

Analyse de la dynamique de deux designs de prothèses de
genou

par

Yolène ROSELLO

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

MONTREAL, LE 23 JUILLET 2020

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC



Yolène Rosello, 2020



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 Génie de la Production Automatisée à l'École de Technologie Supérieure

M. Raphael Dumas, codirecteur de mémoire
Université Gustave Eiffel

M. Rachid Aissaoui, président du jury
Département du Génie de la Production Automatisée à l'École de Technologie Supérieure

M. Thomas Robert, membre du jury
Université Gustave Eiffel

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

LE 17 JUILLET 2020

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

AVANT-PROPOS

Ce projet fait suite au projet de (Larose, 2015) et étudie la même cohorte de patients. Il s'agit donc d'une étude rétrospective réalisée en collaboration avec le service d'orthopédie de l'hôpital Notre-Dame du Centre Hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM). Toutes les acquisitions biomécaniques ont été réalisées au Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie (LIO) de l'École de Technologie Supérieure (ÉTS). Le projet a été approuvé par le comité d'éthique de la recherche du CHUM et de l'ÉTS.

REMERCIEMENTS

Avant toute chose, je tiens à chaleureusement remercier ma directrice de projet : Nicola Hagemester, pour ses conseils avisés mais surtout pour son soutien et sa patience à toute épreuve. Ce projet n'a pas été facile à mener à bien, mais cela aurait été impossible sans son expérience dans la gestion d'équipe, de ressources et de projets. J'ai énormément appris sous sa tutelle et je ressors reconnaissante de cette expérience. Pour toutes ces choses, tant sur le plan professionnel que personnel, un grand et sincère merci à elle.

Je voudrais aussi remercier mon co-directeur, Raphael Dumas, qui a très souvent pris le temps de m'expliquer encore et encore les principes mathématiques et Matlabiens de mon projet. Sa pédagogie et sa bonne humeur face à chaque nouveau défi ont été une source d'inspiration pour moi.

Impossible de ne pas citer ici Gérald Parent, qui, malgré son départ du LIO, a toujours répondu présent et a pris de son temps libre pour me guider au travers du labyrinthe de LIOMT. Son sourire et sa bienveillance ont accompagné chaque étudiant au LIO, et je suis heureuse d'en avoir fait partie.

Merci au Dr. Lavoie pour avoir placé sa confiance en moi pour la réalisation de ce projet.

J'aimerais aussi remercier Clarisse Bascans et toute l'équipe qualité du LIO. J'ai beaucoup apprécié faire partie de cette équipe et c'est aussi pour moi une nouvelle aventure qui commence !

Un immense merci à tous mes amis du laboratoire avec qui j'ai passé d'incroyables moments et partagé beaucoup de souvenirs. Kean, qui a été ma muse et un ami sincère pendant les temps difficiles ; Magali pour ses petits mots, dumplings et cheveux incroyables ; Amiel pour ses récits rocambolesques et ses chats ; Anaïde, pour sa douceur et sa discrétion de ninja ; Iris :

VIII

« you're everywhere ! » ; Valentin, pour son implication aux ateliers du SARA et ses fonds verts hilarants ; et Sarra, pour son amitié et sa persévérance à toute épreuve.

Un immense merci à mes amis pour leur soutien et délires. À Totoro pour ses gaufres et ses méca-robots, à Félix pour son marcel, Jason pour sa bonne humeur et nos parties infinies de jeux de sociétés, Dylan pour son existence même, et Quentin, pour être content.

Surtout, un grand et gigantesque merci à ma famille qui est tout à mes yeux. À ma sœur pour ses jeux de mots à tomber par terre et ses corrections infatigables ; à ma mère pour m'avoir toujours encouragée à poursuivre mes rêves et montré le chemin à suivre ; à mon père pour son soutien et ses conseils si précieux qui ont pavé ma vie : je vous aime tous !

Une spéciale dédicace à mon Pagnon, sans qui, les jours seraient moins drôles à vivre. Tout est dit.

Je tenais aussi à remercier d'une certaine façon la Covid-19, qui m'a permis de passer des moments inoubliables en coloc à défaut du Pérou.

ANALYSE DE LA DYNAMIQUE DE DEUX TYPES DE PROTHÈSES DU GENOU

Yolène ROSELLO

RÉSUMÉ

OBJECTIFS : L'arthroplastie du genou est une option courante pour les patients souffrant d'arthrose. Il existe notamment deux designs de prothèse, l'un préservant les ligaments croisés (2C) et l'autre les sacrifiant (PS). Les avantages de l'une ou l'autre des approches sont encore débattus. Certaines études se sont intéressées aux moments inter-segmentaires au genou, qui renseignent sur l'amplitude et la direction de l'action mécanique globale au sein de l'articulation, mais aucune n'a comparé ces deux designs. L'objectif principal de ce projet est de comparer deux designs de prothèse en termes de moments à la cheville, au genou et à la hanche ainsi que de l'utilisation d'un nouveau paramètre biomécanique, l'angle 3D, permettant de déterminer si l'articulation (hanche, genou, cheville) est entraînée ou stabilisée. Cette étude est couplée à l'analyse de la puissance articulaire. Un premier sous-objectif est de déterminer si les sujets avec PTG ont une stratégie de marche semblable à des sujets sains. Un second sous-objectif est l'étude de la marge de stabilité dans les plans médio-latéral et antéro-postérieur.

MÉTHODES : L'étude a été réalisée sur 11 sujets opérés, (PS = 5, 2C = 6), comprenant 7 femmes et 4 hommes d'âge moyen 60.18 ± 5.67 (années), d'IMC 33.56 ± 3.37 (kg/m²) et de vitesse de marche confortable de 1.78 ± 0.63 (km/h). Trois essais de marche de 45s ont été réalisés sur un tapis roulant instrumenté (AMTI™) avec le harnais KneeKG™. Les déplacements des marqueurs ont été enregistrés par 12 caméras optoélectroniques reliées à un système Vicon™. Un calibrage a été effectué selon la *Functionnal & Postural Method* (Hagemeister et al., 2005). Le calcul des moments inter-segmentaires a été réalisé selon la méthode décrite par (R. Dumas & Chèze, 2007a) et la convention de signe selon l'ISB (Wu, 2002). Le calcul de l'angle 3D et de la puissance articulaire a été réalisé selon la méthode décrite par (R. Dumas & Cheze, 2008). L'étude sur la marge de stabilité a été réalisé selon (Robert, 2019).

RÉSULTATS : Les résultats ne montrent aucune différence statistiquement significative entre les 2C et les PS et ce, dans aucun des trois plans. Une plus grande variabilité des sujets 2C est cependant observée dans tous les plans. La même stratégie de marche est employée pour les sujets PTG et les sujets sains, bien que l'on note une diminution des amplitudes des pics en résistance et propulsion. Aucune différence en termes de marge de stabilité dans la direction médio-latérale et antéro-postérieure n'a été trouvée entre sujets PS et 2C.

DISCUSSION : L'absence de différences dans tous les plans ne nous permet pas de conclure quant à la supériorité de l'une ou l'autre des prothèses. Cependant, la plus grande variabilité inter-sujet pour les prothèses 2C peut s'expliquer par le fait que les prothèses PS sont plus contraintes. Notre étude préliminaire est cependant limitée par le nombre réduit de sujets.

X

Mots Clefs : Dynamique inverse, forces et moments inter-segmentaires, prothèse totale de genou, angle 3D.

DYNAMIQUE ANALYSIS BETWEEN TWO TYPES OF KNEE PROSTHESIS

Yolène ROSELLO

ABSTRACT

GOALS: Knee arthroplasty is a common option for patients who suffer from end-stage knee arthritis. There are two types of prosthesis design: one that preserves the cruciate ligaments (2C design) and one that sacrifices them (PS design). The benefits of either approach are still being debated. Some studies have focused on the joint moments at the knee, which give information about the amplitude and the direction of the mechanical action, but the two designs (2C and PS) are yet to be compared directly. The main goal of this project is to compare these two prosthetic designs in terms of moments at the ankle, knee and hip, and to use a new tool (the 3D angle) to determine whether the joints (hip, knee, ankle) are being driven or stabilized. This study is coupled with the analysis of joint power. The first sub-goal is to determine whether the subjects with a TKA adopt a walking strategy that differs from that of healthy subjects. The second sub-goal is to study the stability margin in the medio-lateral and the antero-posterior directions.

METHODS: This study has been carried out with a sample of 11 subjects who underwent knee surgery (PS = 5, 2C = 6), including 7 women and 4 men with an average age of 60.18 ± 5.67 (years), a BMI of 33.56 ± 3.37 (kg/m²) and a comfortable walking speed of 1.78 ± 0.63 (km/h). Three walking trials of 45s each have been performed on an instrumental treadmill (AMTI™) with the KneeKG™ harness. The motions of the reflective markers have been recorded by 12 optoelectronic cameras connected to a Vicon™ system. A calibration has been done using the Functional & Postural Method (Hagemeister et al., 2005). The calculation of the joint moments has been performed according to the method described by (Dumas & Chèze, 2007a), and the sign convention according to ISB (Wu, 2002). The calculations of the 3D angle and of the joint power have been made according to the method described by (Dumas & Cheze, 2008). The study on the stability margin has been carried out according to (Robert, 2019).

RESULTS: The results show no statistically significant difference between the 2C and the PS, no matter which of the three planes is considered. A greater variability for the 2C subjects has however been observed in all three planes. The same walking strategy is adopted by both TKA and healthy subjects, although we can notice a diminution of the peaks' amplitude in terms of resistance and propulsion. No difference in terms of stability margin in the medio-lateral and antero-posterior directions has been found between PS and 2C subjects.

DISCUSSION: The absence of difference in all three planes does not allow us to conclude on the superiority of one or the other prosthetic design. However, the greater inter-subjects variability for the 2C prostheses can be explained by the fact that the PS prostheses are more constrained. Our preliminary study is however limited by the small amount of subjects.

Key words: Reverse dynamics, joint moments, joint power, Total Knee Arthroplasty, 3D angle.

