & Hodge, 2004 ; Belvedere et al., 2017 ; Dennis et al., 2004 ; Hamilton et al., 2023 ; Komistek et al., 2003 ; Kozanek et al., 2009 ; Moro-oka et al., 2008). Les mouvements des os peuvent également être observés par un système optoélectronique. Cette technologie utilise un rayonnement infrarouge sans danger pour les tissus, elle est donc utilisable fréquemment sur un même patient. Cette méthode nécessite en revanche la présence de marqueurs sur les corps rigides observés. Dans la majorité des cas, ces marqueurs sont des sphères réfléchissantes collées directement sur la peau du patient. Ils suivent donc les mouvements de la peau et non de l'os. Les artefacts causés par la présence de tissus mous ne sont pas négligeables (Della Croce et al., 1999). Ces artefacts peuvent être corrigés par un système d'attache des marqueurs (Südhoff et al., 2007). Les différences de modalités d'acquisition sont sources de limites qui expliquent les différences de résultats.

Les conclusions tirées des études diffèrent également en raison des mouvements étudiés. La marche est le mouvement de la vie quotidienne le plus courant mais son amplitude est grande. Elle est parfois difficile à étudier car l'espace est limité lors des utilisations cliniques. D'autres mouvements sont étudiés et les résultats obtenus sont différents. Enfin, l'axe utilisé pour calculer le pivot peut également modifier le résultat. L'utilisation de l'axe transépicondylien ou de l'axe formé par les points de contacts peut impliquer un changement dans les résultats. Même pour une cohorte de patients similaires, il est donc difficile d'obtenir des résultats identiques. De plus, la littérature sur la cinématique des patients équipés de PUC reste très limitée, ce qui montre la nécessité d'étudier les changements de cinématique induits par l'arthroplastie partielle de genou.

CHAPITRE 2

PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS

L'arthrose est une pathologie très commune et invalidante. Le seul traitement à long terme est le remplacement du cartilage de l'articulation affectée par la maladie. Dans le cas de la gonarthrose, le remplacement du genou peut être total ou partiel. Dans les deux cas, l'objectif de l'arthroplastie est de restaurer le mieux possible les fonctionnalités du genou en évitant au maximum les douleurs post-opératoires. Pour évaluer l'efficacité de l'opération, il est intéressant d'observer la cinématique du genou au cours de mouvements usuels comme la marche. Connaître des marqueurs mécaniques permettant de caractériser la cinématique du patient permet de mieux comprendre l'impact de la chirurgie. Les résultats de la chirurgie peuvent être anticipés en connaissant certains marqueurs. Il est donc possible d'adapter les prothèses ou les traitements aux patients en fonction de leur cinématique. L'un des marqueurs présents dans la littérature est le pivot du genou. La position de ce point permet de connaître le déplacement relatif des os du genou lors des mouvements. Son étude amène à mieux comprendre le mouvement mis en jeu dans le genou au cours d'un mouvement qui peut être douloureux. De plus, les prothèses de genou récentes cherchent à reproduire le pivot naturel des patients. Le calcul du pivot est un outil pour attester de l'efficacité de ces prothèses.

La revue de littérature nous a montré une absence de consensus dans l'analyse du pivot du genou au cours de la marche. Ce désaccord est en partie lié à des différences de modalité d'imagerie pour observer le mouvement des os. Les techniques principales sont la fluoroscopie et l'utilisation de systèmes optoélectroniques. La première nécessite un matériel encombrant et émet des radiations destructrices pour les tissus, ce qui l'empêche d'être utilisée en clinique pour le suivi d'un patient. La seconde est très sensible aux artefacts liés aux tissus mous puisque les marqueurs sont fixés sur la peau du patient.

L'utilisation d'un système non-invasif, utilisable dans un contexte clinique et observant précisément le mouvement des os pour calculer le pivot permettrait de calculer ce marqueur au cours du suivi d'un patient. L'observation de l'évolution de la position de ce point et l'impact de la chirurgie sur la cinématique du patient serait un outil utile pour la prise de décision lors du traitement de la gonarthrose.

Les arthroplasties sont des procédures chirurgicales nécessitant un suivi régulier. Les prothèses ont une durée de vie limitée. Au bout de plusieurs années, les implants doivent être révisés ou changés. Dans le traitement de patients jeunes, certains modèles de prothèses cherchent à être les moins invasifs possible pour faciliter les révisions. Les arthroplasties partielles utilisent des prothèses unicompartmentales. A l'inverse des prothèses totales, ces implants ne remplacent qu'un compartiment du genou. Ils autorisent plus facilement des interventions successives et les patients peuvent être équipés d'implants totaux lors de révisions de leur prothèse. Puisque ces modèles conservent tous les ligaments et la plupart des structures naturelles du genou, la cinématique devrait être moins altérée que lors de procédures plus invasives et remplaçant plus d'éléments structurels de l'articulation. Conserver la cinématique naturelle lors d'une chirurgie est un des facteurs susceptibles d'améliorer les résultats de l'intervention. Si cette hypothèse s'avère vraie, les prothèses unicompartmentales peuvent devenir des implants de plus en plus communs et avec des meilleurs résultats.

Le principal objectif de cette étude est de proposer une méthode utilisable en clinique et répétable pour calculer le pivot du genou. Son calcul doit être réalisé en utilisant un examen non-invasif et suffisamment précis. Cette méthode a pour but d'être utilisée par les cliniciens lors du suivi des patients et de la planification chirurgicale. L'objectif est donc de développer une méthode permettant de comparer la cinématique du patient avec des schémas connus. Le second objectif est d'appliquer cette méthode à une cohorte de patients équipés de prothèses unicompartmentales pour évaluer l'impact de cette procédure sur la cinématique du patient. Le pivot du genou durant la marche sera évalué et caractérisé avant et après la chirurgie pour vérifier l'impact des prothèses unicompartmentales d'un point de vue du pivot du genou.

Ce mémoire présente dans un premier temps la méthode de calcul du pivot du genou pendant la marche et son application à l'utilisation clinique grâce au système KneeKG. Ce système est connu pour réduire les artéfacts liés aux mouvements des tissus mous d'un facteur de 6 à 10 (Ganjikia, Duval, Yahia, & de Guise, 2000). Dans un second temps, le mémoire présente les résultats de cette méthode appliquée à une cohorte de patients ayant subi une arthroplastie unicompartimentale de genou. Chacun de ces chapitres présentera une méthodologie et des résultats associés.

CHAPITRE 3

PROPOSITION D'UNE MÉTHODE DE CALCUL DU PIVOT

3.1 Instrumentation et acquisitions des données

Les données utilisées pour ce projet proviennent d'examens de genougraphie réalisés sur des sujets ayant subi une arthroplastie partielle du genou. Ces données sont nécessaires à l'application de la méthode de calcul du pivot proposée. Nous allons présenter leur acquisition réalisée grâce à la genougraphie utilisant le système KneeKG.

3.1.1 Genougraphie

La genougraphie est un examen clinique permettant de déterminer et visualiser la cinématique tridimensionnelle du genou au cours d'un mouvement. Elle est effectuée grâce au système KneeKG. Le système KneeKG est un dispositif médical développé par des chercheurs de l'ÉTS et du CRCHUM et commercialisé par la compagnie Emovi (Emovi Inc. Montréal, CA). Il se présente sous la forme d'un harnais en deux parties (Figure 3.1). L'un est fixé le long du tibia, serré aux deux extrémités de la jambe. L'autre est attaché au fémur en serrant le genou en deux points opposés, l'un sur la face médiale et l'autre sur la face latérale.

Chacune de ces parties est équipée d'un groupe de trois marqueurs. Le système utilise des marqueurs passifs (sphères réfléchissantes). La caméra émet des rayonnements infrarouges en direction des sphères réfléchissantes et reçoit le rayonnement réfléchi par les billes. En utilisant une unité intégrant deux caméras avec des axes de vue différents, le système est capable de reconstruire la position tridimensionnelle de chaque marqueur au cours du mouvement.



Figure 3.1 Vue antérieure d'un membre inférieur équipé du système KneeKG
Tirée de Lustig, Magnussen, & Cheze, (2012, p. 635)

L'unité de caméras utilisées pour ce système est une caméra optoélectronique Polaris (NDI, Waterloo, CA). Cette technologie permet de reconstruire la position de chaque marqueur dans l'espace précisément en utilisant seulement des rayonnements infrarouges. La zone de vision de la caméra étant limitée, le sujet marche sur un tapis roulant, ce qui permet de garder le membre inférieur dans la zone d'analyse tout au long de l'essai.

Chaque groupe de 3 marqueurs est fixe par rapport à un des deux os. Il est donc possible de créer un repère technique pour le fémur et le tibia. Ces repères sont nommés repères techniques car ils ne sont pas représentatifs de la position des os (mais de celui des harnais solidaires des os). La position de ces repères est connue à tout instant de l'essai. L'objectif du processus de calibration du KneeKG est de créer un repère anatomique selon les recommandations explicitées plus loin et de déterminer une matrice homogène de transformation entre les repères techniques et anatomiques. De cette manière, puisque la transformation entre les repères anatomiques et techniques est connue (et supposée constante au cours du mouvement), la position du repère technique dans l'espace permet de connaître la position et l'orientation de l'os à tout instant de l'essai.

Le centre des articulations est identifié grâce à différents mouvements (Hagemeister et al., 2005). Les malléoles (de la cheville) et les épicondyles sont tout d'abord pointés par le clinicien à l'aide d'une baguette (Figure 3.2.a). Leurs positions dans les repères techniques sont enregistrées. Le centre de la hanche est calculé à partir de l'enregistrement de la position du bassin et du fémur au cours d'un mouvement de circonduction (Figure 3.2.b). La méthode de calcul est celle présentée par Siston & Delp, 2006. Le centre de la cheville est calculé comme le milieu des deux malléoles. Le centre du genou est identifié grâce à un mouvement de flexion-extension (Figure 3.2.c). Une première approximation de ce point est obtenue comme le centre des deux épicondyles. Ce point est ensuite projeté sur l'axe de flexion-extension identifié lors de l'essai. Le point obtenu est le centre du genou. Cette méthode permet de limiter au maximum l'erreur sur la position du centre du genou sur l'axe proximo-distal.

Ce système permet de définir des repères anatomiques comme présenté à la section 1.2.3. Les axes longitudinaux des os sont définis comme les lignes reliant les centres des articulations. La position neutre du membre inférieur est identifiée par un mouvement de légère hyperextension (Figure 3.2.d). L'axe antéro-postérieur du genou est déterminé en calculant un vecteur orthogonal à la position de la jambe en position neutre et à l'axe de flexion. Par un produit vectoriel, la normale au plan sagittal est calculée. En associant ces trois vecteurs pour le fémur et le tibia, les repères anatomiques des deux segments sont identifiés. De plus, la position des épicondyles est connue dans la référence du fémur. Lors d'un mouvement, les repères techniques sont connus à tout instant. Il est possible de connaître la transformation d'un repère anatomique à l'autre et la position des épicondyles tout au long de l'essai.

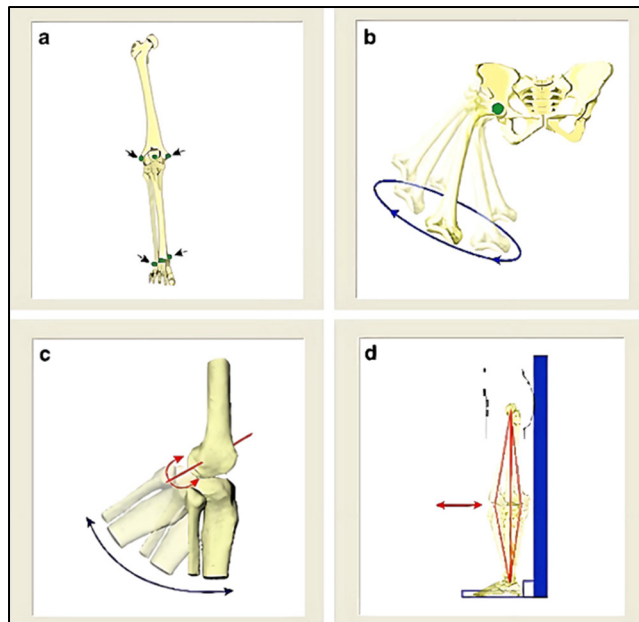


Figure 3.2 Mouvements utilisés lors du calibrage du KneeKG
Reproduite et adaptée avec l'autorisation de Bytyqi et al. (2014, p. 4)

La genougraphie permet une observation répétable et non-invasive de la cinématique du genou (Lustig et al., 2012). Un essai de marche équipé d'un KneeKG peut être effectué dans le cadre d'une consultation clinique et répété à plusieurs reprises. Cet examen permet donc un suivi du patient sans exposition à des rayonnement nocifs.

3.1.2 Pré-traitement des données

Les données issues de la genougraphie sont prétraitées par le logiciel fourni avec le système KneeKG. Après une période d'habituation des patients à la marche sur tapis roulant, les essais de marche durent 45 secondes. Au cours de ce temps, les patients réalisent en moyenne 40 cycles de marche. Parmi ces cycles, certains sont trop éloignés du cycle moyen du patient. Le système sélectionne les cycles les plus répétables en utilisant la variance des trois angles cinématiques. Il utilise ensuite les cycles sélectionnés pour calculer une moyenne et normaliser le résultat. Les données utilisées pour ce projet se présentent donc sous la forme de données cinématiques d'un cycle de marche normalisées en 100 points.

3.2 Présentation de la méthode de calcul du pivot

L'objectif est de caractériser le pivot du genou dans le plan transverse d'un participant au cours d'un essai de marche. La méthode utilisée pour observer le pivot du genou est reprise de la méthode présentée par Banks & Hodge (2004), développée initialement pour la fluoroscopie.