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LA LITTERATURE	5
1.1 Anatomie.....	5
1.1.1 Terminologie.....	5
1.1.2 L'anatomie du genou	6
1.1.3 Ligaments.....	7
1.1.4 L'anatomie de la cheville.....	9
1.1.5 L'anatomie de la hanche	11
1.2 Cycle de marche et gonarthrose.....	13
1.2.1 Définition d'un cycle de marche.....	13
1.2.2 Gonarthrose.....	13
1.3 Les prothèses totales	14
1.3.1 Qu'est-ce qu'une PTG ?.....	14
1.3.1.1 Problématique de l'insatisfaction post-PTG	14
1.3.1.2 La forte demande en PTG.....	15
1.3.2 Les types de PTG.....	15
1.3.2.1 Les différents modèles de PTG.....	15
1.3.2.2 Prothèse Postéro Stabilisée (PS)	16
1.3.2.3 Prothèse préservant les 2 ligaments croisés (2C).....	18
1.3.3 Rôles des ligaments croisés dans les PTG	19
1.4 Méthodes et outils d'analyse du mouvement (3D).....	20
1.4.1 Outils d'analyse du mouvement (3D).....	20
1.4.1.1 Moment inter-segmentaire	20
1.4.1.2 Puissance articulaire.....	21
1.4.1.3 Angle 3D.....	22
1.4.1.4 Marge de stabilité.....	24
1.4.2 Moment : Dynamique 3D du genou d'adulte à la marche	28
1.4.2.1 Moment extension/flexion au genou (plan sagittal).....	28
1.4.2.2 Moment d'abduction/adduction au genou (plan frontal)	30
1.4.2.3 Moment de rotation interne/externe (plan transverse).....	32
1.4.3 Résumé de la dynamique 3D des sujets avec prothèses	33
1.4.4 Puissance articulaire du genou à la marche	33
1.4.4.1 Puissance articulaire : Sujet sain.....	33
1.4.4.2 Puissance articulaire : Sujet avec PTG	34
1.4.5 Angle 3D : Adulte sain à la marche	35
1.5 Statistiques	36
CHAPITRE 2 PROBLEMATIQUE ET OBJECTIFS	39
2.1 Rappel de la problématique	39
2.2 Objectifs.....	40

2.2.1	Objectif principal	40
2.2.2	Objectifs secondaires	40
2.3	Hypothèses.....	40
2.3.1	Hypothèse n°1	40
2.3.2	Hypothèse n°2.....	40
2.3.3	Hypothèse n°3.....	41
CHAPITRE 3	ÉTUDE N°1 : EFFET DU CHOIX DE L'IMPLANT DU GENOU (PS VS 2C) SUR LA DYNAMIQUE 3D A LA CHEVILLE, AU GENOU ET A LA HANCHE.....	43
3.1	Méthodologie.....	43
3.1.1	Population de l'étude	43
3.1.2	Le déroulement expérimental	44
3.1.2.1	Échauffement et choix de la vitesse de marche de confort.....	44
3.1.2.2	KneeKG™, caméra VICON™ et plateforme de force.....	44
3.1.2.3	Détermination des centres articulaires associés à chacun des segments	45
3.1.2.4	Définition des systèmes d'axes de références anatomiques locaux : fémur(f) et tibia (t).	46
3.1.2.5	Exercices de marche	47
3.1.3	Traitement des données.....	48
3.1.3.1	Calcul de la dynamique inverse : Définir le repère global :	48
3.1.3.2	Propriétés inertielles et paramétriques des segments :.....	49
3.1.3.3	Calculs des moments et forces inter-segmentaires	49
3.1.3.4	Définition des repères : Hanche, genou et cheville.....	51
3.1.3.5	Interprétation des moments selon les axes.....	53
3.1.4	Liste des variables d'étude.....	53
3.1.5	Moyennes et statistiques	54
3.2	Résultats et discussions.....	55
3.2.1	Données démographiques	55
3.2.2	PS vs 2C : Étude des forces et moments, de la puissance articulaire et de l'angle 3D de la cheville, du genou et de la hanche.....	55
3.2.2.1	Cheville.....	56
3.2.2.2	Genou.....	59
3.2.2.3	Hanche	62
3.3	Conclusion	65
CHAPITRE 4	ÉTUDE N°2 : COMPARAISON DE LA DYNAMIQUE 3D DE SUJETS AVEC PTG ET DE SUJETS SAINS A LA CHEVILLE, AU GENOU ET A LA HANCHE	69
4.1	Méthodologie.....	69
4.1.1	Population à l'étude	69
4.1.2	Le déroulement expérimental	69
4.1.2.1	Échauffement et choix de la vitesse de marche de confort.....	69
4.1.2.2	Méthode d'acquisition	70

4.1.2.3	Définition des axes.....	70
4.2	Traitement des données.....	70
4.2.1	Calcul de la dynamique inverse.....	70
4.2.2	Liste des variables d'étude.....	71
4.2.3	Moyennes et statistiques.....	71
4.3	Résultats et discussions.....	71
4.3.1	Données démographiques.....	71
4.3.2	PTG vs Sains : Étude des forces et moments, de la puissance articulaire et de l'angle 3D, de la cheville, du genou et de la hanche dans les trois plans.....	72
4.3.2.1	Cheville.....	72
4.3.2.2	Genou.....	76
4.3.2.3	Hanche.....	80
4.4	Conclusion.....	83
CHAPITRE 5 ÉTUDE N°3 : MARGE DE STABILITE D'UNE POPULATION AVEC PTG.....		
5.1	Méthodologie.....	87
5.1.1	Population à l'étude.....	87
5.1.2	Le déroulement expérimental.....	87
5.2	Traitement des données.....	87
5.2.1	Liste des variables d'étude.....	88
5.2.2	Moyennes et statistiques.....	89
5.3	Résultats et discussions.....	89
5.3.1	Données démographiques.....	89
5.3.2	Paramètres spatiotemporels.....	90
5.3.3	Marge de stabilité dans la direction ML.....	91
5.3.4	Marge de stabilité dans la direction AP.....	92
5.4	Conclusion.....	94
CONCLUSION.....		95
RECOMMANDATIONS.....		99
BIBLIOGRAPHIE.....		101

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1-1 : Moments de flexion/extension en %BH*BW	29
Tableau 1-2 : Moments d'abduction/adduction %BH*BW	31
Tableau 3-1 : Données démographiques des sujets avec prothèses	55
Tableau 3-2 : Tableau récapitulatif des valeurs de moments à la cheville dans les 3 plans en N.m / %(BW * BH/2) pour les sujets PS et 2C	57
Tableau 3-3 : Tableau récapitulatif des valeurs de moments au genou dans les 3 plans en N.m / %(BW * BH/2) pour les sujets PS et 2C	60
Tableau 3-4 : Tableau récapitulatif des valeurs de moments à la hanche dans les 3 plans en N.m / %(BW * BH/2) pour les sujets PS et 2C	63
Tableau 4-1 : Données démographiques des sujets avec prothèses comparés aux sujets sains	72
Tableau 4-2 : Tableau récapitulatif des valeurs de moments à la cheville dans les 3 plans en N.m / %(BW * BH/2) pour les sujets PTG et Sains	73
Tableau 4-3 : Tableau récapitulatif des valeurs de moments au genou dans les 3 plans en N.m / %(BW * BH/2) pour les sujets PTG et Sains	77
Tableau 4-4 : Tableau récapitulatif des valeurs de moments à la hanche dans les 3 plans en N.m / %(BW * BH/2) pour les sujets PTG et Sains	81
Tableau 5-1 : Données démographiques des sujets PS versus 2C pour l'étude de la marge de stabilité	89
Tableau 5-2 : Paramètres spatiotemporels et marge de stabilité dans les sens médio-latéral (ML) et antéro-postérieur (AP) des côtés sains (CS) et avec prothèses (CP) de deux groupes de sujets avec prothèses (PS vs 2C)	90

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1 : Axes, plans et directions anatomiques. Reproduite et adaptée avec l'autorisation de (Südhoff, 2007) (p9).....	5
Figure 1.2 : Représentation de la structure ligamentaire du genou, adaptée de ©(Thieme, 2007).....	7
Figure 1.3 : Les mouvements et axes ISB en 3D du genou. Reproduite et adaptée de (Mezghani, 2017).....	9
Figure 1.4: Structure ligamentaire, musculaire et osseuse du pied. Tirée de © (The StayWell Company, 2000).....	10
Figure 1.5 : Plans de mouvements de la cheville et du pied en 3D. Tirée et adaptée de (Doya, 2010).....	11
Figure 1.6 : Anatomie de la hanche. Tirée de (Ligue suisse contre le rhumatisme, s.d.)	12
Figure 1.7 : Axes de mouvements de la hanche. Image tirée et adaptée de (Corps Humain, s.d.).....	12
Figure 1.8 : Schéma d'une PTG de type PS et de la préservation des ligaments collatéraux. Tirée de (Docteur Paillard, s.d.).....	16
Figure 1.9 : PTG Postéro Stabilisée. Tirée de Sacone (2011,p4).....	17
Figure 1.10: Activation du mécanisme postéro-stabilisé lors de la flexion. (A) pas d'activation du mécanisme lors d'une amplitude physiologique à la marche. (B) lors d'une flexion importante, il y a une activation du mécanisme qui permet de reproduire le roll-back Tiré de (Larose, 2015).....	18
Figure 1.11 : PTG préservant les ligaments croisés (2C). Tirée du mémoire de Gabriel Larose, 2015	19
Figure 1.12 : Exemple au genou des trois configurations dynamiques. (a) Propulsion avec un angle 3D entre [0-60] °, (b) Stabilisation avec un angle 3D entre [60-120] °, (c) Résistance avec un angle 3D entre [120-180] °. M représente le vecteur moment et w le vecteur	

	de la vitesse angulaire. Tiré de et adapté de (William Samson & Dumas, 2009).....	24
Figure 1.13 :	Évolution du CoP et du CoM du sujet humain pendant la marche. Tirée de (Boutin, 2009).....	25
Figure 1.14 :	Modèle de pendule inversé 3D. Le CoM est à une hauteur z_0 constante par rapport au sol. Le CoP se situe au point P. Le XCoM est défini par la projection verticale du CoM au sol (point C). Tirée de (Robert, 2019).	26
Figure 1.15 :	Trajectoires dans le plan frontal du CoM, XCoM et CoP et les marges de stabilités "b" aux trois instants de levé du pied chez l'adulte. Tirée de (A. L. Hof et al., 2005).	28
Figure 1.16 :	Puissance articulaire de N= 10 volontaires sains adultes à la marche. (A) Puissance articulaire à la hanche (B) Puissance articulaire au genou, (C) Puissance articulaire à la cheville. Tirée de (R. Dumas & Cheze, 2008).....	34
Figure 1.17 :	Différences en puissance articulaires entre un groupe post-op PTG et un groupe contrôle. Tirée et adaptée de (Levinger, 2013)	35
Figure 1.18:	Angle 3D de N= 10 volontaires sains adultes à la marche. (A) Angle 3D à la hanche (B) Angle 3D au genou (C) Angle 3D à la cheville de (R. Dumas & Cheze, 2008)	36
Figure 1.19 :	Exemple d'une application de la SPM à notre étude. Comparaison du moment à la cheville d'une population PTG et d'une population de sujets sains à la marche sur tapis roulant. Seuil (en rouge) pour $\alpha = 0.05$	38
Figure 3.1 :	Photo du harnais KneeKG™	45
Figure 3.2 :	Étapes et mouvements requis pour la calibration mFP	47
Figure 3.3 :	Calcul de la dynamique inverse via les matrices homogènes. T représente la matrice homogène, R la matrice de rotation et J la matrice d'inertie. Tirée et adaptée de (R. Dumas & Chèze, 2007a)	51
Figure 3.4 :	Système de Coordonnées articulaire (JCS). Tirée et adaptée de (Grood & Suntay, 1983)	52
Figure 3.5:	Illustration des repères segmentaires et les dénominations des moments (en bleu) et forces (en orange) articulaires pour la cheville (a), le genou (b) et la hanche (c) pour le côté droit. Tirée et adaptée de (W. Samson, Dohin, Hamme, Dumas, & Chèze, 2012)	53

Figure 3.6 :	Récapitulatif des étapes de traitement.....	54
Figure 3.7 :	Comparaison des forces et moments à la cheville des sujets PS (en rouge) et 2C (en bleu). (A) Moment de Plantar/Dorsi Flexion (B) Moment d'Inversion/Eversion, (C) Moment d'Adduction/Abduction (D) Force latérale/médiale (E) Force Antérieure/Postérieure (F) Force Proximal/Distal.....	56
Figure 3.8 :	Comparaison des courbes de puissance articulaire à la cheville entre sujets PS(en rouge) et 2C (en bleu).....	58
Figure 3.9 :	Comparaison des courbes d'angle3D à la cheville des sujets PS (en rouge) et 2C (en bleu). Configuration en propulsion de [0-60] °, configuration de stabilisation de [60-120] ° et configuration de résistance de [120-180] °.	59
Figure 3.10 :	Comparaison des forces et moments au genou des sujets PS (en rouge) et 2C (en bleu). (A) Moment d'Extension/Flexion, (B) Moment d'Adduction/Abduction (C) Moment de Rotation Interne/Externe (D) Force latérale/médiale (E) Force Antérieure/Postérieure (F) Force Proximal/Distal.....	60
Figure 3.11 :	Comparaison des courbes de puissance articulaire au genou entre sujets PS (en rouge) et 2C (en bleu).....	61
Figure 3.12 :	Comparaison des courbes d'angle 3D au genou des sujets PS (en rouge) et 2C (en bleu). Configuration en propulsion de [0-60] °, configuration de stabilisation de [60-120] ° et configuration de résistance de [120-180] °.	62
Figure 3.13 :	Comparaison des forces et moments à la hanche des sujets PS (en rouge) et 2C (en bleu). (A) Moment d'Extension/Flexion (B) Moment d'Adduction/Abduction (C) Moment de Rotation Interne/Externe (D) Force latérale/médiale (E) Force Antérieure/Postérieure (F) Force Proximal/Distal.....	63
Figure 3.14 :	Comparaison des courbes de puissance articulaire à la hanche entre sujets PS (en rouge) et 2C (en bleu).....	64
Figure 3.15 :	Comparaison des courbes d'angle 3D à la hanche des sujets PS (en rouge) et 2C (en bleu). Configuration en propulsion de [0-60] °, configuration de stabilisation de [60-120] ° et configuration de résistance de [120-180] °.	65
Figure 4.1 :	Comparaison des forces et moments à la cheville des sujets PTG (en magenta) et Sains (en gris). (A) Moment de Plantar/Dorsi Flexion,	

	(B) Moment d'Inversion/Eversion, (C) Moment d'Adduction/Abduction (D) Force latérale/médiale (E) Force Antérieure/Postérieure (F) Force Proximal/Distal. Les barres rouges représentent les zones significativement différentes ($p < 0.05$) entre sains et PTG73
Figure 4.2 :	Comparaison des courbes de puissance articulaire à la cheville entre sujets PS (en magenta) et 2C (en gris). °Les barres rouges représentent les zones significativement différentes ($p < 0.05$) entre sains et PTG.....74
Figure 4.3 :	Comparaison des courbes d'angle 3D à la cheville des sujets PTG (en magenta) et Sains (en gris). Configuration en propulsion de $[0-60]^\circ$, configuration de stabilisation de $[60-120]^\circ$ et configuration de résistance de $[120-180]^\circ$. Les barres rouges représentent les zones significativement différentes ($p < 0.05$) entre sains et PTG76
Figure 4.4 :	Comparaison des forces et moments au genou des sujets PTG (en magenta) et sains (en gris). (A) Moment d'Extension/Flexion (B) Moment d'Adduction/Abduction (C) Moment de Rotation Interne / Externe (D) Force latérale/médiale (E) Force Antérieure/Postérieure (F) Force Proximal/Distal. Les barres rouges représentent les zones significativement différentes ($p < 0.05$) entre sains et PTG77
Figure 4.5 :	Comparaison des courbes de puissance articulaire au genou entre sujets PTG (en magenta) et sain (en gris). Les barres rouges représentent les zones significativement différentes ($p < 0.05$) entre sains et PTG.78
Figure 4.6 :	Comparaison des courbes d'angle 3D au genou des sujets PTG (en magenta) et Sains (en gris). Configuration en propulsion de $[0-60]^\circ$, configuration de stabilisation de $[60-120]^\circ$ et configuration de résistance de $[120-180]^\circ$ Les barres rouges représentent les zones significativement différentes ($p < 0.05$) entre sains et PTG.79
Figure 4.7 :	Comparaison des forces et moments à la hanche des sujets PTG (en magenta) et Sains (en gris). (A) Moment d'Extension/Flexion (B) Moment d'Adduction/Abduction (C) Moment de Rotation Interne / Externe (D) Force latérale/médiale (E) Force Antérieure/Postérieure (F) Force Proximal/Distal. Les barres rouges représentent les zones significativement différentes ($p < 0.05$) entre sains et PTG80
Figure 4.8 :	Comparaison des courbes de puissance articulaire à la hanche entre sujets PTG (en magenta) et Sains (en gris). Les barres rouges représentent les zones significativement différentes ($p < 0.05$) entre sains et PTG82
Figure 4.9 :	Comparaison des courbes d'angle 3D à la hanche des sujets PTG (en magenta) et Sains (en gris). Configuration en propulsion de $[0-60]^\circ$,

	configuration de stabilisation de [60-120] ° et configuration de résistance de [120-180] °. Les barres rouges représentent les zones significativement différentes ($p < 0.05$) entre sains et PTG83
Figure 5.1 :	Extrait représentatif d'un essai de marche d'un sujet 2C illustrant la marge de stabilité (<i>b</i>) dans la direction médio-latérale. CoP (en bleu), CoM (en rouge), XCoM (en vert).....92
Figure 5.2 :	Extrait représentatif d'un essai de marche d'un sujet 2C illustrant la marge de stabilité (<i>b</i>) dans la direction antéro-postérieure. (<i>bd</i>) correspond à la marge de stabilité au début du Simple Appui et (<i>bf</i>) correspond à la marge de stabilité à la fin du Simple Appui. CoP (en bleu), XCoM (en vert), CoP CP (en magenta) pour le côté avec prothèse et CoP CS (en noir) pour le côté sain.93

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

2C	2 ligaments Croisés
3D	Tridimensionnel(le)s; trois dimensions
ABD	Abduction
ADD	Adduction
AP	Antéro Postérieur
bd	Marge de stabilité dans la direction antéro-postérieure de début de simple appui
bf	Marge de stabilité dans la direction antéro-postérieure de fin de simple appui
BoS	Base de Support
CoG	Centre de Gravité
CoM	Centre de Masse
CoP	Centre de Pression
CHUM	Centre Hospitalier et Universitaire de Montréal
CM	Cycle de Marche
CrCHUM	Centre de recherche du Centre Hospitalier et Universitaire de Montréal
DDL	Degrés De Liberté
EC	Ecart-type
ÉTS	École de Technologie Supérieure
FE	Flexion-Extension
ICS	Inertial Coordinate System
ISB	International Society of Biomechanics
KAM	Knee Adduction Moment
LCA	Ligament Croisé Antérieur
LCP	Ligament Croisé Postérieur
LIO	Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie
Max	Maximum
Min	Minimum
ML	Médio-Latéral
N/A	Non renseigné
N.S	Non statistiquement significatif ($P>0.05$)

PD	Proximo-Distal
PS	Postéro Stabilisée
PTG	Prothèse Totale de Genou
RE	Rotation tibiale Externe
RI	Rotation tibiale Interne
RMS	Root Mean Square
SCS	Segmental Coordinate System
SMP	Statistical Parametric Mapping
XCoM	Projection verticale du CoM au sol

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

UNITÉS DE LONGUEUR

Longueur

m mètre

UNITÉS DE MASSE

Masse

kg kilogramme

UNITÉS DE TEMPS

Fréquence

Hz Hertz

Temps

s seconde

UNITÉS

MÉCANIQUES

Vitesse

m/s mètre par seconde

Angle plan

° degré

Puissance

J/s ou W joule par seconde

ou watt

UNITÉ

ADIMENSIONNELLE

% pourcentage

INTRODUCTION

Le genou est l'une des articulations les plus complexes du corps et est sollicité au quotidien. L'arthrose, forme d'arthrite la plus courante, cause la dégradation du cartilage et de l'os. Une articulation en bon état est indispensable lors de la marche et toute détérioration de cette articulation par l'arthrose peut entraîner une diminution de la mobilité ainsi que des douleurs gênantes, voire incapacitantes, pour le patient. Lorsque l'articulation est trop sévèrement atteinte par l'arthrose, l'arthroplastie du genou s'est révélée être une option efficace pour réduire la douleur et aider le patient à retrouver une certaine mobilité, et donc une meilleure qualité de vie (Dakin, 2012). L'arthroplastie du genou consiste en la pose d'une prothèse totale de genou (PTG). La population touchée par la pose de prothèse est en moyenne âgée de 67 ans ou plus selon l'Agence nationale de sécurité du médicament et des produits de santé, 2015) et touche près de 60 000 personnes par an au Canada, avec une tendance à l'augmentation au fil des ans en raison d'un vieillissement de la population.

Cependant, malgré le fait que l'arthroplastie du genou soit pratiquée depuis plus de 50 ans (Ranawat, 2002), le taux d'insatisfaction des patients avoisine toujours les 20 % (Robertsson, 2000), ce qui est beaucoup plus élevé que d'autres types de prothèses comme celle de la hanche, où le taux de satisfaction avoisine les 97% (Bourne, 2010a). Certaines causes de douleurs postopératoires ont été identifiées, telles que des infections, des descellements ou des fractures de la prothèse. Cependant, il reste encore des causes non identifiées (Baker, 2007 ; Bonnin, 2011) qui pourraient être dues au design même de la prothèse. En effet, il existe différents types de prothèses utilisées, comme les PTG à charnière ou à glissement. Les PTG à glissement étant les plus couramment utilisées (Haute Autorité de Santé, 2012), nous ne décrirons que celles-ci dans ce mémoire. Parmi les PTG à glissement, le modèle Postéro-Stabilisé (ou PS) est utilisé dans 90% des cas : les ligaments croisés sont sacrifiés et la stabilité de l'articulation est assurée au moyen d'un système « came/pivot ». Il existe un autre modèle, beaucoup moins utilisé, où les ligaments croisés sont préservés : il s'agit du modèle 2C. Ce modèle apporte en théorie des avantages par rapport au modèle PS. Le fait de conserver les ligaments croisés diminuerait les contraintes prothétiques en répartissant la charge sur les tissus

mous, ce qui réduirait l'usure de la prothèse. Cette usure pouvant mener à des déséquilibres et des frottements, conserver les ligaments croisés diminuerait donc les risques de douleur qui y sont liés. De plus, la préservation des ligaments permettrait une meilleure proprioception du fait de la préservation de la physiologie du patient, et permettrait donc une biomécanique à la marche plus proche de celle des sujets sains. Cependant aucun de ces avantages théoriques n'a été prouvé à ce jour. Par ailleurs, la complexité de l'arthroplastie du genou fait en sorte que les chirurgiens continuent de préférer les modèles PS, plus faciles à mettre en place. Cependant, au vu du taux d'insatisfaction constant de 20%, certains chirurgiens orthopédistes se sont de nouveau intéressés aux modèles 2C.

Lorsqu'un muscle est activé pendant la marche, il génère une tension, laquelle génère une force qui produit un moment dit inter-segmentaire autour de l'articulation sur les axes de mouvement de celle-ci (typiquement l'axe de flexion-extension au niveau du genou). Sur les degrés de libertés qui sont contraints (typiquement l'axe d'abduction-adduction au niveau du genou), ce moment inter-segmentaire est plus le résultat des actions de contact articulaire et des ligaments (Derrick et al., 2020). La détermination de ces moments (et, dans une seconde mesure, de ces forces) inter-segmentaires est indispensable en biomécanique afin de mieux comprendre le fonctionnement de l'articulation du genou sain, l'impact de certaines pathologies comme l'arthrose et/ou l'effet d'un remplacement prothétique. Cette compréhension s'applique aussi à la cheville et la hanche. La dynamique inverse fait partie des méthodes d'analyse de la marche permettant l'estimation indirecte des forces et moments appliqués aux articulations du corps humain lorsque celui-ci est en mouvement, et ce, de façon non invasive. La connaissance de ces forces et moments permet une meilleure compréhension de l'impact du choix de la prothèse sur la biomécanique postopératoire. Cependant, à notre connaissance, aucune étude ne semble s'être penchée sur l'étude des moments inter-segmentaires pour comparer directement les prothèses PS aux prothèses 2C.