3.2.1 Projection de l'axe transépicondyléen

L'observation du schéma cinématique du genou dans le plan transverse nécessite de choisir une référence du fémur à observer dans le repère anatomique du tibia. Le fémur subit une translation antéropostérieure et une rotation dans le plan transverse du tibia. La translation médiolatérale est presque inexistante du fait de l'anatomie du genou (1.1.1). Les ligaments collatéraux bloquent ce mouvement. Il paraît donc cohérent dans cette étude de choisir un point médial et un point latéral du fémur. Dans le processus de calibration du KneeKG, les positions des épicondyles sont digitalisées et les coordonnées cartésiennes des points dans le repère anatomique fémoral sont enregistrées. Ces points forment l'axe transépicondyléen. Cet axe peut être assimilé à l'axe de flexion (Churchill et al., 1998). Puisque cet axe est calculé à partir de points anatomiques du fémur, son mouvement est représentatif du mouvement de l'os. De plus, les points utilisés pour le calculer sont les plus éloignés possibles. Cet éloignement permet de réduire l'impact du bruit de mesure sur chaque épicondyle. Ainsi, le mouvement du fémur est observé par le biais du mouvement de l'axe transépicondyléen dans le plan transverse.

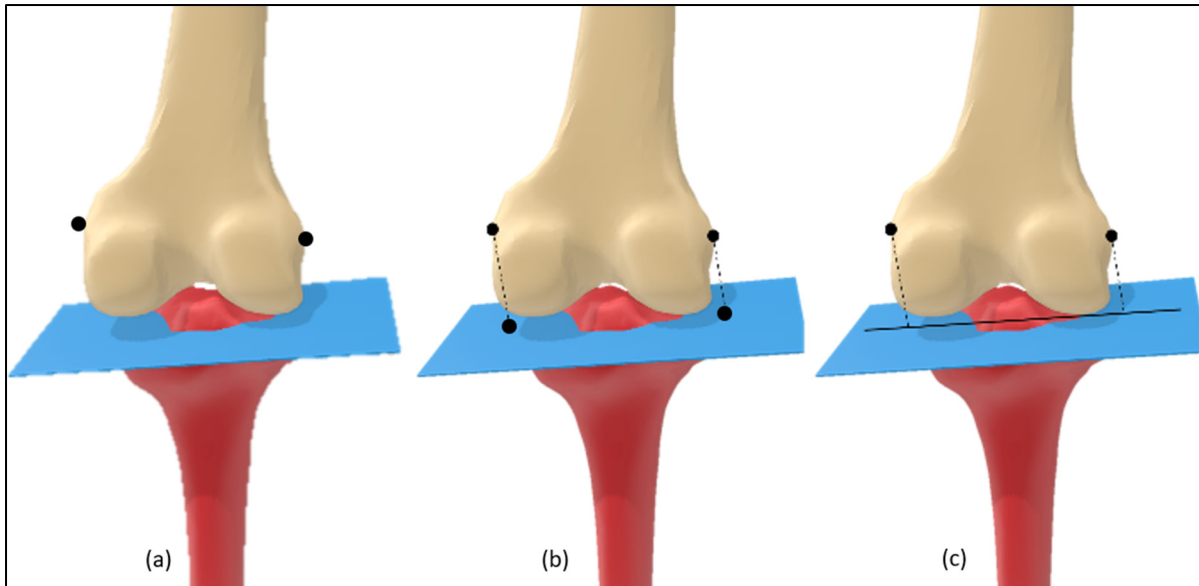


Figure 3.3 Projection de l'axe transépicondyléen dans le plan transverse tibial. (a) Digitalisation des épicondyles - (b) Projection des épicondyles dans le plan transverse tibial - (c) Calcul de l'axe transépicondyléen projeté

Les positions des épicondyles sont d'abord digitalisées et enregistrées dans le repère anatomique du fémur (Figure 3.3 (a)). Les données extraites lors de la calibration du KneeKG nous permettent d'obtenir la matrice de transformation homogène entre les repères anatomiques du tibia et du fémur. Les positions des épicondyles sont donc exprimées dans le repère anatomique tibial pour étudier le mouvement relatif du fémur par rapport au tibia. L'origine de ce repère est située au centre de la surface proximale de l'os. Puisque le vecteur \vec{z} de ce repère est confondu avec l'axe longitudinal, le plan transverse est défini par les deux autres vecteurs du repère (Figure 3.4). Les épicondyles sont projetés dans ce plan (Figure 3.3 (b)). La droite passant par les deux épicondyles projetés est la projection de l'axe transépicondyléen dans ce plan (Figure 3.3 (c)).

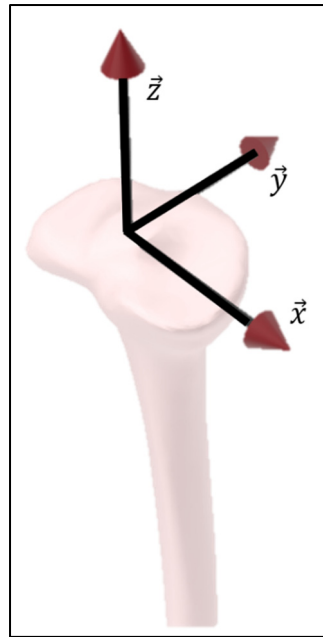


Figure 3.4 Repère tibial anatomique

3.2.2 Calcul du pivot

3.2.2.1 Déplacement minimal des épicondyles

Le pivot du genou est défini comme l'intersection des axes transépicondyléens projetés dans le plan transverse tibial (Scott A. Banks & Hodge, 2004). Cependant, le calcul de l'intersection des axes transépicondyléens successifs présente quelques problèmes. En effet, au cours du cycle de marche, le déplacement de l'axe transépicondyléen est irrégulier. Au cours de certaines sections, le mouvement du genou est trop faible pour qu'il soit pertinent de calculer un pivot. Les positions du pivot obtenues en observant l'intersection des axes consécutifs pour chaque centième du cycle de marche sont présentées à la Figure 3.5. Ces résultats montrent un pivot qui change d'un côté à l'autre du genou très rapidement. Beaucoup de points sont également situés loin à l'extérieur du genou. Nous avons donc choisi de calculer seulement l'intersection des axes transépicondyléens suffisamment différents.

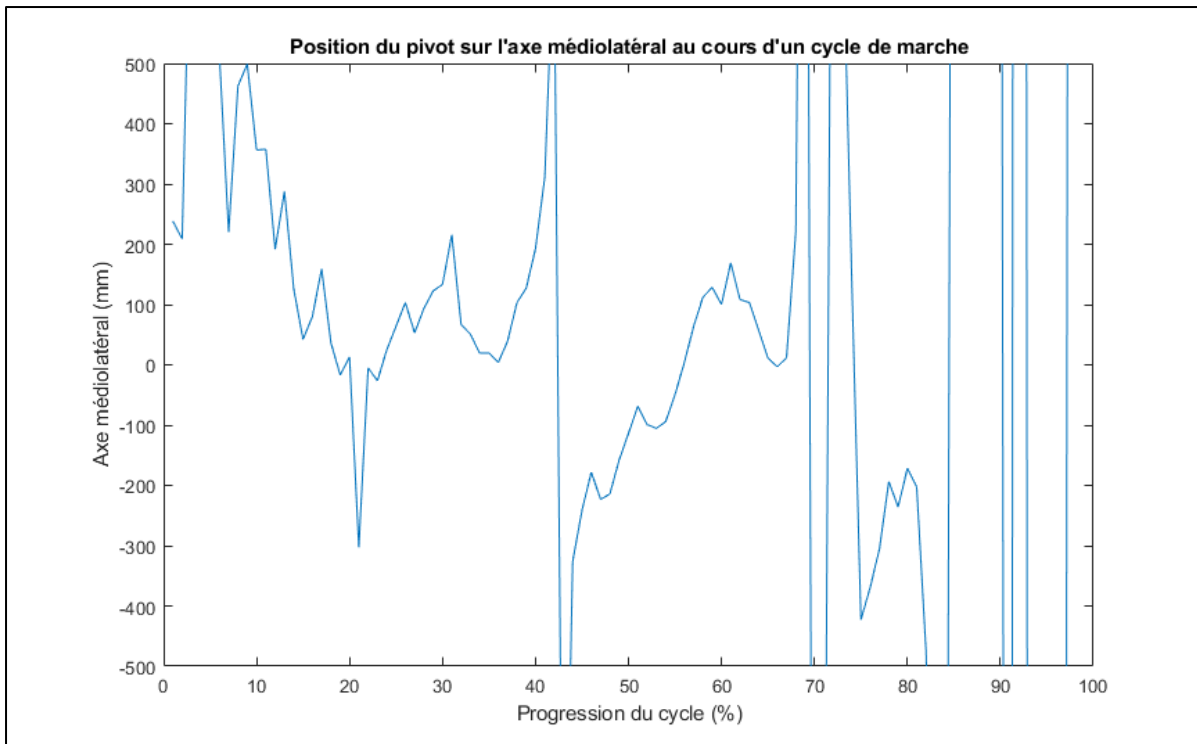


Figure 3.5 Position du pivot sur l'axe médiolatéral calculé entre chaque axe transépicondyléen au cours d'un cycle de marche

En revanche, une succession de faibles déplacements peut constituer un mouvement suffisamment grand pour être pris en compte et dont il est pertinent d'étudier le pivot. Le meilleur moyen d'étudier des mouvements significatifs sans omettre de nombreuses sections du cycle est de calculer le déplacement des épicondyles. Grâce à une étude de sensibilité dont les résultats sont présentés à la section 3.3.1.1, nous avons pu fixer une valeur minimale de déplacement des épicondyles. La valeur retenue suite à l'étude de sensibilité est de 0.7mm. Pour chaque centième du cycle de marche, l'axe transépicondyléen est comparé avec l'axe suivant le plus proche dont au moins un des épicondyles a parcouru la distance minimale de 0.7mm. De cette manière, il est toujours pertinent de calculer un pivot entre les axes retenus.

3.2.2.2 Calcul d'un rapport des déplacements

Pour calculer la position du pivot, nous avons choisi d'utiliser le déplacement des épicondyles projetés sur le plan transverse du tibia. Les déplacements de l'épicondyle médial projeté dME et de l'épicondyle latéral projeté dLE sont comparés. Ce rapport est directement lié à la position du pivot sur l'axe médiolatéral du tibia grâce à l'équation (3.1), où x correspond à l'abscisse du pivot sur l'axe médiolatéral. La justification de cette équation pour toutes les positions de pivot est présentée dans ANNEXE I. Le 0 de cet axe correspond au centre de l'articulation.

$$x = \frac{R + 1}{R - 1} ; R = \frac{dME}{dLE} \quad (3.1)$$

La Figure 3.6 présente la valeur de ce rapport en fonction de la position du pivot sur l'axe médio-latéral.

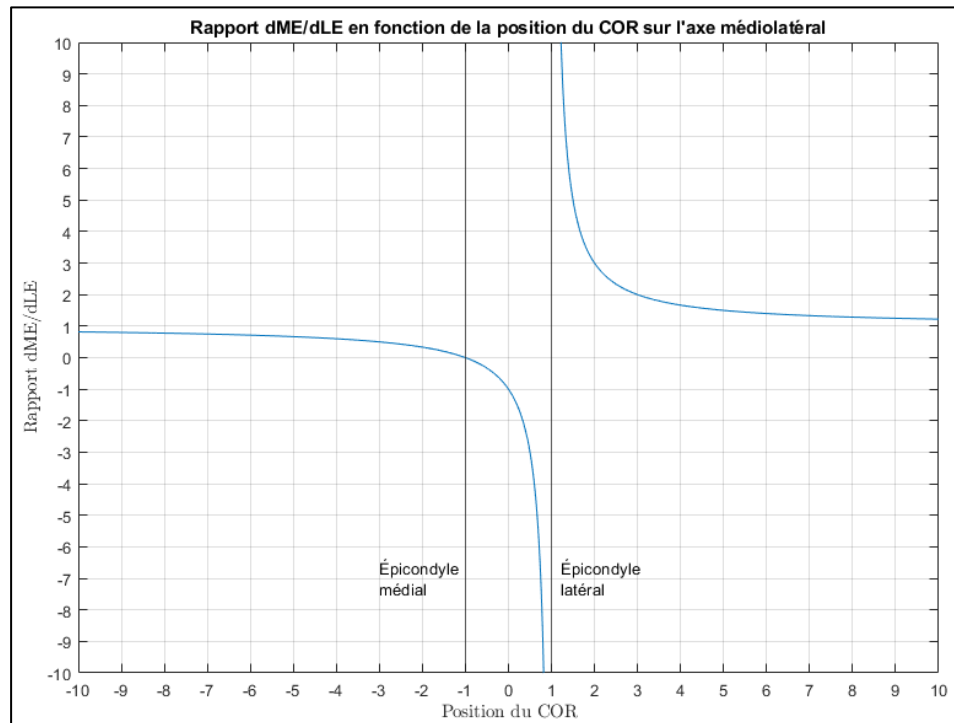


Figure 3.6 Rapport $\frac{dME}{dLE}$ en fonction de la position du pivot

Le rapport $\frac{dME}{dLE}$ est défini pour presque toutes les positions du pivot. Dans le cas où l'épicondyle latéral est immobile, l'utilisation de ce rapport pose un problème car il n'est pas défini, comme on peut le voir sur la Figure 3.6. Cependant, dans un contexte expérimental, le déplacement de l'épicondyle n'est jamais exactement nul. L'asymptote verticale présente en $x = 1$ n'est donc pas un problème.