L'objectif principal de ce projet est donc d'analyser les forces et les moments inter-segmentaires au genou, à la cheville et à la hanche pendant la marche via une méthode de dynamique inverse tridimensionnelle. L'étude porte sur 2 groupes de patients ayant subi une

arthroplastie du genou et qui ont reçu soit un modèle PS (N=5) avec sacrifice des ligaments croisés, soit un modèle 2C (N=7) avec préservation des ligaments croisés. Le second objectif spécifique comprend l'utilisation d'un nouveau paramètre biomécanique développé par (R. Dumas & Cheze, 2008): l'angle 3D. L'angle 3D est une mesure permettant de comprendre quelle fraction du moment inter-segmentaire est alignée avec l'axe du mouvement, et ainsi déterminer si l'articulation est plutôt entraînée (en propulsion ou en résistance du fait d'actions musculaires) ou stabilisée (du fait d'actions musculaires, ligamentaires ou de contact articulaire). Ce paramètre a été proposé il y a déjà plusieurs années, mais reste encore peu utilisé. Jusqu'à présent, cette mesure a permis d'apporter un nouveau regard biomécanique sur la marche de l'enfant et de l'adulte sain, mais elle n'a jamais été utilisée sur des adultes ayant subi une arthroplastie. Pour compléter cette étude, la puissance articulaire sera aussi étudiée selon (Dumas & Cheze, 2008) puisqu'elle permet de renseigner sur l'amplitude et le sens de la contribution des moments aux mouvements articulaires. Un objectif complémentaire est l'étude de la marge de stabilité notée « b » qui permet d'étudier la régulation de l'équilibre lors de la marche dans les directions médio-latérale et antéro-postérieure (Robert, 2019).

Pour cette étude, 5 sujets ayant reçu une prothèse totale de genou sacrifiant les ligaments croisés (PS) et 6 sujets ayant reçu une prothèse totale du genou avec préservation des ligaments croisés (2C) ont été étudiés rétrospectivement. Leur cinématique 3D a été enregistrée en condition de laboratoire biomécanique. Des capteurs de mouvement étaient fixés au système KneeKG™ ainsi que sur le pied. Ce système permet l'analyse cinématique à la marche du genou grâce à un harnais muni de capteurs réfléchissants sur la cuisse et la jambe. Les mouvements de ces capteurs ont été enregistrés par le système Vicon™ (Oxford Metrics, Oxford, UK) via 12 caméras optoélectroniques. Tous les sujets ont marché à vitesse confortable sur un tapis roulant AMTI™ instrumenté de capteurs de forces. Ce tapis a permis la mesure synchronisée des forces et moments au sol. Couplé à la détermination des centres articulaires et des paramètres inertiels des segments corporels, cela a permis l'estimation des forces et moments inter-segmentaires de la cheville, du genou et de la hanche par une méthode de dynamique inverse (R. Dumas & Chèze, 2007a).

Ce mémoire est divisé en six chapitres. Le premier chapitre consiste en une revue de la littérature afin de comprendre la problématique du genou à la suite d'une pose de deux types de prothèses, préservant les ligaments croisés (2C) ou non (PS), ainsi que de l'intérêt de la dynamique inverse, de l'angle 3D, de la puissance articulaire et de la marge de stabilité dans leur évaluation. Le deuxième chapitre présente un résumé de la problématique, des objectifs détaillés ainsi que les différentes hypothèses de cette étude. Le troisième chapitre présente la méthodologie adoptée ainsi que les résultats et la discussion de l'étude sur les forces et les moments inter-segmentaires ainsi que de l'angle 3D, la puissance articulaire et la marge de stabilité entre sujets PS et 2C. Le quatrième chapitre étudie ces mêmes paramètres mais appliqué à la marche entre sujets PTG (PS et 2C mélangés) et sujets sains. Le cinquième chapitre comporte une étude succincte concernant la marge de stabilité à la marche des sujets PS et 2C. Le dernier chapitre présentera une conclusion générale ainsi que les perspectives de recherche.

CHAPITRE 1

REVUE DE LA LITTERATURE

1.1 Anatomie

1.1.1 Terminologie

Au cours de ce projet, il sera souvent fait mention d'axes et de plans pour décrire les moments inter-segmentaires. Afin d'uniformiser la compréhension du lecteur, voici un récapitulatif du vocabulaire utilisé (Figure 1.1). Pour cette étude, la coordonnée **X** définit l'axe antéro-postérieur (également d'Adduction/Abduction), la coordonnée **Y** définit l'axe proximo-distal (Rotation Interne/Externe) et la coordonnée **Z** l'axe médio-latéral (flexion/extension).

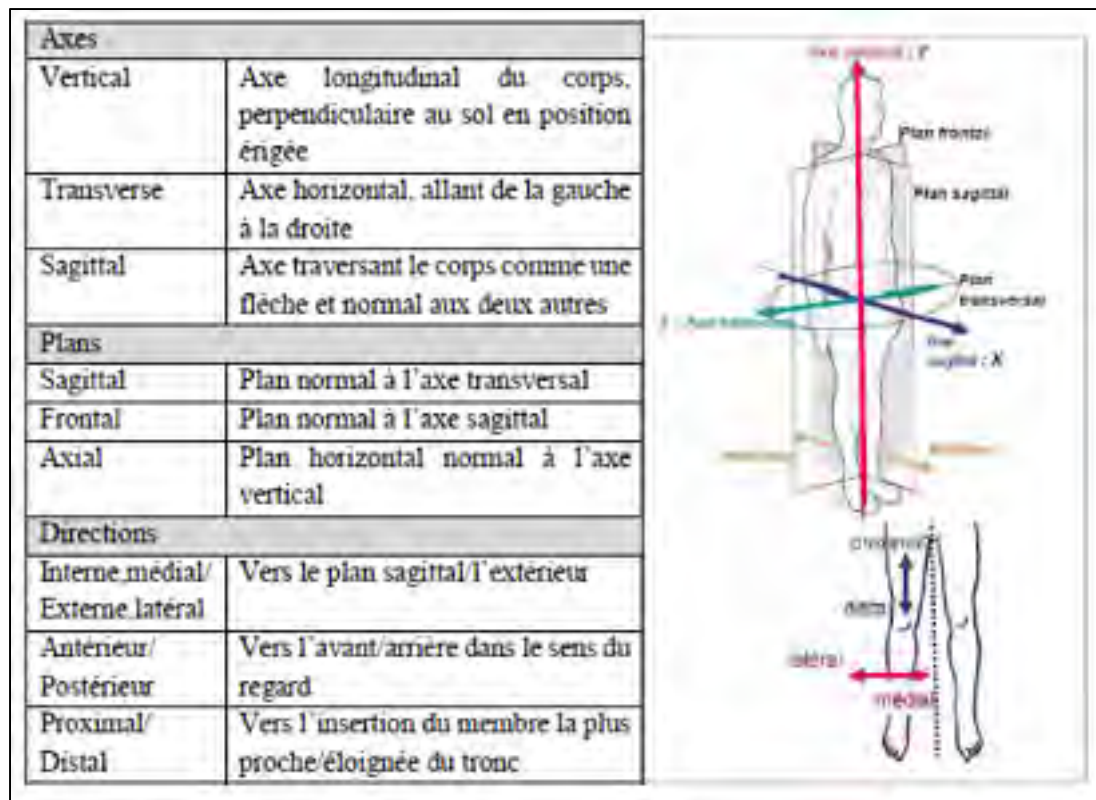


Figure 1.1 : Axes, plans et directions anatomiques. Reproduite et adaptée avec l'autorisation de (Südhoff, 2007) (p9)

1.1.2 L'anatomie du genou

L'anatomie osseuse du genou est constituée de deux os longs, le fémur et le tibia, ainsi que d'un os dit sésamoïde, appelée la rotule ou encore la patella. Lorsque le genou ne présente aucune pathologie, la stabilité de l'articulation est assurée par des surfaces articulaires (ménisques, cartilage), des ligaments, mais aussi grâce à un complexe musculaire.

La partie supérieure de l'articulation est le fémur. Ce dernier est l'os le plus long et le plus solide du corps humain. Dans sa partie proximale, le fémur s'articule avec l'os coxal tandis que du côté distal, il s'articule avec le tibia et la patella. Le tibia constitue la partie inférieure de l'articulation du genou. Sa partie proximale est constituée de deux plateaux externes et internes de forme respectivement plate et légèrement concave. Le tibia a pour rôle de transmettre le poids du corps du fémur au pied ainsi que d'amortir les forces de réaction au sol (Bazan Bardales, 2018). Les ménisques fibrocartilagineux sont au nombre de deux par genou. Leur rôle est de prévenir les frottements en servant de coussin amortisseur pendant les mouvements entre la structure du fémur et celle du tibia. De plus, ils absorbent les chocs en les transmettant aux deux compartiments (Bazan Bardales, 2018).

Le fémur présente au niveau de sa surface deux condyles : un médial et un latéral. Ces deux condyles sont recouverts de cartilage. Le cartilage est un tissu souple et élastique permettant de protéger l'articulation des chocs et réduire les frottements. Une de ces fonctions principales est d'assurer un glissement entre le fémur et le tibia pour en faciliter les mouvements. Les condyles asymétriques permettent un roulement et un glissement avec le plateau tibial (lui aussi recouvert de cartilage) afin d'obtenir une grande amplitude de mouvement.

La rotule, ou encore la patella, est un os logé sous le tendon du quadriceps et s'articule avec le fémur du côté de sa face postérieure. Sa fonction principale est de protéger l'articulation du genou, mais aussi de produire un effet de levier afin de transmettre les forces exercées par les muscles de la cuisse (quadriceps) à l'articulation dans un mouvement d'extension (Marieb,

2005). Enfin, la fibula, présente un rôle de stabilisateur de l'articulation de la cheville (Marieb, 2005) (Figure 1.2).

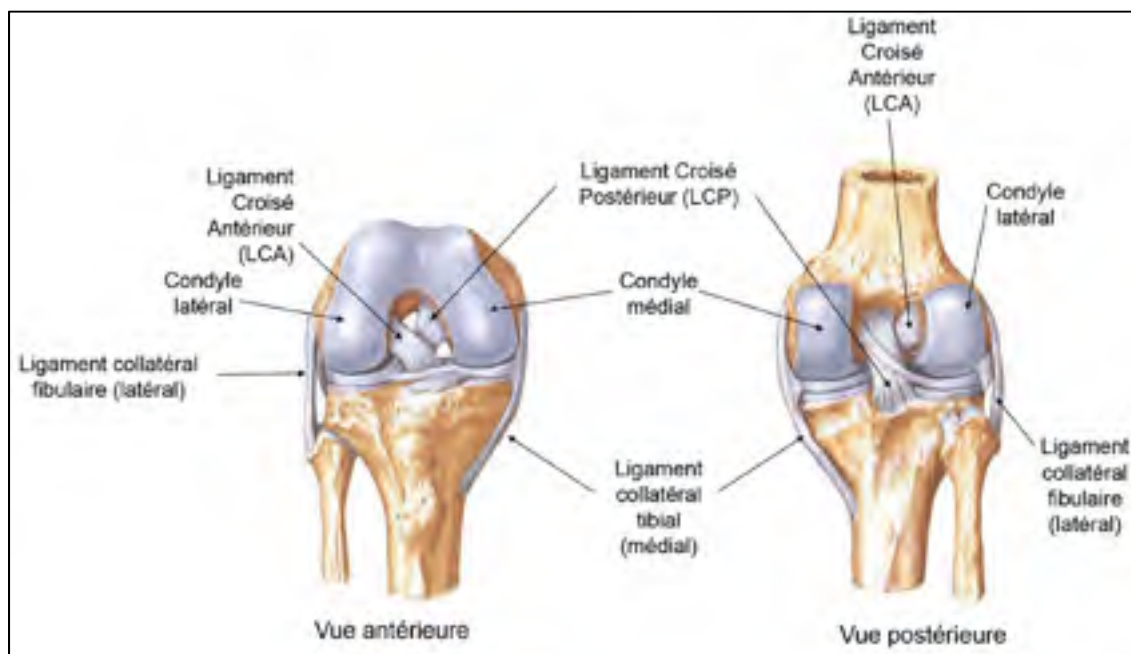


Figure 1.2 : Représentation de la structure ligamentaire du genou, adaptée de ©(Thieme, 2007)

1.1.3 Ligaments

En premier lieu, les ligaments croisés se situent au niveau intra-articulaire du genou. Leur position croisée permet de grandement limiter l'amplitude du mouvement dans le plan axial, empêchant ainsi des mouvements de rotation tibiale trop importants pouvant déboîter le genou. Ces ligaments croisés sont au nombre de deux : le Ligament Croisé Antérieur (LCA) et le Ligament Croisé Postérieur (LCP) (Figure 1.2).

Le LCA trouve son origine dans la région intercondylienne antérieure du tibia et s'insère en postéro-médial au niveau du condyle fémoral externe. Il limite le déplacement antérieur du tibia par rapport au fémur ainsi que l'hyperextension du genou. De plus, il permet de stabiliser le genou lorsque le sujet marche en varus/valgus (Marieb, 2005). Certains auteurs (Kärrholm,

1988) concluent à une diminution de la rotation interne, de l'adduction du tibia et à une augmentation du stress de l'articulation du genou lorsque le LCA est endommagé. D'autres auteurs comme (Berchuck, 1990) montrent une stratégie d'évitement à la marche de l'utilisation du quadriceps lorsque le LCA est endommagé. Ces deux études suggèrent qu'il est difficile de maintenir une marche normale après que le LCA soit endommagé. Le LCP trouve son origine au niveau postérieur du tibia et s'insère au niveau de la partie antérolatérale du condyle fémoral interne (Figure 1.2). Il limite le déplacement postérieur du tibia par rapport au fémur et permet de limiter l'hyperextension du genou.

En plus des deux ligaments croisés, on retrouve deux ligaments collatéraux : le ligament collatéral interne et le ligament collatéral externe (Figure 1.2). Le ligament collatéral interne trouve son origine sur le condyle fémoral interne et s'insère sur la surface médiale du tibia tandis que le ligament collatéral externe trouve son origine sur le condyle fémoral externe et s'insère au niveau de la fibula. Leur fonction principale est de limiter les mouvements respectivement en valgus et en varus (Marieb, 2005).

Certains auteurs pensent que le genou n'a qu'un seul degré de liberté (DDL) indépendant. Les mouvements existent sur tous les DDLs, mais ils sont liés entre eux. Ainsi il y'a trois types de translations : antéro-postérieures (AP), Médio-Latéral (ML) et Proximo-Distal (PD) ainsi que trois types de rotations : Flexion-Extension (FE), Abduction-Adduction (ABD-ADD) du tibia et Rotation Interne-Externe (RI-RE) du tibia par rapport au fémur (Figure 1.3).

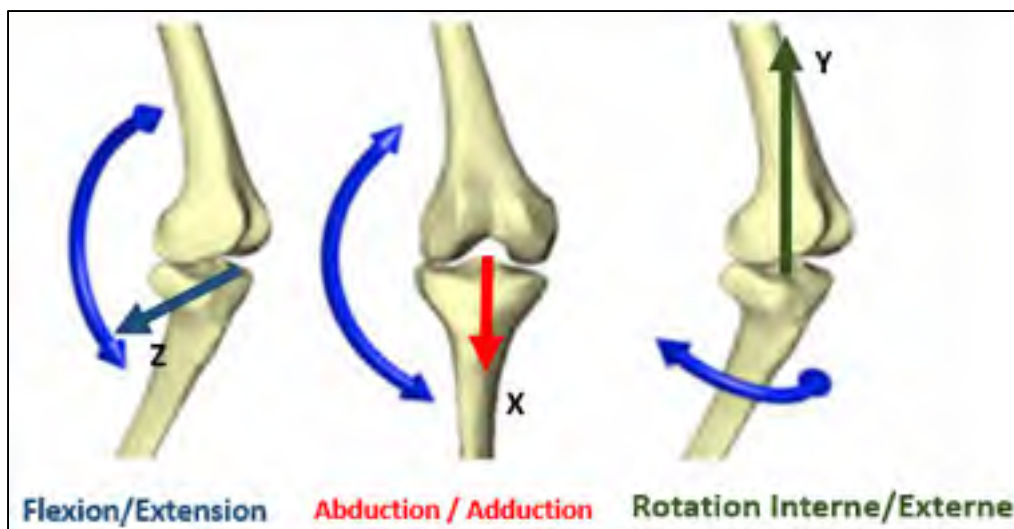


Figure 1.3 : Les mouvements et axes ISB en 3D du genou.
Reproduite et adaptée de (Mezghani, 2017)

1.1.4 L'anatomie de la cheville

La cheville est une articulation du corps essentielle à la marche. Il s'agit d'un complexe articulaire permettant la liaison entre la jambe et le pied. Son rôle est de contrôler les mouvements d'inclinaison du corps vers l'avant et l'arrière ainsi que de l'intérieur vers l'extérieur (Rabischong, 2012). Ainsi, le talus (ou astragale) s'articule avec les deux os de la jambe pour former la cheville. La stabilisation de la cheville est réalisée grâce à des ligaments et des muscles. Les ligaments permettent de restreindre le mouvement entre le tibia et la fibula et entre ces os, le talus et le calcaneus. Le pied, qui compose un des segments de la cheville avec le tibia, est composé de trois parties. Ainsi, d'arrière en avant se trouve : le tarse (postérieur : calcaneus et talus, et antérieur : cuboïde, naviculaire et cunéiformes), le métatarse et les phalanges (Figure 1.4).

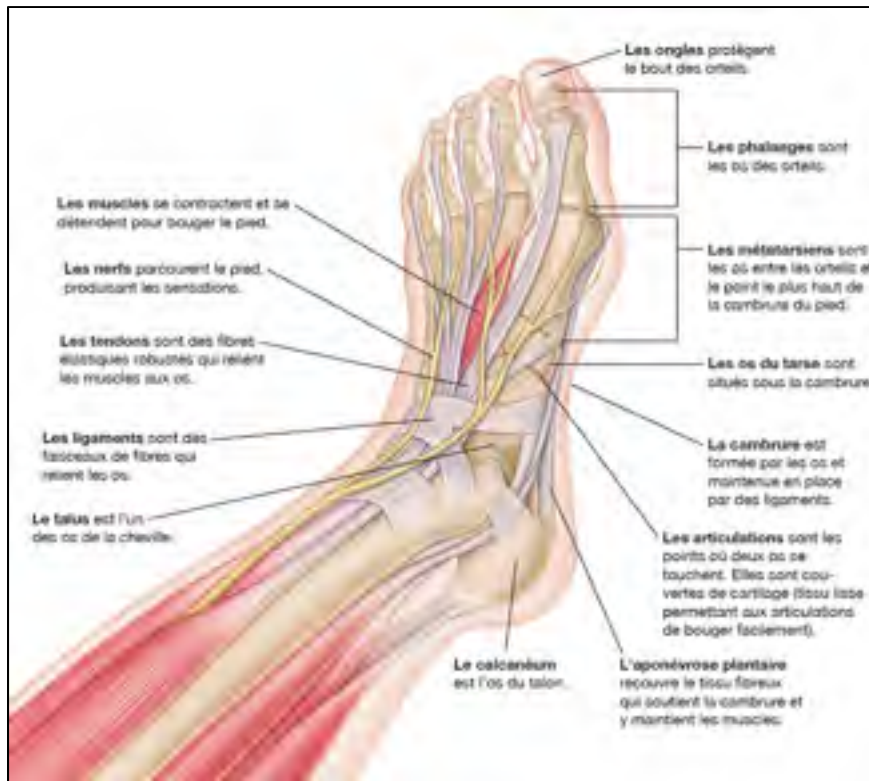


Figure 1.4: Structure ligamentaire, musculaire et osseuse du pied.
Tirée de © (The StayWell Company, 2000)

Les mouvements de la cheville sont représentés sur la (Figure 1.5) ci-dessous.

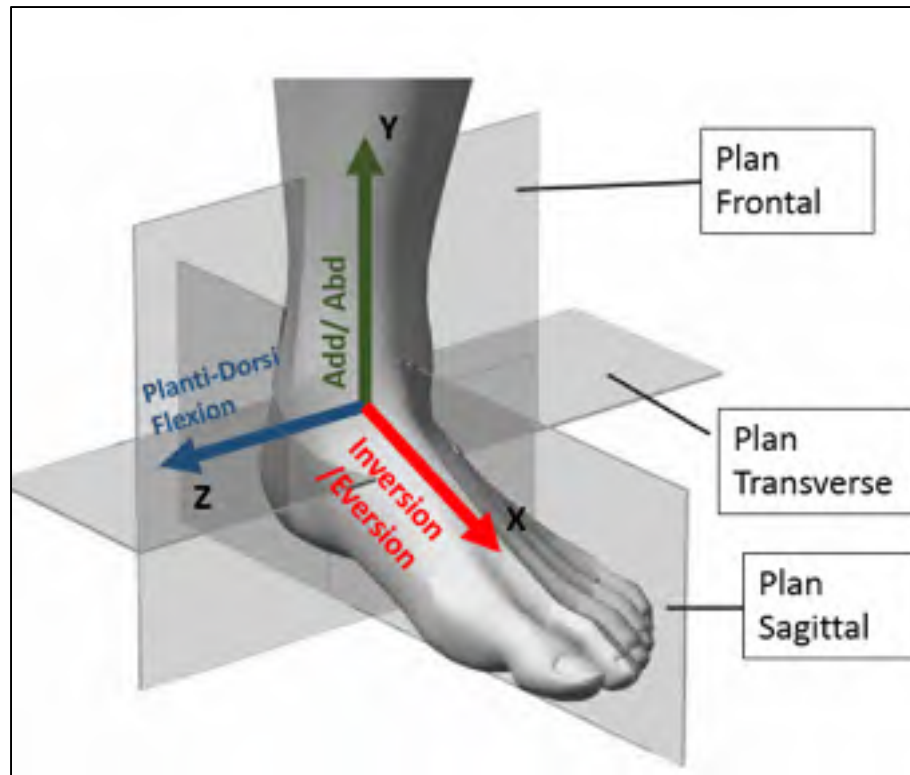


Figure 1.5 : Plans de mouvements de la cheville et du pied en 3D.
Tirée et adaptée de (Doya, 2010)

1.1.5 L'anatomie de la hanche

La mobilisation et la stabilisation du genou sont rendues possibles grâce à la participation active de la hanche. Il s'agit de l'articulation dite coxo-fémorale. C'est-à-dire représentant l'articulation entre le fémur et l'os coxal (ou iliaque) situé au niveau du bassin. Le fémur, décrit précédemment (voir section : « L'anatomie du genou » p. 6), est composé d'une tête et d'un col au niveau de sa partie supérieure. Cette tête fémorale vient s'insérer dans l'acétabulum, sorte de cavité dans la jointure de l'articulation de l'os coxal. Cette insertion est rendue possible grâce à la capsule articulaire et aux ligaments iliofémoral, pubofémoral ainsi que le ligament de la tête fémorale et tout un complexe musculaire (Figure 1.6). Le rôle de la hanche est d'assurer la stabilité du corps. Cette articulation permet la réalisation de divers mouvements du membre inférieur et permet la transmission du poids de la partie supérieure du corps vers le col du fémur puis vers les membres inférieurs (Marieb, 2005).