3.2.3 Classification des mouvements

3.2.3.1 Patrons de pivot

Afin de pouvoir comparer les pivots des patients, nous avons cherché à établir des patrons de pivots auxquels nous pourrions associer les mouvements des épicondyles. 4 patrons principaux ont été créés. Le premier (Figure 3.7.1) regroupe les pivots trop éloignés du genou. Dans ces cas, les axes transépicondyléens sont presque parallèles et la translation antéro-postérieure (AP) est largement dominante par rapport à la rotation. Les deuxièmes et troisièmes patrons regroupent respectivement les pivots situés autour de l'épicondyle latéral et médial (Figure 3.7.2 et Figure 3.7.3). Les pivots dits centraux situés à l'intérieur de l'articulation sont classés dans le quatrième patron.

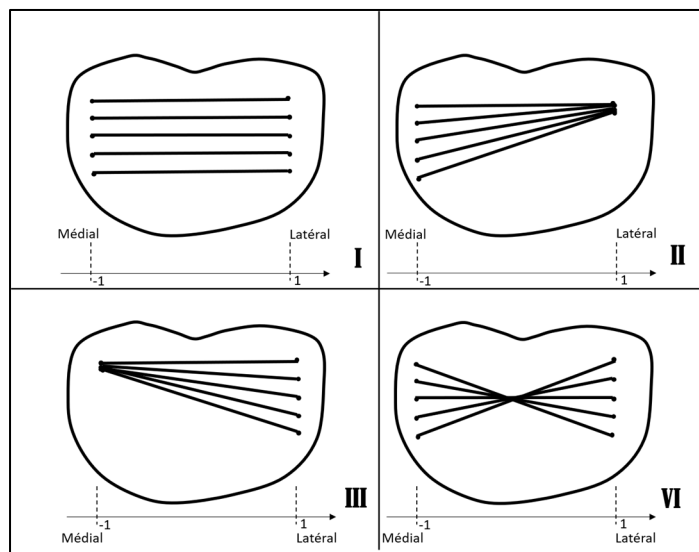


Figure 3.7 Patrons de pivots du genou dans le plan transverse tibial. I: Translation antéro-postérieure, pas de rotation. II: Pivot latéral. III: Pivot médial. IV: Pivot central

3.2.3.2 Classification en patrons de pivots

A chaque centième du cycle, le pivot est classé selon un des quatre patrons définis. La classification s'effectue en utilisant des zones relatives à la taille du genou. Chaque mouvement est caractérisé par la zone dans laquelle se trouve le pivot (Figure 3.8).

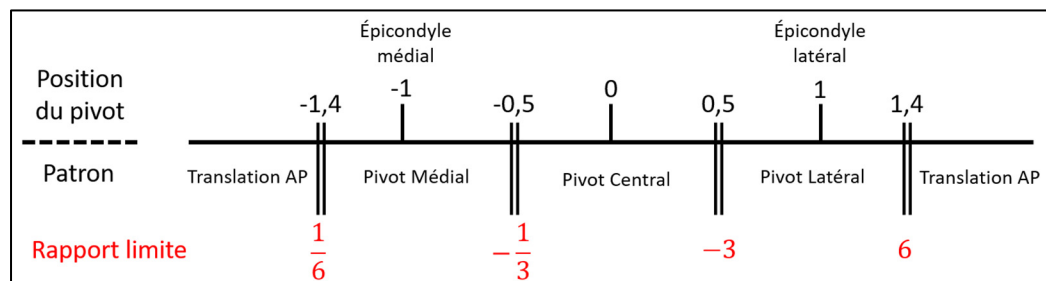


Figure 3.8 Position du pivot et patrons liés

Ces zones sont définies grâce au rapport $\frac{dME}{dLE}$. Des valeurs de ce rapport sont définies pour fixer les limites intra-articulaire et extra-articulaire de ces zones grâce à une étude de sensibilité dont les résultats sont présentés à la section 3.3.1.2. Ces valeurs limites sont respectivement 3 et 6. Ces valeurs de rapports limites permettent une distance extra-articulaire de 20% de la largeur du genou et une distance intra-articulaire de 25% de la largeur du genou. Ce sont des valeurs choisies arbitrairement, mais qui représentent une certaine logique avec ce qui a été observé sous fluoroscopie (Hamilton et al., 2023).

Le Tableau 3.1 rassemble les positions des pivots et les groupes associés aux valeurs calculées du rapport des distances.

Tableau 3.1 Valeurs des rapports $\frac{dME}{dLE}$, positions des COR et groupes associés

Valeur de $\frac{dME}{dLE}$	Position du pivot sur l'axe médiolatéral	Patron
$\frac{dME}{dLE} < -3$	Latéral, intra-articulaire	II
$-3 < \frac{dME}{dLE} < -\frac{1}{3}$	Central	IV
$-\frac{1}{3} < \frac{dME}{dLE} < \frac{1}{6}$	Médial	III
$\frac{1}{6} < \frac{dME}{dLE} < 6$	Extra-articulaire, éloigné du centre de l'articulation	I
$6 < \frac{dME}{dLE}$	Latéral, extra-articulaire	II

La Figure 3.9 expose les différentes étapes effectuées pour associer un patron de pivot à un mouvement du genou. Cette méthode permet de comparer deux positions pour déterminer le pivot.

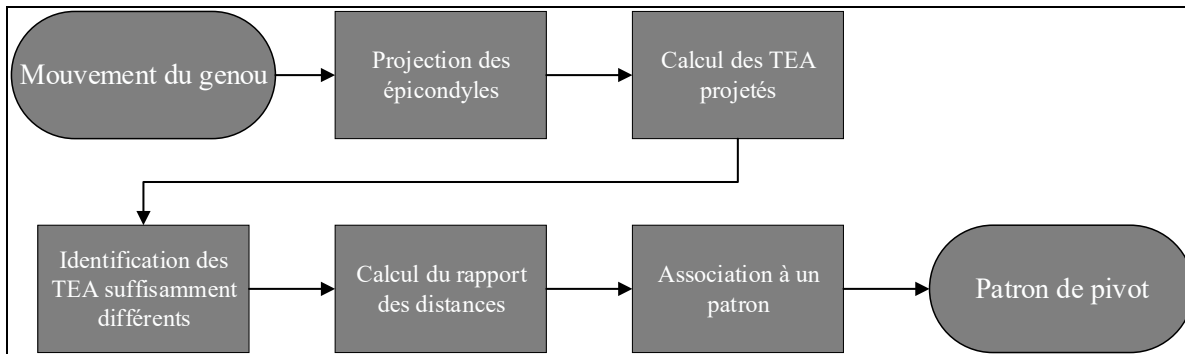


Figure 3.9 Étapes de la classification d'un mouvement du genou dans un patron de pivot

3.3 Résultats des études de sensibilité

3.3.1.1 Déplacement minimal entre les axes transépicondyléens

La méthode de classification en patrons de pivots s'effectue en comparant des positions d'axes transépicondyléens différents. Cependant, comparer des axes transépicondyléens trop proches l'un de l'autre ne permet pas de classer au mieux les mouvements. Une valeur de déplacement minimal est donc déterminée pour identifier les axes transépicondyléens à comparer pour observer le mouvement (3.2.2.1).

Ce déplacement minimal est observé sur la position des épicondyles. Une étude de sensibilité a été menée sur cette valeur pour la déterminer. Des valeurs de déplacement comprises entre 0.3mm et 1.1 mm ont été testées et évaluées. Étudier le pivot d'axes transépicondyléens trop proches constitue un risque d'erreur. En effet, si le mouvement du genou est très faible, le calcul d'un pivot créera une information de mouvement alors que celui-ci est presque immobile. Une valeur de déplacement minimale trop importante impliquerait d'omettre certains mouvements qui seraient pourtant intéressants à garder. L'objectif de l'étude de sensibilité est de déterminer la plus haute valeur possible qui supprime seulement les mouvements non-représentatifs du pivot du genou.

Les résultats se présentent sous la forme de figures représentant les axes transépicondyléens aux instants identifiés. L'échelle de couleur indique la position de ces axes au cours du cycle de marche.

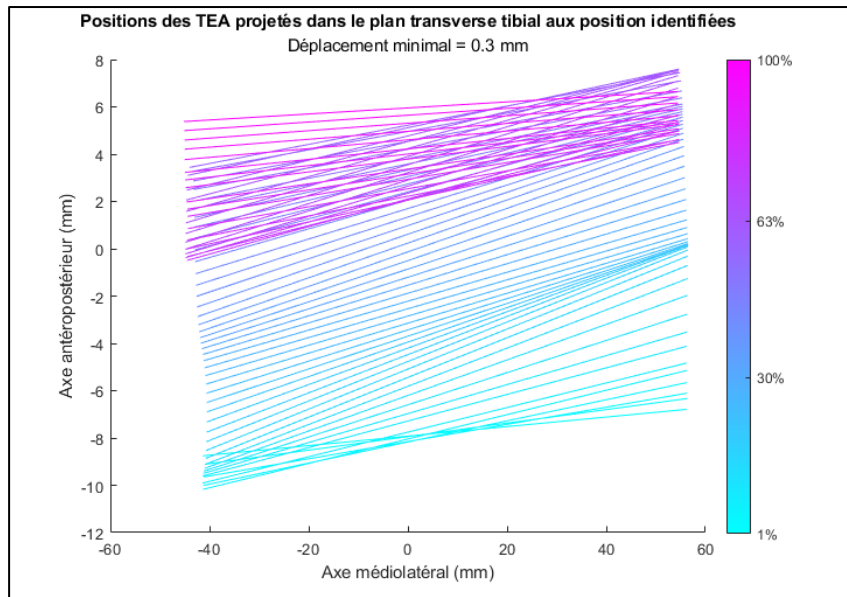


Figure 3.10 TEA identifiés avec un déplacement minimal de 0.3mm

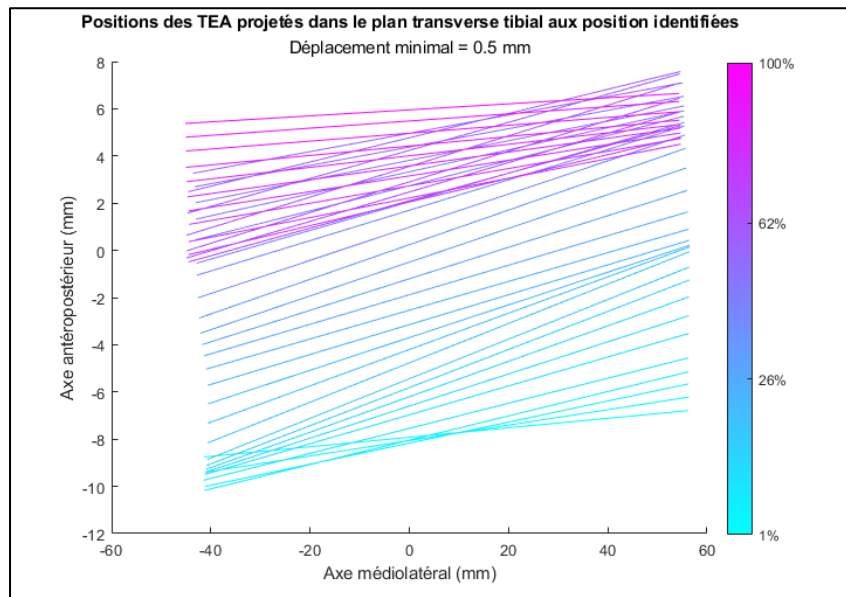


Figure 3.11 TEA identifiés avec un déplacement minimal de 0.5mm

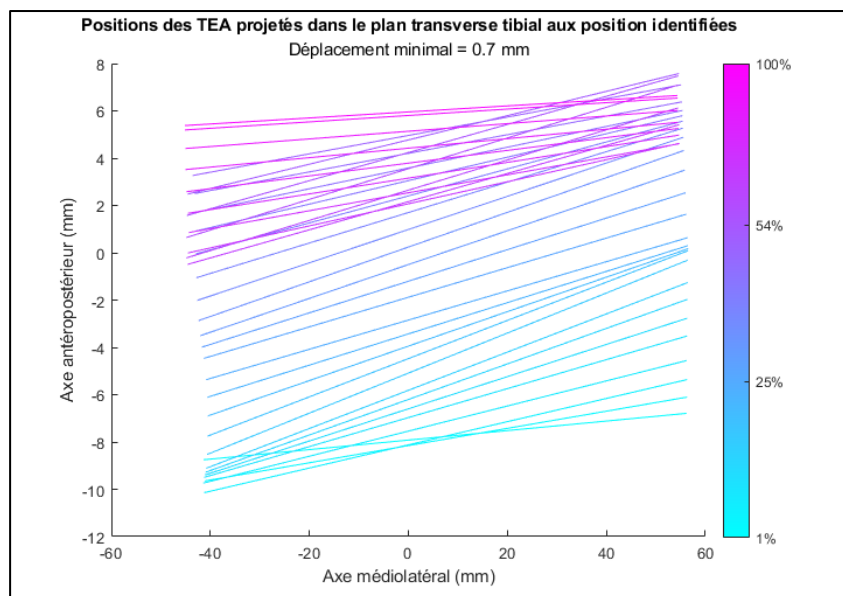


Figure 3.12 TEA identifiés avec un déplacement minimal de 0.7mm

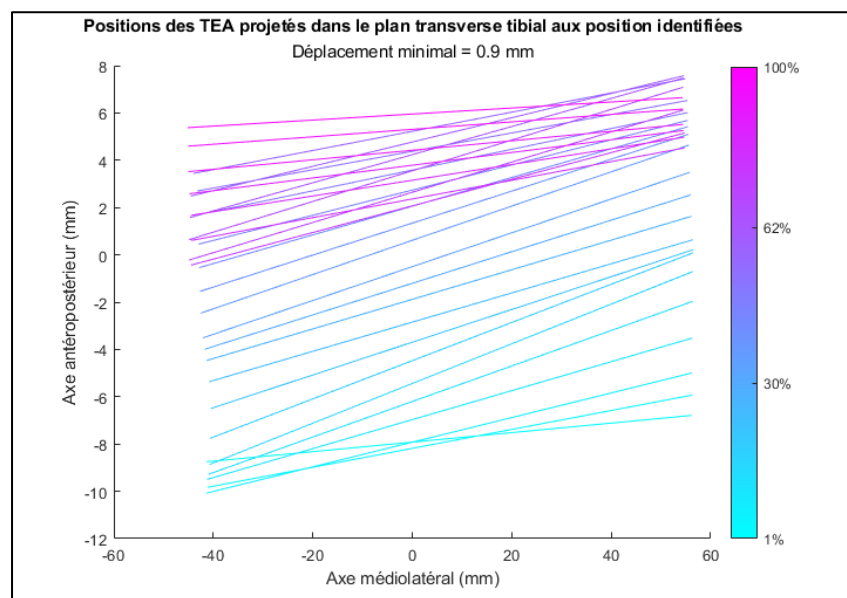


Figure 3.13 TEA identifiés avec un déplacement minimal de 0.9mm

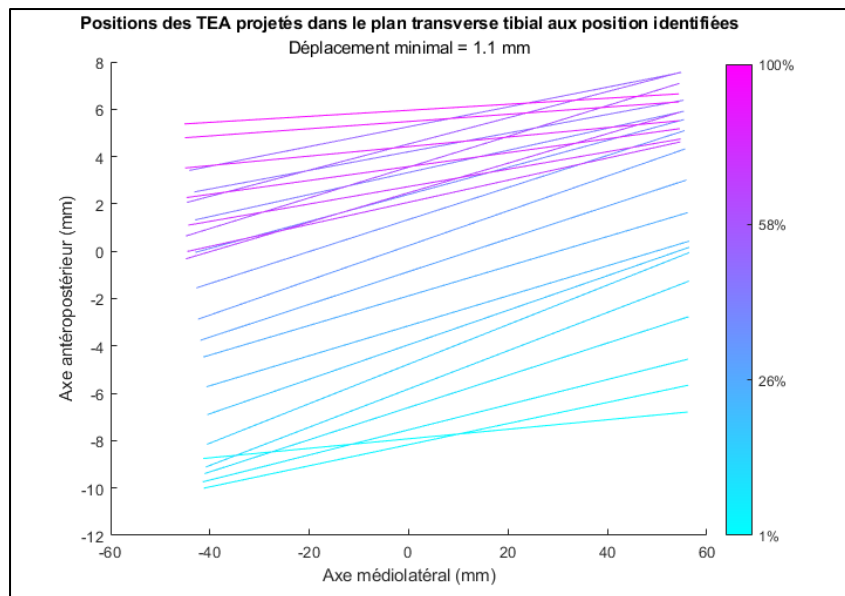


Figure 3.14 TEA identifiés avec un déplacement minimal de 1.1mm

Cette étude montre qu'au-delà d'un déplacement de 0.7 mm, certains mouvements des axes observés sur la Figure 3.10 sont de moins en moins perceptibles avec des axes transépicondyléens successifs de plus en plus superposés. Cependant, sur la Figure 3.12, tous les axes sont distincts. Le déplacement minimal de 0.7 mm permet d'observer tous les déplacements importants sans produire d'erreur due à des axes superposés.

3.3.1.2 Rapports limites

Pour classer les mouvements dans les différents patrons, des zones autour des épicondyles ont été définies. Des rapports $\frac{dME}{dLE}$ limites ont dû être fixés pour définir les longueurs intra et extra-articulaires de ces zones.

Une étude de sensibilité a été menée sur ces rapports pour les déterminer. Des valeurs entre 2 et 7 ont été testées. Les valeurs retenues sont un rapport limite intra-articulaire de 3 et extra-articulaire de 6.

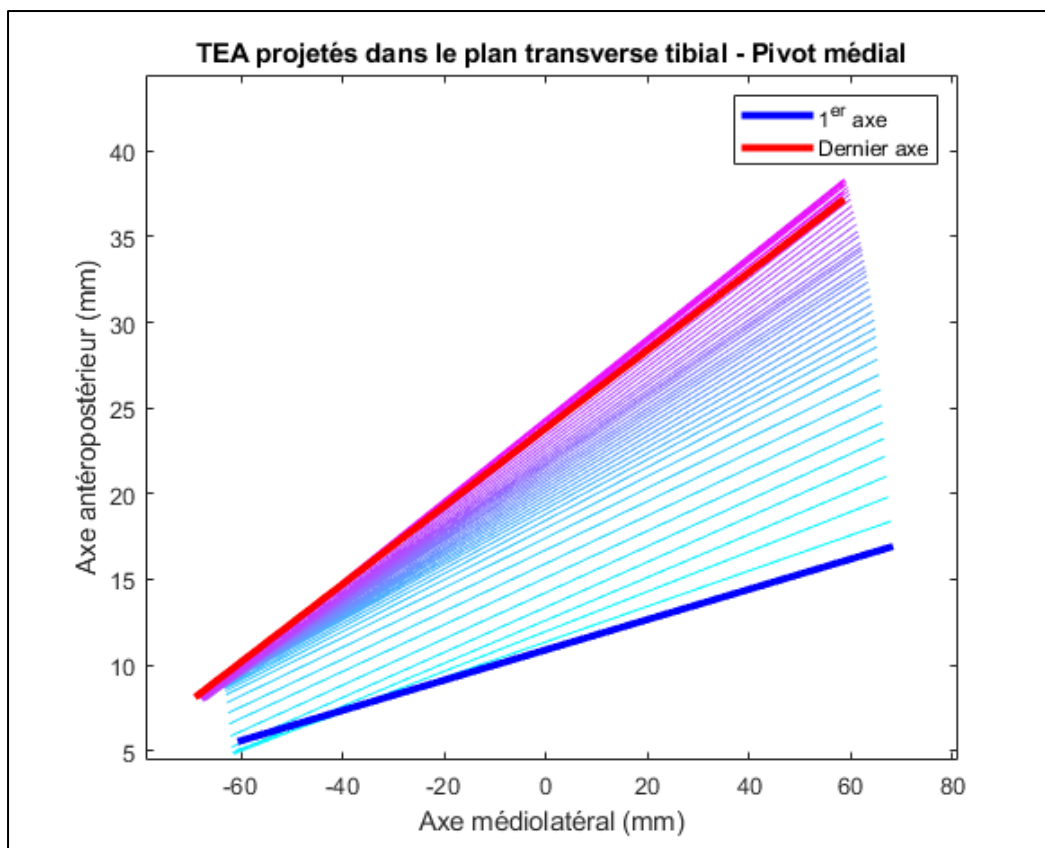


Figure 3.15 Axes transépicondyléens projetés dans le plan transverse tibial au cours d'une section d'un cycle de marche – Limite extra-articulaire

La Figure 3.15 montre les axes transépicondyléens projetés au cours d'une section du cycle de marche. Cet exemple montre un pivot extra-articulaire classé comme une translation AP en utilisant un rapport limite inférieur ou égal à 5 et classé comme un pivot médial en utilisant un rapport limite supérieur ou égal à 6. Un essai présentant une translation AP plus importante sera classé comme un mouvement de translation.

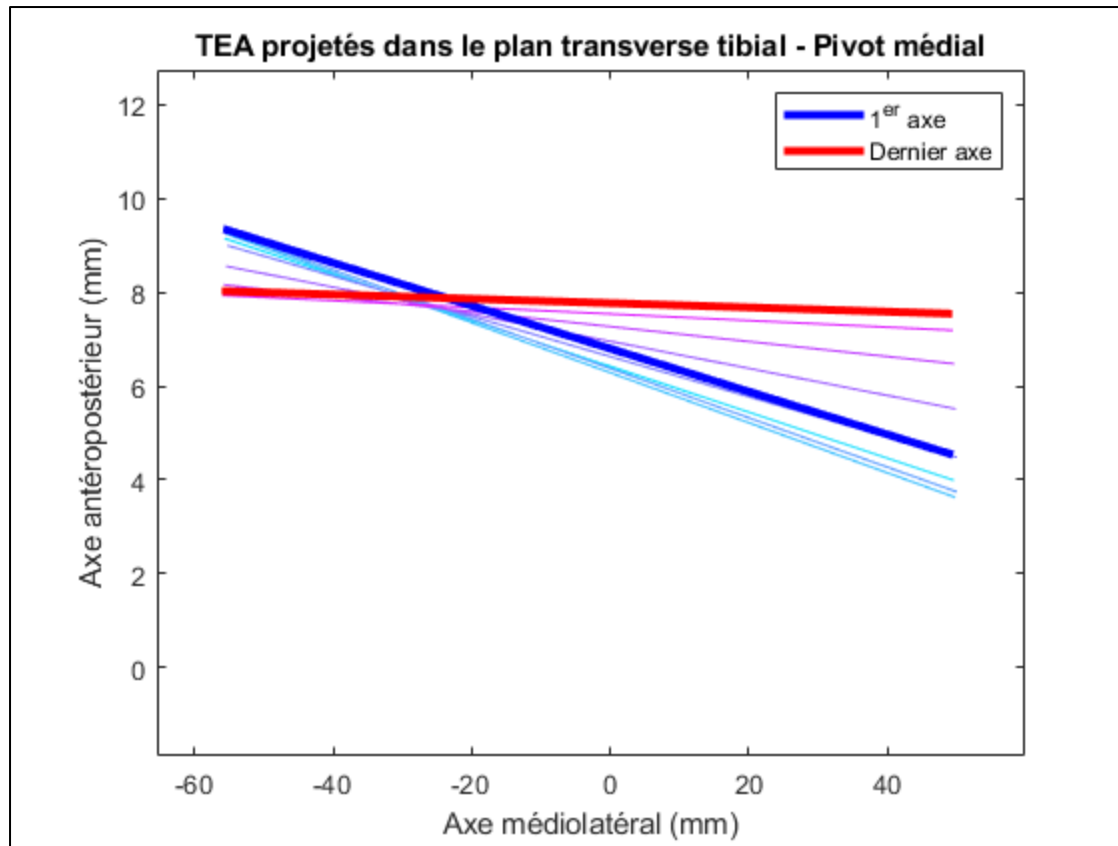


Figure 3.16 Axes transépicondyléens projetés dans le plan transverse tibial au cours d'une section d'un cycle de marche – Limite intra-articulaire

La Figure 3.16 présente les axes transépicondyléens projetés au cours d'une section du cycle de marche. Ce mouvement est classé comme un pivot médial en utilisant un rapport limite de 3 et comme un pivot central en utilisant un rapport limite de 4. Ce pivot se situe donc à la limite intra-articulaire de la zone définie grâce à ce rapport. Un pivot situé plus au centre serait classifié comme central.

CHAPITRE 4

APPLICATION DE LA MÉTHODE SUR UNE COHORTE DE PATIENTS AYANT RECU UNE PUC

4.1 Cohorte étudiée

Cette étude est menée sur une cohorte de 56 participants. La cohorte est décrite dans le Tableau 4.1. L'ensemble de ces participants présentaient un cas de gonarthrose. Tous ont subi une arthroplastie unicompartmentale du genou. Ils ont également effectué un examen de genougraphie avant et 6 mois après la chirurgie. Tous les examens et procédures chirurgicales ont été effectués entre avril 2018 et juillet 2020 au service d'orthopédie de l'hôpital de la Croix Rousse à Lyon (France). Tous les patients ont signé un formulaire d'information et de consentement pour participer à l'étude. Dans la suite de ce rapport, cette cohorte sera nommée *Cohorte PUC*.

Tableau 4.1 Description de la cohorte PUC. Moyenne \pm écart-type ; IMC = Indice de masse corporelle

Description de la cohorte PUC	
Age (années)	66.35 \pm 8.09
Taille (cm)	168.5 \pm 10.6
Poids (kg)	79.0 \pm 15.7
IMC	27.81 \pm 4.86
Sexe n (%) :	
- Femmes	30 (48.39)
- Hommes	32 (51.61)
Coté de l'opération	
n (%) :	
- Droit	37 (59.68)
- Gauche	25 (40.32)

4.2 Patron prédominant

Dans le cas d'un mouvement ample et long, le pivot est calculé régulièrement. Au cours d'un mouvement de marche, il est calculé à chaque centième du cycle en considérant toujours l'axe suivant avec un déplacement minimal de 0.7 mm de l'un des épicondyles. La Figure 4.1 montre le patron déterminé à chaque centième du cycle de marche chez un participant de la cohorte PUC au cours de la phase d'appui.