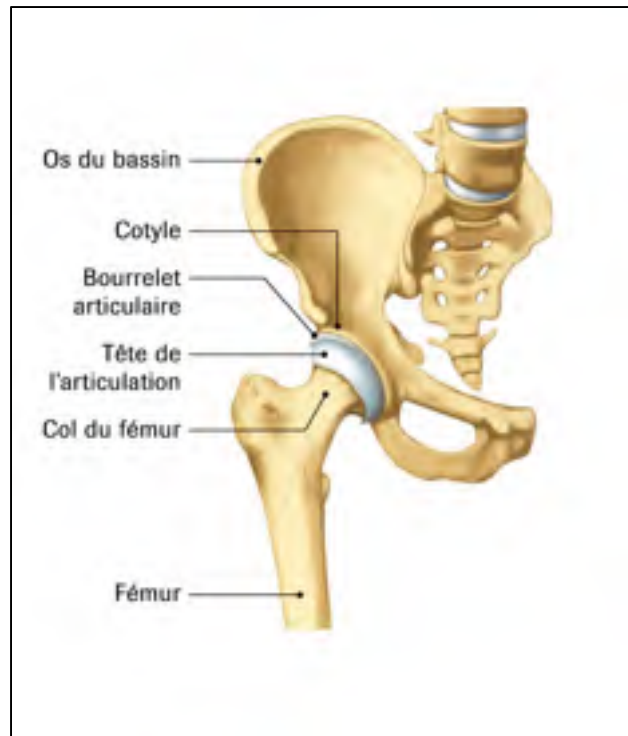


Figure 1.6 : Anatomie de la hanche.
Tirée de (Ligue suisse contre le rhumatisme, s.d.)

Les mouvements de la hanche et les axes associés sont représentés sur la (Figure 1.7).

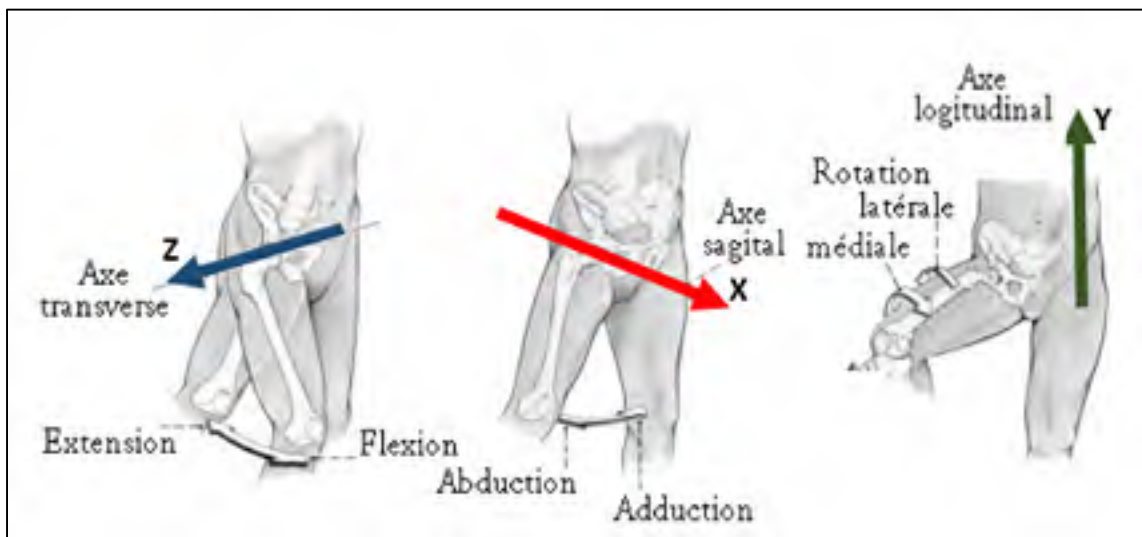


Figure 1.7 : Axes de mouvements de la hanche.
Image tirée et adaptée de (Corps Humain, s.d.)

1.2 Cycle de marche et gonarthrose

1.2.1 Définition d'un cycle de marche

Afin de se déplacer vers l'avant, les différents segments du corps humain se mettent en mouvement. Pour ne pas perdre l'équilibre, la coordination de ces différents segments est indispensable (Perry, 1992). Ainsi, lors de la marche, le poids du corps est transféré sur chaque membre inférieur alternativement. Le cycle de marche débute par le contact du talon au sol et se termine lors d'un nouveau contact de ce même talon au sol. Pour chaque jambe, le cycle de marche se décompose en une phase d'appui (environ 60% du cycle de marche) et une phase oscillante ou phase d'envol (environ 40% du cycle de marche) (Bazan Bardales, 2018b).

1.2.2 Gonarthrose

Le cartilage recouvrant les surfaces articulaires du genou a trois grandes fonctions : transmettre les forces d'un os à un autre ; absorber les chocs ; et réduire la friction lors de mouvements entre deux surfaces articulaires. L'arthrose au niveau de genou se nomme gonarthrose et est une maladie dégénérative du cartilage d'origine idiopathique (i.e. dont on ne connaît pas l'origine). On retrouve communément cette maladie chez des patients de 50 ans ou plus ou ayant subi des traumatismes ou des blessures. La disparition progressive du cartilage conduit à l'augmentation de la douleur chez le patient et à la réduction progressive de ses mouvements (diminution de l'amplitude de mouvement). Il en découle un impact important sur sa qualité de vie (Planckaert, 2016). Cette réduction de l'amplitude de mouvement conduit inévitablement à la modification de la stratégie de marche, que ce soit pour diminuer la douleur ou pallier un manque de mobilité. De ce fait, leurs patrons de marche, et donc leurs cinématiques, sont altérés.

Plusieurs facteurs peuvent aggraver la gonarthrose : le poids, l'âge et l'utilisation répétée des genoux lors de sports de haute intensité ou lors de tâches de manutention intensives. Pour les

stades de gonarthrose les plus sévères, l'arthroplastie totale du genou apparaît comme la solution la plus fréquente et la plus efficace (Liddle, 2013).

1.3 Les prothèses totales

1.3.1 Qu'est-ce qu'une PTG ?

Les PTG sont apparues au début des années 70 dans l'optique de respecter l'anatomie du genou et, en particulier, son appareil ligamentaire (Canale, 2012). Elles comportent deux composants séparés : un plateau tibial (souvent en alliage de titane) et une prothèse condylienne fémorale (souvent en cobalt chrome) qui vient s'emboîter sur l'extrémité inférieure du fémur (Fantozzi, 2003). Entre ces deux matériaux se trouve un composant en polyéthylène de haute densité. Les PTG consistent à remplacer tout le cartilage usé, tant fémoral que tibial, tout en gardant les muscles, les tendons et les ligaments les plus intacts possible.

Différents facteurs ont été identifiés comme pouvant influencer la flexion du genou après une PTG, notamment l'amplitude de mouvement préopératoire, la technique chirurgicale, la réhabilitation postopératoire ainsi que le design de la prothèse (Anouchi, 1996 ; Chiarello, 1997 ; Hirsch, 1994). Nous nous intéresserons uniquement à l'aspect du design de prothèse dans ce mémoire.

1.3.1.1 Problématique de l'insatisfaction post-PTG

Pour le chirurgien, la réussite d'une pose de PTG repose sur des mesures objectives telles que l'amplitude de mouvement retrouvée ou encore l'alignement neutre du membre inférieur du genou. Cependant, du point de vue du patient, la réussite de la PTG repose plus sur des aspects subjectifs, tels que la diminution de sa douleur postopératoire par rapport à sa douleur préopératoire ainsi que l'amélioration de la fonction de son genou dans les activités quotidiennes (Mahomed, 2011). Malheureusement, selon (Bourne, 2010b), seuls 60 à 80% de la population des patients opérés notent une absence de douleur. De plus, comparée à celle des individus sains du même âge, leur capacité fonctionnelle est grandement réduite,

particulièrement pour des activités physiquement exigeantes telles que le saut, le squat, la montée et descente d'escalier, etc.

1.3.1.2 La forte demande en PTG

En 2005, environ 440 000 PTG étaient implantées chaque année dans le monde. En seulement une décennie, une forte augmentation de la demande est observée et près de 1 324 000 procédures sont comptées sur une population de 755 millions dans 18 pays en un an (Kurtz et al., 2011). La demande en PTG a drastiquement augmenté et la tendance est à une croissance continue avec l'incidence de l'arthrose et le vieillissement de la population. C'est pourquoi il est particulièrement intéressant de se pencher sur les différents modèles de prothèses disponibles sur le marché pour répondre à cette demande grandissante.

1.3.2 Les types de PTG

1.3.2.1 Les différents modèles de PTG

Les principaux types de PTG sont : les charnières simples ou rotatoires, et les plateaux fixes ou mobiles. Pour résumer, les charnières simples sont faciles à poser, mais ne respectent pas l'axe du membre, car le centre de rotation fixe entraîne une mobilité réduite, et l'absence de rotation axiale entraîne des problèmes de descellement. Ces prothèses sont utilisées lorsque l'articulation du patient est particulièrement endommagée, c'est pour cela qu'on leur réfère les prothèses à glissement. Parmi celles-ci on trouve les postéro stabilisée (PS), qui résèquent les ligaments croisés et celles préservant les ligaments croisés (2C) (Figure 1.8).



Figure 1.8 : Schéma d'une PTG de type PS et de la préservation des ligaments collatéraux. Tirée de (Docteur Paillard, s.d.)

1.3.2.2 Prothèse Postéro Stabilisée (PS)

Le principe des implants postéro-stabilisés (PS) (Figure 1.9) est d'utiliser un mécanisme plot-came. Ce mécanisme consiste en une came située au niveau de l'implant fémoral et s'articulant sur un poteau sur l'implant tibial. Lors d'une flexion de 70° ou plus (Figure 1.10), la came s'engage sur le poteau tibial et force ainsi les points de contact fémoral et tibial à être plus postérieurs. Le but de cette technique est de pouvoir recréer le « *roll back* » fémoral (mouvement naturel de déplacement vers l'arrière couplé à un roulement de la partie fémorale sur la surface tibiale) et donc augmenter la flexion possible du genou (Canale, 2012).



Figure 1.9 : PTG Postéro Stabilisée.
Tirée de Sacone (2011,p4)

Les prothèses PS sont très utilisées et ont fait leur preuve pour restaurer une cinématique du genou considérée comme « saine » grâce à son design (Goutallier, 2008 ; van den Boom, 2014). Pour ce design de PTG, les deux ligaments croisés sont sacrifiés et c'est la géométrie de l'implant qui va maintenir la stabilité du genou et ainsi éviter les mouvements d'hyperflexion et d'hyperextension.



Figure 1.10: Activation du mécanisme postéro-stabilisé lors de la flexion.
 (A) pas d'activation du mécanisme lors d'une amplitude physiologique à la marche.
 (B) lors d'une flexion importante, il y a une activation du mécanisme qui permet de reproduire le roll-back Tiré de (Larose, 2015)

1.3.2.3 Prothèse préservant les 2 ligaments croisés (2C)

Le principe des implants préservant les ligaments croisés (2C) (Figure 1.11) est de préserver le plus possible la physiologie du patient. L'idée ici est que la préservation des ligaments croisés devrait permettre aux patients d'avoir un genou avec une biomécanique plus proche de la normale, ainsi qu'une meilleure proprioception (Cherian, 2014). Cependant, pour de multiples raisons, dont la complexité de la technique chirurgicale, les implants 2C n'ont pas connu une grande popularité et ont été laissés de côté, rendant le nombre d'études d'investigation faibles (Cherian, 2014).