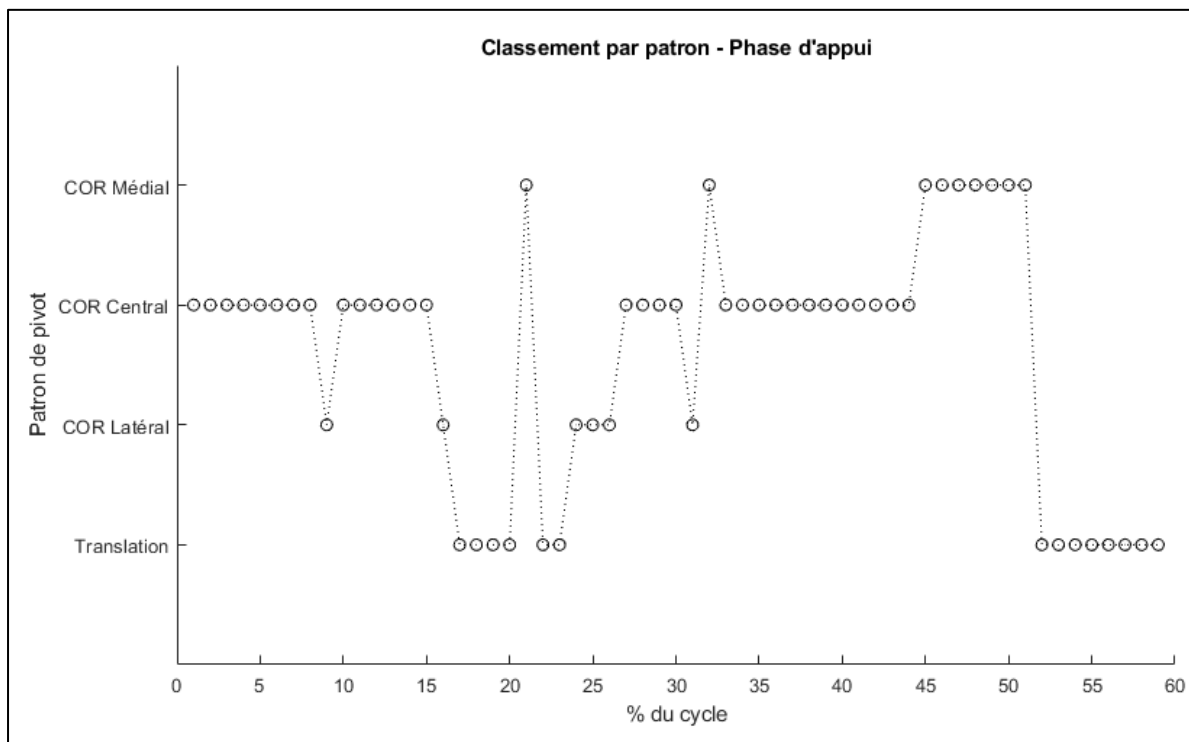


Figure 4.1 Patron déterminé à chaque centième du cycle de marche chez un participant de la cohorte PUC au cours de la phase d'appui

Pour classifier le mouvement complet, un seul patron doit être déterminé. Pour chaque section de mouvement étudiée, le patron le plus représenté est considéré comme le patron prédominant. La section étudiée est classifiée avec ce patron. Dans l'exemple présenté à la Figure 4.1, 30 pivots sont centraux, 7 sont latéraux, 9 sont médiaux et 14 sont des translations AP. Puisque le plus représenté est le patron de pivot central, cette section du cycle de marche est classée comme un pivot central.

4.3 Classification de la cinématique au cours du cycle de marche

Les résultats présentés dans cette partie sont issus de l'étude de la cohorte PUC. L'objectif est d'observer l'impact de la chirurgie sur la cinématique. Les résultats sont comparés entre des données pré-opératoires et post-opératoires au cours de la phase d'appui puis de la phase d'envol. Les phases sont séparées à 60% du cycle de marche comme décrit par Perry & Burnfield, 2010.

4.3.1 Résultats pour un participant

Les figures de cette section présentent les résultats de la classification pour un participant sélectionné aléatoirement dans la cohorte PUC. La Figure 4.2 présente les axes et les patrons de pivots pour la phase d'appui lors des consultations pré-opératoire et post-opératoire. La Figure 4.3 présente les résultats similaires pour la phase d'envol.

Ces figures montrent les axes transépicondyléens projetés dans le plan transverse tibial avant et après la chirurgie ainsi que le patron de pivot pour chaque centième du cycle de marche.

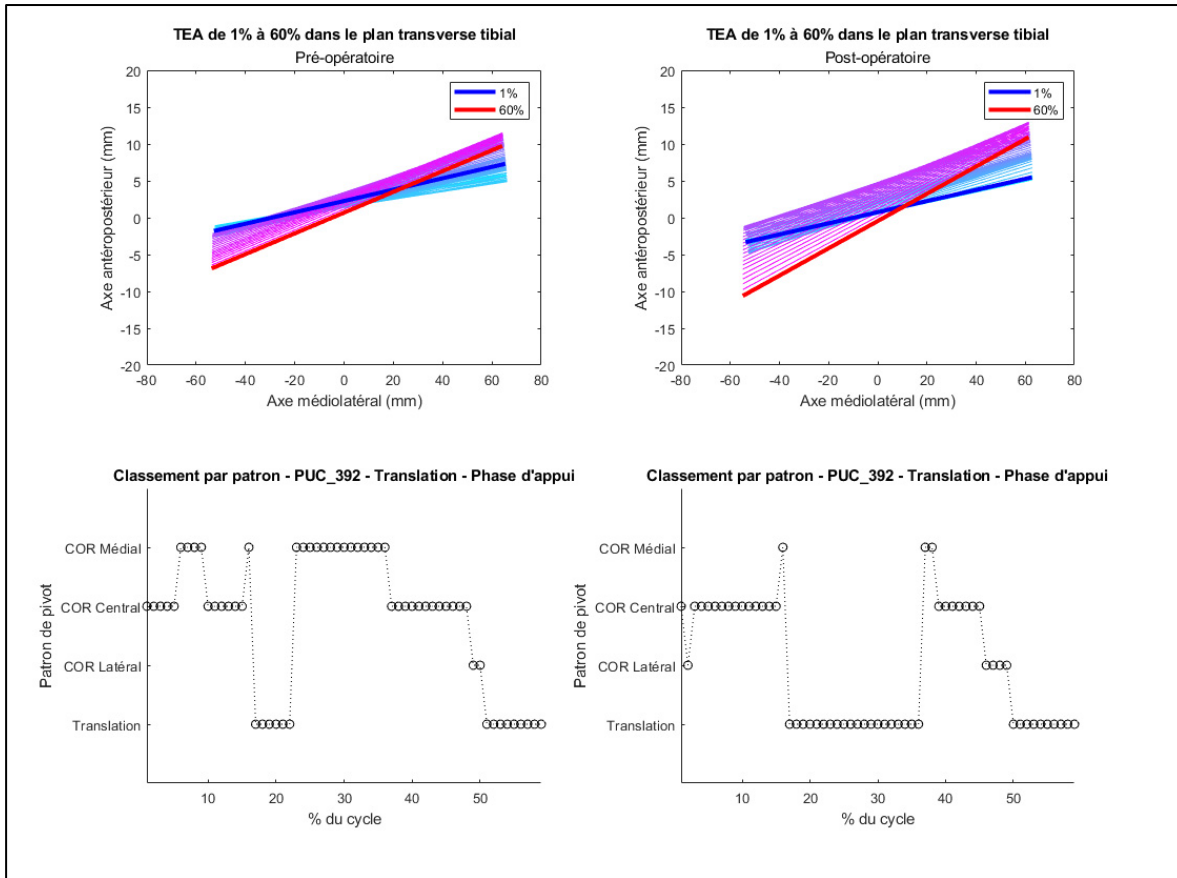


Figure 4.2 Axes et patrons de pivot du participant PUC_392 au cours de la phase d'appui

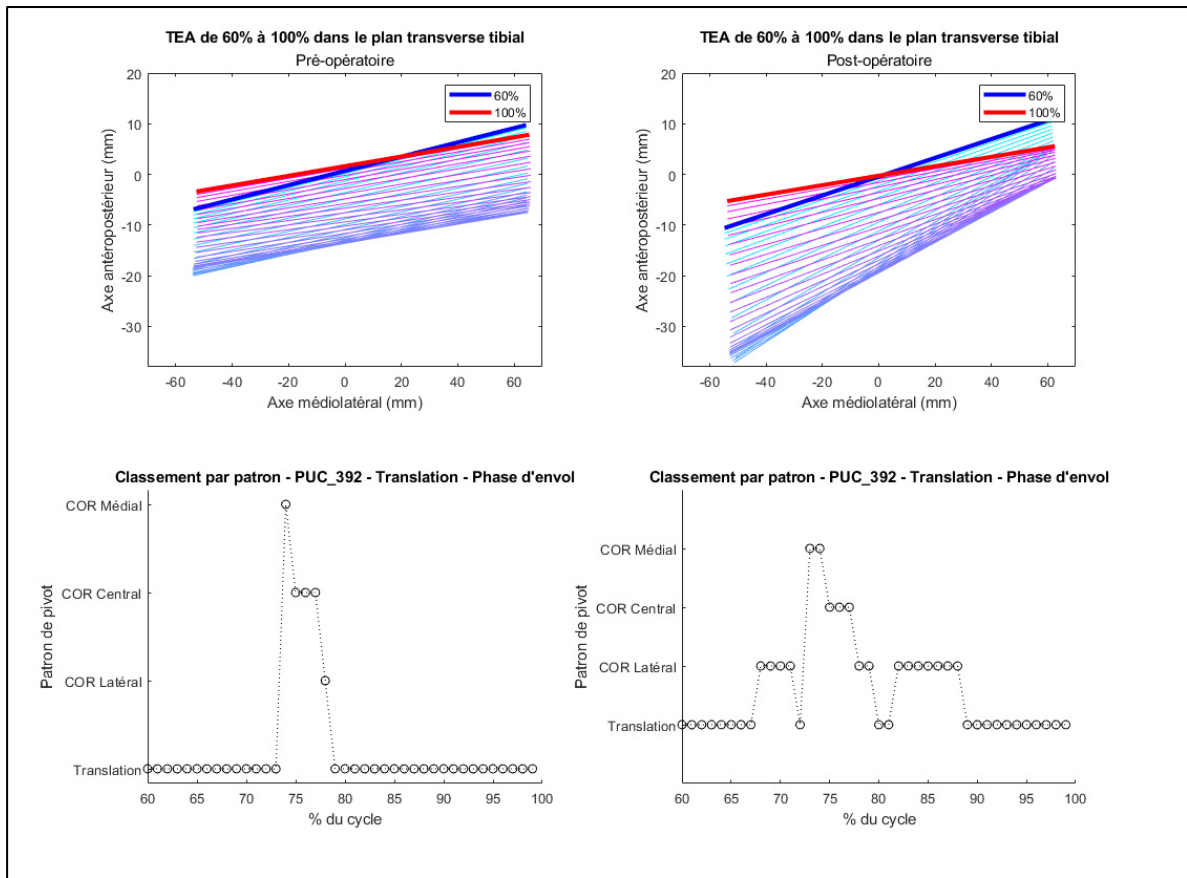


Figure 4.3 Axes et patrons de pivot du participant PUC_392 au cours de la phase d'envol

Les résultats du participant PUC_392 sont synthétisés dans le Tableau 4.2. On constate pour ce patient, qu'en phase d'appui, le participant passe d'un patron de pivot prédominant central à un patron de pivot en translation AP. En phase d'envol, le patron de pivot pré et post-opératoire reste inchangé pour ce participant si on considère le patron prédominant (translation AP).

Tableau 4.2 Patrons de pivot du participant PUC_392

PUC_392	Pré-opératoire	Post-opératoire	Changement de patron
Phase d'appui	4- Pivot central	1- Translation	Oui
Phase d'envol	1- Translation	1- Translation	Non

4.3.2 Résultats de la cohorte complète

4.3.2.1 Phase d'appui

Le Tableau 4.3 rassemble les patrons de pivots dominants identifiés pour tous les participants de la cohorte pendant la phase d'appui. Le Tableau 4.4 synthétise ces résultats en présentant la répartition de la cohorte en patrons de pivot. Pour rappel, le patron 1 correspond à la translation AP, les patrons 2 et 3 rassemblent respectivement les pivots latéraux et médiaux et le patron 4 correspond aux pivots centraux. La quatrième colonne contient un 0 lorsque le patron de pivot est différent entre les consultations avant et après la chirurgie, et contient un 1 lorsque les patrons sont les mêmes.

Tableau 4.3 Patrons de pivot pré-opératoires et post-opératoires au cours de la phase d'appui

Numéro du participant	Patron dominant pré-opératoire	Patron dominant post-opératoire	Patron conservé
PUC_310	3	1	0
PUC_313	1	1	1
PUC_318	1	1	1
PUC_319	1	1	1
PUC_320	3	3	1
PUC_322	1	1	1
PUC_324	3	1	0
PUC_325	1	1	1
PUC_332	4	4	1
PUC_333	4	1	0
PUC_337	1	1	1
PUC_338	1	1	1

PUC_339	1	1	1
Numéro du participant	Patron dominant pré-opérateur	Patron dominant post-opérateur	Patron conservé
PUC_340	4	1	0
PUC_341	1	1	1
PUC_342	1	1	1
PUC_343	4	4	1
PUC_344	1	1	1
PUC_346	4	4	1
PUC_347	1	1	1
PUC_348	1	4	0
PUC_351	1	1	1
PUC_352	1	4	0
PUC_354	1	4	0
PUC_355	4	4	1
PUC_356	4	2	0
PUC_358	1	4	0
PUC_359	4	1	0
PUC_360	3	1	0
PUC_361	1	4	0
PUC_362	2	1	0
PUC_365	4	1	0
PUC_366	1	1	1
PUC_376	4	4	1
PUC_378	1	1	1
PUC_379	1	1	1
PUC_380	1	1	1

PUC_381	2	1	0
PUC_383	4	3	0
Numéro du participant	Patron dominant pré-opératoire	Patron dominant post-opératoire	Patron conservé
PUC_384	1	4	0
PUC_385	1	1	1
PUC_387	2	1	0
PUC_388	1	1	1
PUC_389	1	4	0
PUC_390	1	1	1
PUC_392	4	1	0
PUC_393	1	1	1
PUC_394	4	4	1
PUC_395	1	4	0
PUC_397	4	1	0
PUC_399	1	4	0
PUC_400	4	4	1
PUC_402	4	4	1
PUC_403	1	1	1
PUC_404	1	4	0
PUC_405	4	1	0

On constate que 31 patients conservent la même cinématique entre les consultations pré-opératoires et post-opératoires, soit 55% d'entre eux.

Le Tableau 4.4 présente la répartition des patrons parmi les participants de la cohorte. La quatrième colonne présente par patron la part des participants pré-opératoires ayant conservé le même patron dominant après la chirurgie.

Tableau 4.4 Répartition des patrons de pivot au cours de la phase d'appui

Patron	Pré-opératoire	Post-opératoire	% de non changement
Translation AP	32 (57%)	35 (63%)	69 %
COR latéral	3 (5%)	1 (2%)	0 %
COR médial	4 (7%)	2 (4%)	25 %
COR central	17 (31%)	18 (32%)	47 %

4.3.2.2 Phase d'envol

Le Tableau 4.5 rassemble les patrons de pivot identifiés en étudiant les cycles de marche de tous les participants de la cohorte en phase d'envol.

Tableau 4.5 Patrons de pivot pré-opératoires et post-opératoires au cours de la phase d'envol

Numéro du participant	Patron dominant pré-opératoire	Patron dominant post-opératoire	Patron conservé
PUC_310	3	1	0
PUC_313	1	1	1
PUC_318	1	1	1
PUC_319	3	1	0
PUC_320	3	1	0
PUC_322	1	1	1
PUC_324	1	1	1
PUC_325	1	1	1

PUC_332	1	4	0
Numéro du participant	Patron dominant pré-opérateur	Patron dominant post-opérateur	Patron conservé
PUC_333	4	1	0
PUC_337	1	1	1
PUC_338	1	1	1
PUC_339	1	1	1
PUC_340	2	1	0
PUC_341	1	1	1
PUC_342	1	1	1
PUC_343	1	2	0
PUC_344	1	1	1
PUC_346	4	4	1
PUC_347	1	1	1
PUC_348	1	1	1
PUC_351	1	1	1
PUC_352	1	1	1
PUC_354	1	1	1
PUC_355	4	4	1
PUC_356	1	1	1
PUC_358	1	1	1
PUC_359	4	1	0
PUC_360	1	1	1
PUC_361	1	1	1
PUC_362	2	2	1
PUC_365	1	1	1
PUC_366	1	1	1

PUC_376	1	1	1
PUC_378	1	1	1
Numéro du participant	Patron dominant pré-opératoire	Patron dominant post-opératoire	Patron conservé
PUC_379	1	1	1
PUC_380	1	1	1
PUC_381	1	2	0
PUC_383	4	1	0
PUC_384	1	1	1
PUC_385	1	1	1
PUC_387	2	1	0
PUC_388	3	1	0
PUC_389	1	4	0
PUC_390	1	1	1
PUC_392	1	1	1
PUC_393	1	1	1
PUC_394	1	4	0
PUC_395	1	1	1
PUC_397	3	1	0
PUC_399	1	1	1
PUC_400	1	1	1
PUC_402	1	4	0
PUC_403	1	1	1
PUC_404	1	4	0
PUC_405	2	1	0

Au cours de la phase d'envol, 38 patients présentent le même patron de pivot avant et après la chirurgie. Ils représentent 68% de la cohorte.

Le Tableau 4.6 présente la répartition des patrons parmi les participants de la cohorte. La quatrième colonne présente par patron la part des participants pré-opératoires ayant conservé le même patron dominant après la chirurgie.

Tableau 4.6 Répartition des patrons de pivot au cours de la phase d'envol

Patron	Pré-opératoire	Post-opératoire	% de non changement
Translation AP	42 (75%)	46 (82%)	83 %
COR latéral	4 (7%)	3 (5%)	25 %
COR médial	5 (9%)	0 (0%)	0 %
COR central	5 (9%)	7 (13%)	29 %

CHAPITRE 5

DISCUSSION ET CONCLUSION

Le principal objectif de l'étude est de mettre en place une méthode de classification du pivot du genou utilisable en clinique. Cette méthode est ensuite utilisée pour observer l'impact de l'arthroplastie partielle du genou sur la cinématique. La genougraphie est un examen de plus en plus commun pour le diagnostic et la planification chirurgicale chez les patients arthrosiques. Cet examen est rapide et répétable en clinique (Lustig et al., 2012). De plus, il ne présente aucune radiation destructrice pour les tissus du patient. L'observation de paramètres cliniques par la genougraphie permet de suivre ces paramètres régulièrement sans effets indésirables.

5.1 Calcul du centre de rotation

Le patron de pivot du genou est un marqueur présent dans la littérature qui permet d'observer et de caractériser la cinématique du genou au cours de divers mouvements du quotidien. Il peut être déterminé par différentes modalités d'observation du mouvement. Certaines techniques d'imagerie comme la fluoroscopie permettent une observation précise des mouvements des os mais nécessite plus de matériel et elle est, de plus, irradiante pour le patient (Scott A. Banks & Hodge, 2004 ; Belvedere et al., 2017 ; Dennis et al., 2003 ; Komistek et al., 2003 ; Kozanek et al., 2009). Elle n'est donc pas utilisable dans un contexte clinique de manière répétée. Cette modalité permet cependant d'éviter tous les artefacts liés aux tissus mous. L'utilisation de marqueurs optoélectroniques permet d'observer les mouvements sans radiations destructrices (Koo & Andriacchi, 2008 ; Miura et al., 2020). En revanche, cette modalité est sensible au bruit produit par les artefacts liés aux tissus mous. La genougraphie, grâce au système KneeKG, permet de pallier ce problème (Clément et al., 2018). Le calcul du centre de rotation lors de cet examen permet un suivi de l'évolution de la cinématique dans un contexte clinique.

La méthode développée dans cette étude reprend celle proposée par Banks & Hodge en 2004 qui était basée sur une acquisition du mouvement des os par fluoroscopie monoplane. L'objectif est de caractériser la cinématique du genou au cours de la marche. L'observation de l'axe transépicondyléen projeté dans le repère anatomique du tibia permet de connaître les mouvements relatifs des deux os. En calculant cet axe à chaque instant du cycle de marche, il est possible de connaître la position relative du tibia et du fémur. L'intersection de deux axes consécutifs constitue le point autour duquel les os pivotent. Ce point est appelé le pivot du genou. Lorsque la position dominante de ce point est évaluée au cours d'un cycle de marche, on parle de patron de pivot. C'est un indicateur utilisé pour caractériser la marche d'un participant.

Cette méthode permet d'obtenir la position du pivot pour chaque patient. Cependant, elle est très sensible au bruit. La variance des cycles de marche est à prendre en compte dans le calcul. Aussi, puisque les déplacements des épicondyles sont de faible amplitude, le bruit dans la mesure est important à considérer. Pour minimiser l'impact de ces erreurs sur le résultat, seuls les cycles dont la variance est suffisamment faible sont conservés. Cette sélection est effectuée par le logiciel utilisé lors des acquisitions. L'impact de la variabilité des cycles de marche est ainsi limité grâce à cette méthode. Le bruit de mesure est aussi atténué en calculant la moyenne des positions des épicondyles projetés dans le plateau tibial des cycles sélectionnés. Enfin, pour éviter de prendre en compte les déplacements peu significatifs, voire nuls, un seuil de déplacement entre les axes comparés a été fixé dans le présent travail. Ce déplacement minimal est de 0.7 mm. Ainsi, aucun pivot n'est calculé entre deux axes trop proches. Cette méthode réduit l'impact du bruit sur le résultat.

5.2 Méthode de classification

L'un des objectifs de l'étude est de mettre au point une méthode de classification des marqueurs calculés afin de pouvoir les comparer. L'étude de la position de l'axe transépicondyléen projeté et du pivot du genou ont mené à la mise au point des quatre patrons

de pivot. Les patients dont l'axe transépicondyléen effectue principalement une translation antéro-postérieure sont identifiés. Les autres patients sont classés selon si la position du centre de rotation est majoritairement médiale, latérale ou centrale.

La classification entre les patrons utilise le rapport des distances des épicondyles $\frac{dME}{dLE}$. Ce rapport est calculé entre chaque couple d'axes transépicondyléens suffisamment différents. Ce rapport est directement lié à la position du pivot (Figure 3.8 ; Équation (3.1)). Les valeurs seuils du rapport sont fixées grâce à une étude de sensibilité. Elle est de 3 pour les pivots intra-articulaires et de 6 pour les pivots extra-articulaires. Ces valeurs définissent une zone autour de chaque épicondyle projeté à l'intérieur de laquelle le centre de rotation est classé intra-articulaire ou extra-articulaire. En dehors de ces zones, soit le pivot est central, soit le genou présente une translation antéro-postérieure dominant la rotation. Dans la littérature, de telles zones ont déjà été définies (Hamilton et al., 2023). Cependant, les zones proposées ne prennent pas du tout en compte les pivots extra-articulaires. Tous ces pivots sont considérés comme des translation AP dominantes. La méthode présentée dans ce mémoire prend en compte des rotations autour de pivots extra-articulaires mais situés proches du genou. Dans ces cas, la translation ne semble pas prendre le dessus sur la rotation.

Ces rapports permettent de classer les différents schémas cinématiques des patients. Les résultats par patient montrent que le patron est relativement stable. L'hypothèse est qu'un patient ne peut pas passer très rapidement d'un patron à l'autre. Les résultats présentés Figure 4.2 et Figure 4.3 montrent que les changements sont signe d'une évolution graduelle de la position du pivot. Avoir un pivot qui passe rapidement de groupe en groupe serait signe d'un important bruit, plus que d'un changement de la cinématique, selon nous.

L'utilisation du rapport $\frac{dME}{dLE}$ présente l'avantage d'être un calcul relativement simple, donc de ne pas propager une éventuelle erreur de mesure. En revanche, la valeur seuil fixée pourrait être amenée à évoluer. L'une des limites de cette méthode est l'utilisation de la même valeur pour fixer la limite intra-articulaire et extra-articulaires des zones médiales et latérales. L'utilisation de valeurs différentes pour fixer les limites de chaque côté des épicondyles

permettrait d'affiner la méthode et de mieux classer certains mouvements. Les valeurs des rapports en fonction de la position du centre de rotation sont présentées à la Figure 3.6.

La méthode développée permet de calculer et caractériser le pivot du genou lors de la marche. Cependant, elle présente certaines pistes d'amélioration. La première concerne les valeurs seuils de chaque zone, exposée ci-dessus. Une autre limite de cette méthode concerne le découpage du cycle de marche, En effet, elle s'applique pour l'instant sur la phase d'appui et la phase d'envol, considérées respectivement de 0 à 60% et de 61 à 100% du cycle de marche pour tous les sujets. Le pivot est classé dans un patron à chaque centième du cycle. Pour chaque phase, le patron le plus représenté est considéré comme le patron dominant. Ce découpage pourrait être plus précis. Comme précisé dans la revue de la littérature, au cours de la phase d'appui, des sous-phases peuvent être distinguées en observant l'angle de flexion du genou. Des phases de chargement et de poussées peuvent être identifiées et la cinématique évaluée au cours de ces phases. À l'avenir, il serait intéressant de présenter le patron prédominant pour chaque sous-phase du cycle de marche.

5.3 Étude de la cohorte PUC

Les prothèses unicompartimentales de genou ont pour particularité de conserver la majorité des éléments structurels naturels du genou. Les ligaments, la surface du tibia et un des condyles du fémur sont conservés. Il est intéressant d'observer l'impact de la chirurgie sur la cinématique au cours de la marche. La méthode développée permet de caractériser le point de pivot du genou des participants avant et après la procédure chirurgicale. En l'appliquant à la cohorte de patients équipés de prothèses PUC, nous avons pu observer les changements du patron de pivot au cours des deux phases du cycle de marche.

En premier lieu, il est intéressant de noter la répartition des patients dans les différents patrons de pivot. Au cours des deux phases, la grande majorité des patients présentent une translation antéropostérieure (AP) ou un pivot central (Tableau 4.4;Tableau 4.6). Les pivots médiaux et latéraux sont beaucoup plus rares. Au cours de la phase d'envol, c'est même la translation AP qui représente plus de 75% des patients. Cette observation peut s'expliquer par la manière de

déterminer le pivot dominant. Ne considérer qu'un seul pivot sur toute la phase d'appui semble réducteur et la subdivision de ce cycle serait une solution pour dépasser cette limite. Les pivots identifiés dans la littérature sur des cohortes de patients ayant eu une PTG présentent moins de translation AP et des pivots plus souvent intra-articulaires (Hamilton et al., 2023). Dans la littérature, les pivots sont répartis entre des patrons médiaux et latéraux. Les études utilisant des marqueurs optoélectroniques concluent le plus souvent à des pivots latéraux. Cependant, selon Miura et al., 2020, le pivot est décrit comme latéral avec une distance moyenne par rapport au centre du genou comprise entre 0 et 8 cm. En utilisant les zones médiales et latérales définies par la méthode présentée au CHAPITRE 3, ces pivots seraient en grande majorité centraux au cours de la phase d'appui. Ces résultats présentent aussi une grande proportion de pivots centraux, ce qui rejoint les résultats obtenus par notre méthode.