Figure 1.11 : PTG préservant les ligaments croisés (2C).
Tirée du mémoire de Gabriel Larose, 2015

1.3.3 Rôles des ligaments croisés dans les PTG

En théorie, le fait de préserver le LCA devrait permettre une meilleure proprioception et « stabilité » (Andriacchi, 1982 ; Cloutier, Sabouret, & Deghrar, 1999 ; Komistek, 2002).

A contrario, selon certains auteurs, le LCA semble pouvoir être supprimé sans conséquence sur les résultats. Le ligament croisé postérieur continue, quant à lui, de soulever de nombreuses polémiques puisqu'il est connu pour avoir un effet de « *roll back* ». Certaines études se sont penchées sur la question (Arabori & Matsui, 2008 ; Dennis, Komistek, Stiehl, Walker, & Dennis, 1998 ; Pritchett, 1996). Ils concluent à une préférence des patients pour les modèles 2C en termes de « ressenti » ainsi qu'à une amplitude supérieure de flexion pour les prothèses PS. Hirsch, en 1994, conclut sur 242 genoux avec PTG, ayant ou non préservé le LCP, que la préservation du LCP seul n'augmentait pas l'amplitude de mouvement. Il est donc difficile de conclure quant à l'intérêt de la préservation ou non des ligaments croisés.

1.4 Méthodes et outils d'analyse du mouvement (3D)

1.4.1 Outils d'analyse du mouvement (3D)

1.4.1.1 Moment inter-segmentaire

L'analyse de la biomécanique humaine a été étudiée à de nombreuses reprises par le biais de la dynamique. Les moments inter-segmentaires permettent de renseigner sur l'amplitude et la direction de l'action mécanique : de combien de newtons mètre (amplitude) l'ensemble des structures anatomiques qui croisent l'articulation produisent un chargement vers la flexion ou l'extension (direction) par exemple. Cette action mécanique peut générer un mouvement ou s'y opposer. On suppose souvent que ce moment, en particulier sur l'axe de flexion-extension du genou, est essentiellement dû aux actions musculo-tendineuses (parfois sous l'appellation « moment musculaire »). Ce qu'on ignore, en limitant l'analyse aux moments inter-segmentaires, c'est si ces moments génèrent le mouvement ou s'y opposent (produisent ou dissipent de l'énergie), c'est-à-dire si ces actions musculo-tendineuses sont potentiellement concentriques (mouvement actif de raccourcissement du muscle), excentriques (mouvement de relâchement du muscle), ou isométriques (absence de déplacement). Cette information complémentaire peut être analysée avec l'étude des puissances articulaire.

Les forces et les moments de réactions au sol sont enregistrés lors de la marche sur des plateformes de force et renseignent sur les actions mécaniques du corps en mouvement. Les différents marqueurs positionnés sur les segments inférieurs du corps permettent d'enregistrer la trajectoire de ces marqueurs et donc renseignent sur la cinématique. Couplé aux propriétés inertielles des segments et par une méthode de dynamique inverse utilisant les matrices homogènes (R. Dumas & Chèze, 2007a), il est possible de calculer les forces et moments à la cheville, au genou et à la hanche par un calcul récursif.

1.4.1.2 Puissance articulaire

Pour étudier plus précisément ces actions mécaniques (supposées principalement musculaires), certains chercheurs comme (Winter, 1995), en se focalisant sur le plan sagittal, proposent d'utiliser la puissance articulaire (« joint power ») mesurée en J/s ou W, comme variable temporelle permettant une étude plus complète du mouvement. La puissance articulaire, qui est le produit scalaire entre le moment inter-segmentaire et la vitesse angulaire à l'articulation selon l'équation (1.1) (en se limitant au plan sagittal, le cosinus entre les deux vecteurs vaut ± 1 par définition), permet de renseigner sur l'amplitude et le sens de cette contribution des moments aux mouvements articulaires. En ce qui concerne l'amplitude, la puissance est élevée, entre autres, si le moment et la vitesse angulaire sont élevés. En ce qui concerne le sens de la contribution, sur l'axe de flexion-extension, la fonction principale des muscles est de générer ou d'absorber de l'énergie. Une puissance positive correspondrait ainsi à une génération d'énergie corrélée à une action concentrique des muscles. À l'inverse, une puissance négative correspondrait à une absorption d'énergie corrélée à une action excentrique des muscles (R. Dumas & Cheze, 2008). Sur d'autres axes (adduction-abduction au genou par exemple), le moment inter-segmentaire serait plutôt le reflet des ligaments et des surfaces articulaires. Les actions mécaniques dues aux ligaments et aux surfaces articulaires correspondent plutôt à une puissance nulle, puisque ces actions mécaniques sont là pour bloquer/guider le mouvement, et conduisent à une vitesse angulaire nulle sur l'axe correspondant.

$$JP = \|M\| \|w\| \cos(\alpha_{Mw}) \quad (1.1)$$

Cette puissance articulaire permet donc d'avoir une vision plus globale du mouvement et des actions mécaniques, surtout musculaires, correspondantes. On peut en effet avoir un moment à la cheville en extension à 40% du cycle de marche correspondant à une puissance négative indiquant une absorption d'énergie, tout en ayant, à 50% du cycle de marche, toujours un moment d'extension à la cheville, avec cette fois-ci une génération d'énergie correspondant à une puissance positive.

1.4.1.3 Angle 3D

Afin de prendre en compte toutes les composantes du moment inter-segmentaire et de la vitesse angulaire, mais sans avoir à décomposer la puissance en trois « composantes » (en X, Y ou Z) (R. Dumas & Cheze, 2008) a proposé un nouvel outil : l'angle 3D, qui complète les informations données par le moment inter-segmentaire et la puissance articulaire décrite dans cette section. Dans cette logique, en 3D, le cosinus entre les deux vecteurs ne vaut pas simplement ± 1 mais toutes les valeurs possibles dans l'intervalle $[-1 \ 1]$ et en particulier la valeur 0.

Ce qui reste moins bien compris dans cette analyse des puissances, c'est de savoir quelle proportion des actions mécaniques conduit réellement à la production ou dissipation d'énergie en 3D. Il est tout à fait possible d'avoir un moment inter-segmentaire élevé, une vitesse angulaire élevée, mais une puissance articulaire nulle. C'est le cas où ces deux vecteurs (vecteur moment inter-segmentaire et vecteur vitesse angulaire à l'articulation) sont orthogonaux l'un par rapport à l'autre. La puissance articulaire permet donc de savoir si, lors d'un mouvement, de l'énergie est créée ou absorbée. Mais cette énergie ne concerne potentiellement qu'une fraction du moment inter-segmentaire : la fraction alignée avec l'axe du mouvement. Toutes les composantes du moment inter-segmentaire ne jouent donc pas le même rôle. Il pourrait être tentant de calculer une puissance articulaire pour chacune de ces composantes. Néanmoins, il est préférable de ne pas décomposer la puissance en trois « composantes x, y et z », puisqu'il s'agit théoriquement d'un scalaire (produit scalaire entre le moment et la vitesse).

L'angle 3D est donc l'angle entre le vecteur moment inter-segmentaire et le vecteur de vitesse angulaire à l'articulation (1.2). Cet angle 3D permet de comprendre quelle fraction du moment inter-segmentaire est alignée avec l'axe du mouvement et ainsi déterminer si l'articulation est plutôt entraînée (en propulsion ou en résistance du fait d'action principalement musculaire) ou stabilisée (du fait d'action musculaire et/ou ligamentaire et articulaire). Ces trois phases (propulsion, résistance et stabilisation) (Figure 1.12) permettent de caractériser les

configurations dans lesquelles se trouve une articulation à un instant donné du cycle de marche. Ce paramètre donne une nouvelle interprétation concernant le maintien/guidage de l'articulation (une fraction du moment semble ainsi toujours nécessaire à la hanche et au genou pour stabiliser l'articulation) ainsi que des informations supplémentaires concernant une potentielle stratégie de compensation pour des personnes ayant une pathologie affectant leur démarche (configurations où le moment devient aligné avec l'axe de mouvement afin de maximiser la puissance). Cependant, cet angle 3D pris seul ne donne pas d'informations sur l'amplitude et la direction du moment inter-segmentaire ni sur l'amplitude de la puissance.

$$\alpha_{Mw} = \tan^{-1} \frac{\|M*w\|}{M.w} \quad (1.2)$$

⇒ Si $\cos(\alpha_{Mw}) > 0.5$ (plus de 50% du moment inter-segmentaire sert à générer de l'énergie), il s'agit d'une configuration articulaire de propulsion correspondant à un angle 3D compris entre **[0-60]°**

⇒ Si $-0.5 < \cos(\alpha_{Mw}) < 0.5$ (moins de 50% du moment inter-segmentaire sert à générer ou absorber de l'énergie), il s'agit d'une configuration articulaire de stabilisation correspondant à un angle 3D compris entre **[60,120]°**

⇒ Si $\cos(\alpha_{Mw}) < -0.5$ (plus de 50% du moment inter-segmentaire sert à absorber de l'énergie), il s'agit d'une configuration articulaire de résistance correspondant à un angle 3D compris entre **[120,180]°**.

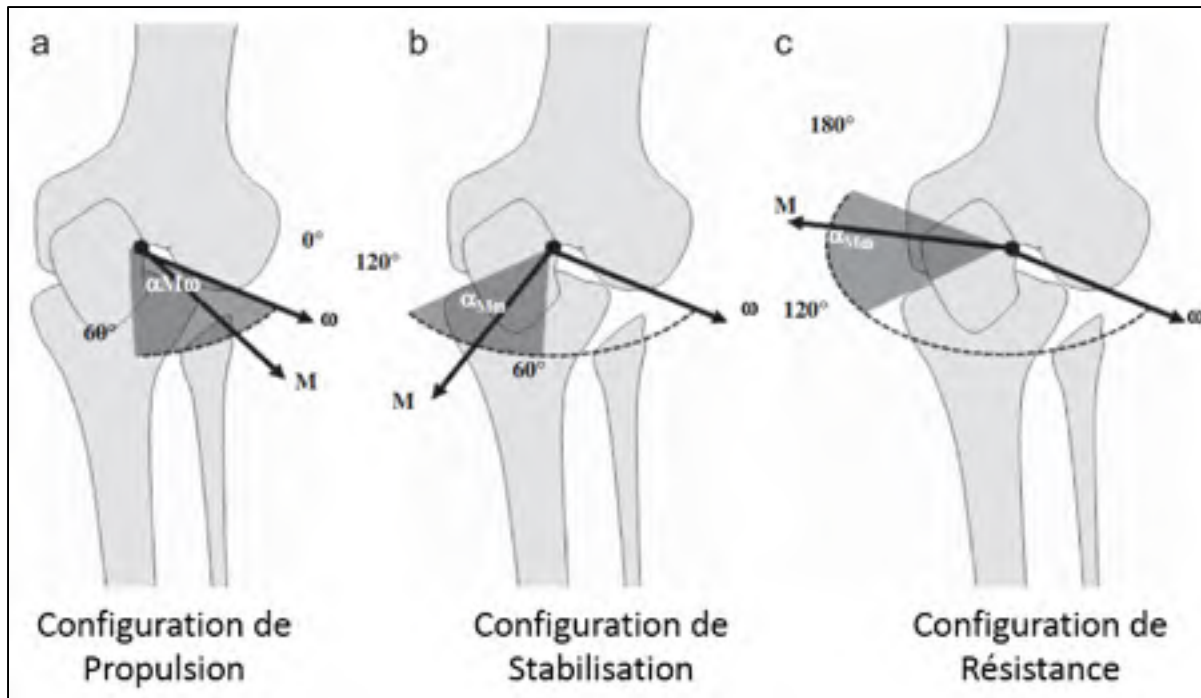


Figure 1.12 : Exemple au genou des trois configurations dynamiques.
 (a) Propulsion avec un angle 3D entre $[0-60]^\circ$,
 (b) Stabilisation avec un angle 3D entre $[60-120]^\circ$,
 (c) Résistance avec un angle 3D entre $[120-180]^\circ$.