La revue de la littérature ne nous a pas permis de trouver de résultat de calcul du pivot au cours de la phase d'envol. Cependant, les études des courbes cinématiques du genou indiquent que la translation (ou glissement) est plus ample au cours de cette phase (Lafortune, Cavanagh, Sommer, & Kalenak, 1992). Les résultats présentés dans ce mémoire montrent une très grande proportion de patients présentant une translation AP avant (75%) et après (82%) la chirurgie. La translation semble liée au fait que l'envol soit un mouvement sans chargement. Si le patron est associé au mouvement, il paraît normal que la grande majorité des participants (83%) qui présentent ce pivot avant l'arthroplastie, le présentent également après. Pour confirmer cette hypothèse, il sera nécessaire d'observer le pivot d'une cohorte de participants sains.

Pour observer des potentiels changements de patrons de pivots liés à la pose de prothèses, il semble donc plus pertinent d'étudier la phase d'appui. Le chargement appliqué sur le membre inférieur semble réduire la translation et augmenter l'importance de la rotation. Le pivot est plus pertinent à caractériser dans cette configuration.

Au cours de la phase d'appui, 54 % des participants conservent le même schéma cinématique dominant après la chirurgie. Cette proportion augmente à 68 % au cours de la phase d'envol.

Dans les deux phases, les patients présentant une translation AP constituent la plus haute proportion de conservation de leur patron.

Par la suite, il serait intéressant de comparer les résultats cinématiques calculés avec des scores cliniques comme ceux proposés par la *International Knee Society* (IKS). Ces scores permettent d'évaluer la fonctionnalité du genou grâce à des paramètres cliniques et de quantifier la douleur grâce à un questionnaire subjectif (Davies, 2002). Mettre en relation l'impact de la chirurgie sur le pivot et la satisfaction des patients après la pose d'un implant est la prochaine étape pour connaître la pertinence de l'utilisation de la méthode développée.

RECOMMANDATIONS

La méthode de calcul et de classification présentée dans cette étude nécessite d'être affinée pour être utilisée dans un contexte clinique. Le principal axe d'amélioration possible de la méthode consiste à subdiviser le cycle de marche, principalement la phase d'appui. Nous pouvons imaginer identifier une phase de chargement, une phase d'appui et une phase de poussée. Connaître le patron de pivot dominant dans chacune de ces phases permettrait de perdre moins d'informations. La phase d'envol semble moins pertinente pour étudier les variations du pivot puisque la translation AP y est beaucoup plus importante. Il est possible que le pivot des patients au cours d'un mouvement sans chargement soit moins lié aux douleurs ressenties.

Ces hypothèses doivent être confirmées en étudiant une cohorte de patients asymptomatiques avec la même méthode. L'étude d'un groupe sain permettra dans un premier temps de mieux comparer les résultats avec la littérature pour valider la méthode présentée. Par la suite, les résultats obtenus pourront être comparés avec ceux issus de cohortes de patients munis de différentes prothèses pour mieux comprendre l'impact de la chirurgie.

Nous suggérons également de comparer les résultats obtenus en étudiant les prothèses unicompartmentales avec des scores permettant de connaître la satisfaction du patient et la récupération des fonctionnalités du genou. Il sera ainsi possible de connaître la pertinence de chercher à reproduire le patron de pivot pré-opératoire lors de la chirurgie. Enfin, la même méthode pourra être mise en place pour étudier et caractériser d'autres types de prothèses, comme certains modèles de prothèse totale de genou.

ANNEXE I

JUSTIFICATION DE L'ÉQUATION 3.1

L'équation (3.1) permet de relier le rapport des déplacements des épicondyles à la position du pivot sur l'axe médio-latéral. Pour établir cette équation, nous avons posé comme hypothèse que le déplacement médio-latéraux des épicondyles est négligeable. La justification de cette équation se décompose en trois cas distincts. On pose $R = \frac{dME}{dLE}$ et x la composante médio-latéral du pivot.

Dans le cas d'un pivot intra-articulaire, le mouvement du genou se décrit comme présenté sur la Figure-A I-1.

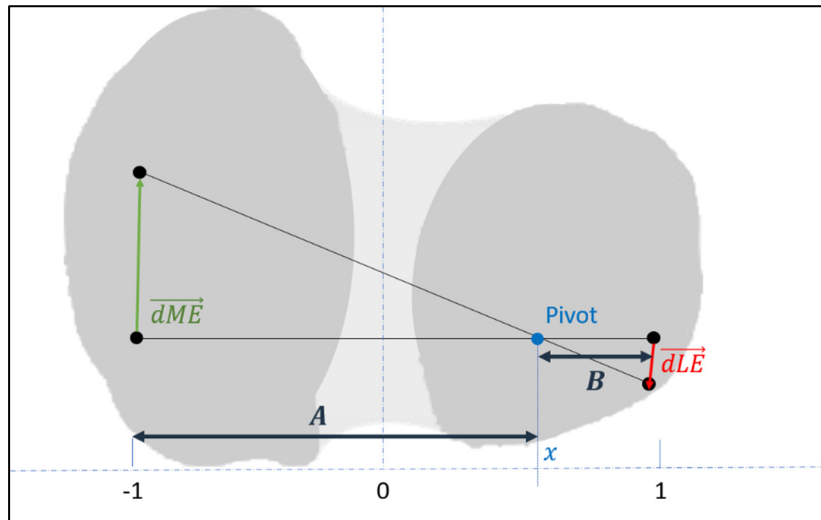


Figure-A I.1 Justification de l'équation (3.1) dans le cas d'un pivot intra-articulaire

Dans ce cas, on a $-1 < x < 1$. On établit la relation suivante :

$$R = \frac{dME}{dLE} = \frac{A}{B} \quad (\text{A I.1})$$

La relation entre la position du pivot et le rapport des déplacements est obtenu à partir de l'équation (A I.1) :

$$-1 < x < 0 \Rightarrow \begin{cases} A = -1 - x \\ B = -x + 1 \end{cases} \Rightarrow R = \frac{-1 - x}{-x + 1} = \frac{-(x + 1)}{-(x - 1)} = \frac{x + 1}{x - 1} \quad (\text{A I.2})$$

$$0 < x < 1 \Rightarrow \begin{cases} A = 1 + x \\ B = 1 - x \end{cases} \Rightarrow R = \frac{x + 1}{x - 1} \quad (\text{A I.3})$$

Dans le cas d'un pivot extra-articulaire latéral, la situation est celle décrite sur la figure A I.2.

On a alors $x > 1$.

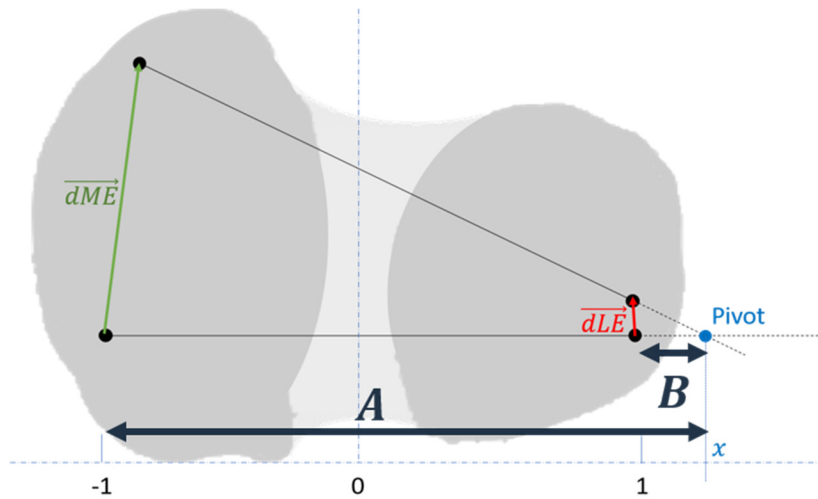


Figure A I.2 Justification de l'équation (3.1) dans le cas d'un pivot extra-articulaire latéral

La relation (3.1) se justifie par l'équation A I.5.

$$R = \frac{dME}{dLE} = \frac{A}{B} \quad (\text{A I.4})$$

$$\begin{cases} A = x + 1 \\ B = x - 1 \end{cases} \Rightarrow R = \frac{x + 1}{x - 1} \quad (\text{A I.5})$$

Enfin, dans le cas d'un pivot extra-articulaire médial, la situation est décrite sur la figure A .3.

Dans ce cas, $x < -1$.

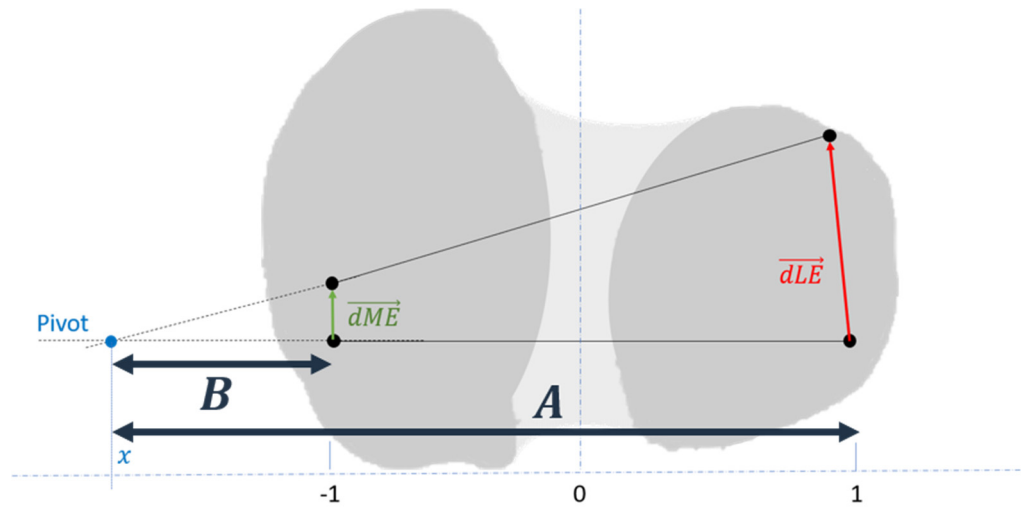


Figure A I.3 Justification de l'équation (3.1) dans le cas d'un pivot extra-articulaire médial

La relation (3.1) se justifie par l'équation A I.7.

$$R = \frac{dME}{dLE} = \frac{B}{A} \quad (\text{A I.6})$$

$$\begin{cases} A = -x + 1 \\ B = -x - 1 \end{cases} \Rightarrow R = \frac{-x - 1}{-x + 1} = \frac{-(x + 1)}{-(x - 1)} = \frac{x + 1}{x - 1} \quad (\text{A I.7})$$

L'équation (3.1) est donc justifiée pour toutes les positions de pivot à l'exception de $x = 1$. Cependant, cette situation implique un déplacement nul du condyle latéral, ce qui ne se produit jamais dans un contexte expérimental.

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Andriacchi, Thomas P., Koo, S., & Scanlan, S. F. (2009). Gait Mechanics Influence Healthy Cartilage Morphology and Osteoarthritis of the Knee. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American volume.*, 91(Suppl 1), 95-101. <https://doi.org/10.2106/JBJS.H.01408>
- Andriacchi, Thomas P., & Mündermann, A. (2006). The role of ambulatory mechanics in the initiation and progression of knee osteoarthritis. *Current Opinion in Rheumatology*, 18(5), 514-518. <https://doi.org/10.1097/01.bor.0000240365.16842.4e>
- Andriacchi, T.P., Ogle, J. A., & Galante, J. O. (1977). Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements. *Journal of Biomechanics*, 10(4), 261-268. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(77\)90049-5](https://doi.org/10.1016/0021-9290(77)90049-5)
- Argenson, J.-N. A., Komistek, R. D., Aubaniac, J.-M., Dennis, D. A., Northcut, E. J., Anderson, D. T., & Agostini, S. (2002). In vivo determination of knee kinematics for subjects implanted with a unicompartmental arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, 17(8), 1049-1054. <https://doi.org/10.1054/arth.2002.34527>
- Asano, T., Akagi, M., & Nakamura, T. (2005). The Functional Flexion-Extension Axis of the Knee Corresponds to the Surgical Epicondylar Axis. *The Journal of Arthroplasty*, 20(8), 1060-1067. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2004.08.005>
- Asano, T., Akagi, M., Tanaka, K., Tamura, J., & Nakamura, T. (2001). In Vivo Three-Dimensional Knee Kinematics Using a Biplanar Image-Matching Technique: *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 388, 157-166. <https://doi.org/10.1097/00003086-200107000-00023>
- Bandi, M., Benazzo, F., Batailler, C., Blatter, I., Siggelkow, E., & Parratte, S. (2022). A Morphometric Fixed-Bearing Unicompartmental Knee Arthroplasty Can Reproduce Normal Knee Kinematics. An In Vitro Robotic Evaluation. *Arthroplasty Today*, 16, 151-157. <https://doi.org/10.1016/j.artd.2022.02.023>
- 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>

- Banks, Scott A., Fregly, B. J., Boniforti, F., Reinschmidt, C., & Romagnoli, S. (2005). Comparing in vivo kinematics of unicondylar and bi-unicondylar knee replacements. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 13(7), 551-556. <https://doi.org/10.1007/s00167-004-0565-x>
- Banks, Scott A., & Hodge, W. A. (2004). 2003 Hap Paul Award paper of the International Society for Technology in Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, 19(7), 809-816. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2004.04.011>
- Belvedere, C., Leardini, A., Catani, F., Pianigiani, S., & Innocenti, B. (2017). In vivo kinematics of knee replacement during daily living activities: Condylar and post-cam contact assessment by three-dimensional fluoroscopy and finite element analyses. *Journal of Orthopaedic Research*, 35(7), 1396-1403. <https://doi.org/10.1002/jor.23405>
- Bonnefoy-Mazure, A., Attias, M., Gasparutto, X., Turcot, K., Armand, S., & Miozzari, H. H. (2022). Clinical and objective gait outcomes remained stable seven years after total knee arthroplasty: A prospective longitudinal study of 28 patients. *The Knee*, 34, 223-230. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2021.12.003>
- Bytyqi, D., Shabani, B., Lustig, S., Cheze, L., Karahoda Gjurgjeala, N., & Neyret, P. (2014). Gait knee kinematic alterations in medial osteoarthritis: three dimensional assessment. *International Orthopaedics*, 38(6), 1191-1198. <https://doi.org/10.1007/s00264-014-2312-3>
- Carollo, J. J., & Matthews, D. (2002). Strategies for clinical motion analysis based on functional decomposition of the gait cycle. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 13(4), 949-977. [https://doi.org/10.1016/S1047-9651\(02\)00029-3](https://doi.org/10.1016/S1047-9651(02)00029-3)
- Churchill, D. L., Incavo, S. J., Johnson, C. C., & Beynnon, B. D. (1998). The transepicondylar axis approximates the optimal flexion axis of the knee. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (356), 111-118. <https://doi.org/10.1097/00003086-199811000-00016>
- Clément, J., Toliopoulos, P., Hagemester, N., Desmeules, F., Fuentes, A., & Vendittoli, P.-A. (2018). Healthy 3D knee kinematics during gait: Differences between women and men, and correlation with x-ray alignment. *Gait & Posture*, 64, 198-204. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.06.024>

- Curl, W. W., Krome, J., Gordon, E. S., Rushing, J., Smith, B. P., & Poehling, G. G. (1997). Cartilage injuries: A review of 31,516 knee arthroscopies. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 13(4), 456-460. [https://doi.org/10.1016/S0749-8063\(97\)90124-9](https://doi.org/10.1016/S0749-8063(97)90124-9)
- Davies, A. P. (2002). Rating systems for total knee replacement. *The Knee*, 9(4), 261-266. [https://doi.org/10.1016/S0968-0160\(02\)00095-9](https://doi.org/10.1016/S0968-0160(02)00095-9)
- Deckard, E. R., Ziemba-Davis, M., & Meneghini, R. M. (2022). Tibiofemoral Contact Forces Influence Intraoperative Kinematic Pivot Pattern Dependent on Posterior Cruciate Ligament Resection in Primary Total Knee Arthroplasty. *JAAOS Global Research & Reviews*, 6(4), e22.00033. <https://doi.org/10.5435/JAAOSGlobal-D-22-00033>
- DeFrance, M., & Scuderi, G. (2022). Are 20% of Patients Actually Dissatisfied Following Total Knee Arthroplasty? A Systematic Review of the Literature. *The Journal of Arthroplasty*, S0883540322009317. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2022.10.011>
- Della Croce, U., Cappozzo, A., & Kerrigan, D. C. (1999). Pelvis and lower limb anatomical landmark calibration precision and its propagation to bone geometry and joint angles. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 37(2), 155-161. <https://doi.org/10.1007/BF02513282>
- Dennis, D. A., Komistek, R. D., Mahfouz, M. R., Haas, B. D., & Stiehl, J. B. (2003). Coventry Award Paper: Multicenter Determination of In Vivo Kinematics After Total Knee Arthroplasty. *Clinical Orthopaedics & Related Research*, 416, 37-57. <https://doi.org/10.1097/01.blo.0000092986.12414.b5>
- Dennis, D. A., Komistek, R. D., Mahfouz, M. R., Walker, S. A., & Tucker, A. (2004). A Multicenter Analysis of Axial Femorotibial Rotation after Total Knee Arthroplasty. *Clinical Orthopaedics & Related Research*, 428, 180-189. <https://doi.org/10.1097/01.blo.0000148777.98244.84>
- Derreveaux, V., Schmidt, A., Shatrov, J., Sappey-Marini er, E., Batailler, C., Servien, E., & Lustig, S. (2022). Combined procedures with unicompartmental knee arthroplasty: High risk of stiffness but promising concept in selected indications. *SICOT-J*, 8, 4. <https://doi.org/10.1051/sicotj/2022002>

Diduch, D. R., Insall, J. N., Scott, W. N., Scuderi, G. R., & Font-Rodriguez, D. (1997). Total Knee Replacement in Young, Active Patients. Long-Term Follow-up and Functional Outcome. *THE JOURNAL OF BONE AND JOINT SURGERY*, 79(4).

Felson, D. T., & Zhang, Y. (1998). An update on the epidemiology of knee and hip osteoarthritis with a view to prevention. *Arthritis & Rheumatism*, 41(8), 1343-1355. [https://doi.org/10.1002/1529-0131\(199808\)41:8<1343::AID-ART3>3.0.CO;2-9](https://doi.org/10.1002/1529-0131(199808)41:8<1343::AID-ART3>3.0.CO;2-9)

Foissey, C., Batailler, C., Shatrov, J., Servien, E., & Lustig, S. (2022). Is combined robotically assisted unicompartmental knee arthroplasty and anterior cruciate ligament reconstruction a good solution for the young arthritic knee? *International Orthopaedics*. <https://doi.org/10.1007/s00264-022-05544-5>

Fournier, G., Gaillard, R., Swan, J., Batailler, C., Lustig, S., & Servien, E. (2021). Stiffness after unicompartmental knee arthroplasty: Risk factors and arthroscopic treatment. *SICOT-J*, 7, 35. <https://doi.org/10.1051/sicotj/2021034>

Ganjikia, S., Duval, N., Yahia, L., & de Guise, J. (2000). Three-dimensional knee analyzer validation by simple fluoroscopic study. *The Knee*, 7(4), 221-231. [https://doi.org/10.1016/S0968-0160\(00\)00063-6](https://doi.org/10.1016/S0968-0160(00)00063-6)

Gasq, D., Molinier, F., & Lafosse, J.-M. (2013). *Physiologie, methodes d'explorations et troubles de la marche*. Toulouse : Université Paul Sabatier.

Gunaratne, R., Pratt, D. N., Banda, J., Fick, D. P., Khan, R. J. K., & Robertson, B. W. (2017). Patient Dissatisfaction Following Total Knee Arthroplasty: A Systematic Review of the Literature. *The Journal of Arthroplasty*, 32(12), 3854-3860. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2017.07.021>

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>

Hamilton, L. D., Andreassen, T. E., Myers, C. A., Shelburne, K. B., Clary, C. W., & Rullkoetter, P. J. (2023). Knee pivot location in asymptomatic older adults. *Journal of Biomechanics*, 149, 111487. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2023.111487>

- Hjelle, K., Solheim, E., Strand, T., Muri, R., & Brittberg, M. (2002). Articular cartilage defects in 1,000 knee arthroscopies. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 18(7), 730-734. <https://doi.org/10.1053/jars.2002.32839>
- Hunter, D. J. (2009). Focusing Osteoarthritis Management on Modifiable Risk Factors and Future Therapeutic Prospects. *Therapeutic Advances in Musculoskeletal Disease*, 1(1), 35-47. <https://doi.org/10.1177/1759720X09342132>
- Komistek, R. D., Dennis, D. A., & Mahfouz, M. (2003). In Vivo Fluoroscopic Analysis of the Normal Human Knee. *Clinical Orthopaedics & Related Research*, 410, 69-81. <https://doi.org/10.1097/01.blo.0000062384.79828.3b>
- Koo, S., & Andriacchi, T. P. (2008). The knee joint center of rotation is predominantly on the lateral side during normal walking. *Journal of Biomechanics*, 41(6), 1269-1273. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.01.013>
- Kozanek, M., Hosseini, A., Liu, F., Van de Velde, S. K., Gill, T. J., Rubash, H. E., & Li, G. (2009). TIBIOFEMORAL KINEMATICS AND CONDYLAR MOTION DURING THE STANCE PHASE OF GAIT. *Journal of biomechanics*, 42(12), 1877-1884. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.05.003>
- Lafortune, M. A., Cavanagh, P. R., Sommer, H. J., & Kalenak, A. (1992). Three-dimensional kinematics of the human knee during walking. *Journal of Biomechanics*, 25(4), 347-357. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(92\)90254-X](https://doi.org/10.1016/0021-9290(92)90254-X)
- Lustig, S., Magnussen, R. A., & Cheze, L. (2012). The KneeKG system: a review of the literature. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 20(4), 633-638. <https://doi.org/10.1007/s00167-011-1867-4>
- Lyons, M. C., MacDonald, S. J., Somerville, L. E., Naudie, D. D., & McCalden, R. W. (2012). Unicompartamental Versus Total Knee Arthroplasty Database Analysis: Is There a Winner? *Clinical Orthopaedics & Related Research*, 470(1), 84-90. <https://doi.org/10.1007/s11999-011-2144-z>
- MacDonald, K. V., & Sanmartin, C. (2014). Apparition des symptômes, diagnostic et gestion de l'arthrose, 25(82).
- Marieb, E. N. (1999). *Anatomie et physiologie humaines 2e ed.* (ERPI). Traduction par R. Lachaine, (S.l.) : (s.n.).

- Mezghani, N., Ouakrim, Y., Fuentes, A., Mitiche, A., Hagemeister, N., Vendittoli, P.-A., & de Guise, J. A. (2017). Mechanical biomarkers of medial compartment knee osteoarthritis diagnosis and severity grading: Discovery phase. *Journal of Biomechanics*, 52, 106-112. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.12.022>
- Miura, K., Ohkoshi, Y., Ino, T., Ukishiro, K., Kawakami, K., Suzuki, S., ... Maeda, T. (2020). Kinematics and center of axial rotation during walking after medial pivot type total knee arthroplasty. *Journal of Experimental Orthopaedics*, 7(1), 72. <https://doi.org/10.1186/s40634-020-00286-y>
- Moro-oka, T., Hamai, S., Miura, H., Shimoto, T., Higaki, H., Fregly, B. J., ... Banks, S. A. (2008). Dynamic activity dependence of in vivo normal knee kinematics. *Journal of Orthopaedic Research*, 26(4), 428-434. <https://doi.org/10.1002/jor.20488>
- Netter, F. H. (2011). *Atlas d'anatomie Humaine 5e ed* (Elsevier). Traduction par P. Kamina, (S.l.) : (s.n.).
- Nishio, Y., Onodera, T., Kasahara, Y., Takahashi, D., Iwasaki, N., & Majima, T. (2014). Intraoperative Medial Pivot Affects Deep Knee Flexion Angle and Patient-Reported Outcomes After Total Knee Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, 29(4), 702-706. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2013.06.035>
- Ode, Q., Gaillard, R., Batailler, C., Herry, Y., Neyret, P., Servien, E., & Lustig, S. (2018). Fewer complications after UKA than TKA in patients over 85 years of age: A case-control study. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 104(7), 955-959. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2018.02.015>
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait Analysis : Normal and Pathological function -- second edition*. (S.l.) : Slack Incorporated.
- Rodríguez-Merchán, E. C., & Gómez-Cardero, P. (2018). Unicompartmental knee arthroplasty. *EFORT Open Reviews*, 3(6), 363-373. <https://doi.org/10.1302/2058-5241.3.170048>
- Rossignol, M. (2004). Primary osteoarthritis and occupation in the Quebec national health and social survey. *Occupational and Environmental Medicine*, 61(9), 729-735. <https://doi.org/10.1136/oem.2003.010389>

- Seito, N., Onodera, T., Kasahara, Y., Kondo, E., Iwasaki, N., & Majima, T. (2017). Preoperative knee deformity and kinematics impact postoperative knee kinematics in total knee arthroplasty. *The Knee*, 24(6), 1462-1468. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2017.08.056>
- 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>
- Smith+Nephew Medical Devices and Advanced Wound Care | Global. (s.d.). Repéré à <https://www.smith-nephew.com/en/>
- Südhoff, I., Van Driessche, S., Laporte, S., de Guise, J. A., & Skalli, W. (2007). Comparing three attachment systems used to determine knee kinematics during gait. *Gait & Posture*, 25(4), 533-543. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.06.002>
- Tanifuji, O., Sato, T., Mochizuki, T., Koga, Y., Yamagiwa, H., Endo, N., ... Omori, G. (2011). Three-dimensional in vivo motion analysis of normal knees using single-plane fluoroscopy. *Journal of Orthopaedic Science*, 16(6), 710-718. <https://doi.org/10.1007/s00776-011-0149-9>
- Taylor-Gjevre, R. M., Gjevre, J. A., Nair, B., Skomro, R., & Lim, H. J. (2010). Hypersomnolence and Sleep Disorders in a Rheumatic Disease Patient Population. *JCR: Journal of Clinical Rheumatology*, 16(6), 255-261. <https://doi.org/10.1097/RHU.0b013e3181eeb2df>
- Versier, G. (2017). Biomécanique du genou. Repéré à http://www.clubortho.fr/cariboost_files/cours_20biomecanique_20genou_20GV.pdf
- Warth, L. C., Ishmael, M. K., Deckard, E. R., Ziembra-Davis, M., & Meneghini, R. M. (2017). Do Medial Pivot Kinematics Correlate With Patient-Reported Outcomes After Total Knee Arthroplasty? *The Journal of Arthroplasty*, 32(8), 2411-2416. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2017.03.019>
- Willems, P.-A., Schepens, B., & Detrembleur, C. (2012). Marche normale. *EMC - Kinésithérapie - Médecine physique - Réadaptation*, 8(1), 1-30. [https://doi.org/10.1016/S1283-0887\(12\)70034-8](https://doi.org/10.1016/S1283-0887(12)70034-8)
- Woolf, A. D., & Pfleger, B. (2000). Burden of major musculoskeletal conditions. *Bulletin of the World Health Organization*.

Wu, G., & Cavanagh, P. (1995). FOR STANDARDIZATION IN THE REPORTING OF KINEMATIC DATA. *Journal of Biomechanics*, 28(10). [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)00017](https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00017)