\mathbf{M} représente le vecteur moment et $\boldsymbol{\omega}$ le vecteur de la vitesse angulaire.

Tiré de et adapté de (Samson & Dumas, 2009)

Ainsi ces trois outils, moments, puissances et angles 3D, permettent de caractériser le mouvement de façon complémentaire. Contrairement au moment inter-segmentaire ou à la puissance articulaire, l'angle 3D n'a pas de dimensions et n'a pas besoin d'une normalisation pour être utilisable dans une étude comparative. Cela peut être intéressant lorsqu'il s'agit de comparer les individus qui ont des anthropométries différentes.

1.4.1.4 Marge de stabilité

Le Centre de Masse ou CoM est le barycentre des masses du corps. Le Centre de Gravité ou CoG est le point de réduction du torseur des efforts dus à la gravité. Lorsque l'on peut considérer que la gravité est uniforme sur le système étudié, les CoG et CoM sont confondus. C'est le cas en biomécanique, où la gravité est sensiblement la même sur l'ensemble du corps.

Ici, le CoG sera considéré comme la projection du CoM sur le sol dans la direction de la gravité. Sur un sol plat, si les contacts sont « unilatéraux » le Centre de Pression, ou CoP, ne peut être qu'à l'intérieur de la « base de support » ou BoS. Cette dernière est définie, mathématiquement, comme la plus petite surface convexe contenant tous les points de contact (des pieds sur le sol) (Figure 1.13).

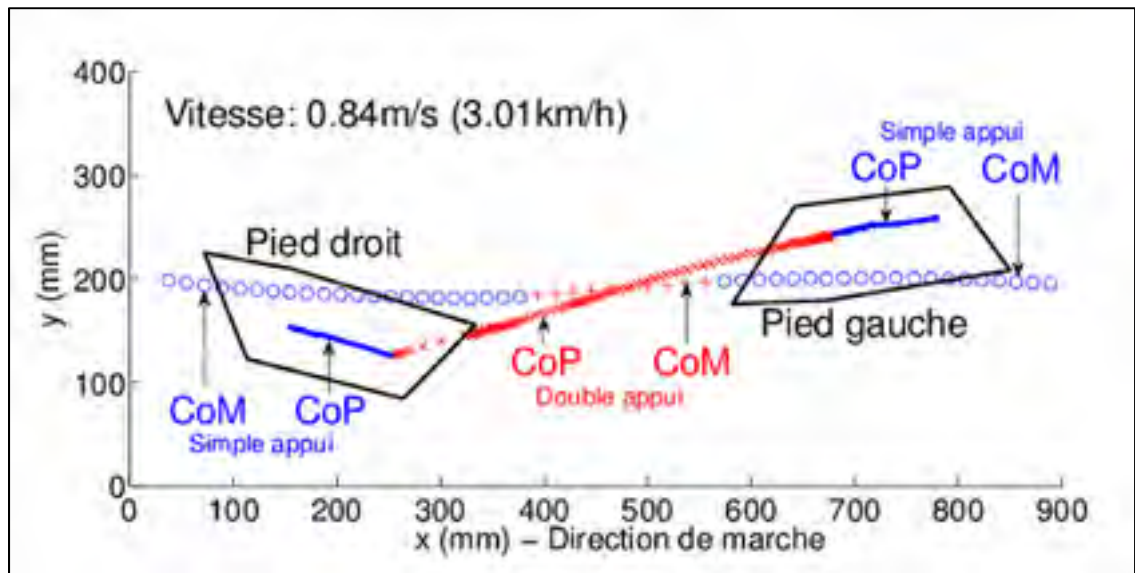


Figure 1.13 : Évolution du CoP et du CoM du sujet humain pendant la marche.
Tirée de (Boutin, 2009)

Lors de la marche, le maintien du corps en équilibre est étroitement lié au choix des points d'appui des pieds. Pour un bipède, il est possible de marcher de manière « stable » dans le plan sagittal, alors que c'est plus difficile dans le plan frontal (Kuo, 2009).

Si l'on considère le corps comme un pendule inversé (soit une masse évoluant à une hauteur constante z_0 et dont le point de pivot se situe au niveau du CoP), on peut écrire (équation 1.3):

$$p - c = \frac{c''}{w_0^2} \quad (1.3)$$

Avec p le vecteur position au sol du CoP et c celui du CoM et $w_0 = \sqrt{\frac{g}{z_0}}$ la pulsation du pendule. Le centre de masse extrapolé est un point virtuel noté XCoM (A. L. Hof, Gazendam, & Sinke, 2005) et est défini par (équation 1.4):

$$x = c + \frac{c \cdot}{w_0^2} \quad (1.4)$$

Avec x , le vecteur position du XCoM (Figure 1.14). Il est alors possible de montrer (Hof, 2008 ; Koolen, De Boer, Rebula, Goswami, & Pratt, 2012) que : 1) la projection au sol du CoM converge vers le XCoM ; 2) que le XCoM diverge du CoP exponentiellement en fonction du temps.

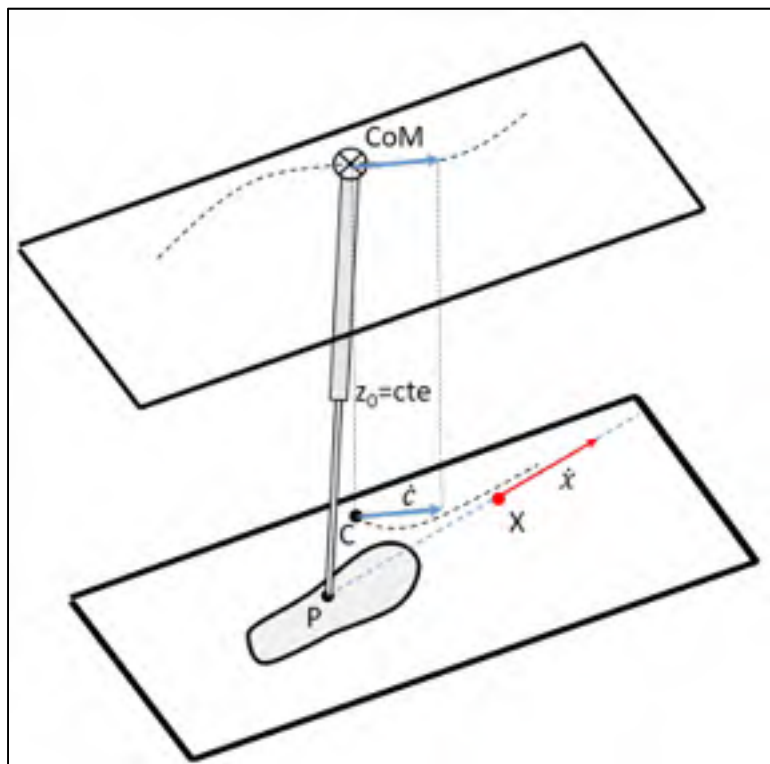


Figure 1.14 : Modèle de pendule inversé 3D.
 Le CoM est à une hauteur z_0 constante par rapport au sol.
 Le CoP se situe au point P. Le XCoM est défini par
 la projection verticale du CoM au sol (point C).
 Tirée de (Robert, 2019).

Ces propriétés ont été utilisées pour décrire des conditions de maintien de l'équilibre sans changer d'appuis, c'est-à-dire que le XCoM doit être dans la BoS. Elles ont aussi été utilisées pour caractériser les mécanismes de maintien de l'équilibre et de propulsion au cours de la marche. En particulier, le vecteur entre le CoP et le XCoM caractérise la direction et l'importance de la divergence du XCoM par rapport au CoP. Cette distance a notamment été étudiée dans le plan frontal au début de la phase de simple appui et, plus rarement, dans le plan sagittal. En particulier, dans le plan frontal, cette distance au début de la phase de simple appui est parfois nommée « marge de stabilité » et notée b . Une faible valeur de b est généralement associée à une plus faible stabilité. Ainsi, si b est négative, le XCoM basculera dans la direction latérale, et non médiale, et il sera nécessaire d'effectuer un pas croisé pour maintenir l'équilibre. A contrario, une valeur trop grande implique une augmentation de la largeur des pas et/ou une diminution de la durée de la phase de simple appui. Dans ces deux cas, cela correspond à une marche inefficace.

Cette composante b reste très simpliste, mais permet une assez bonne représentation de la réalité en termes d'adaptation de l'équilibre. Elle a d'ailleurs permis l'analyse de la marche de sujets sains (Hof et al., 2005) (Figure 1.15), d'amputés transfémoraux (Hof, 2007) ainsi que d'enfants/adolescents sains (Robert, 2019).

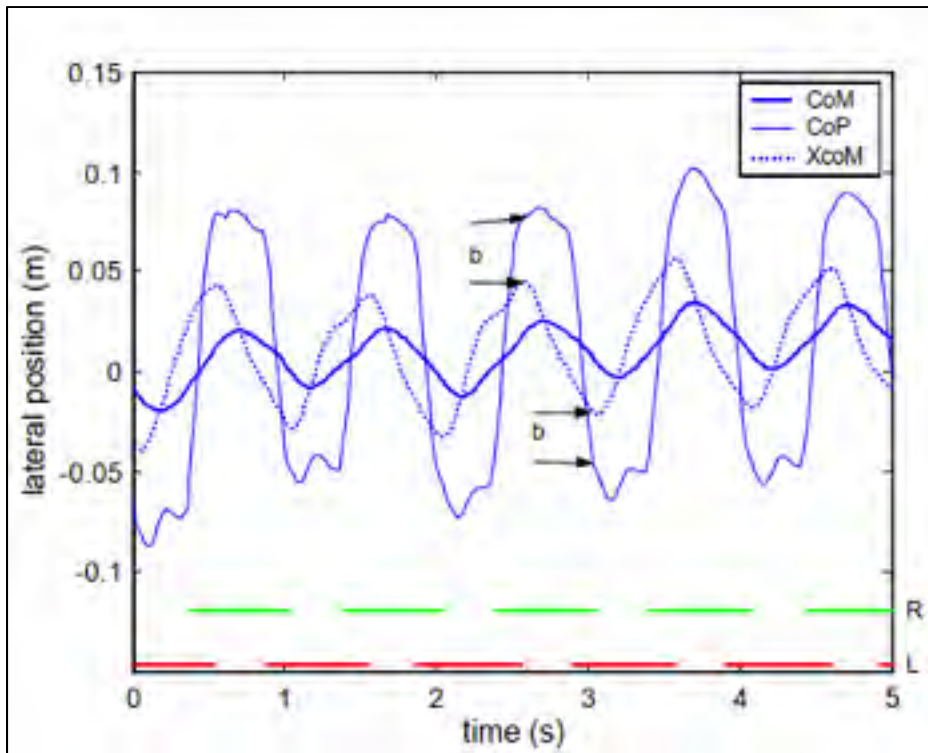


Figure 1.15 : Trajectoires dans le plan frontal du CoM, XCoM et CoP et les marges de stabilités "b" aux trois instants de levé du pied chez l'adulte. Tirée de (A. L. Hof et al., 2005).

1.4.2 Moment : Dynamique 3D du genou d'adulte à la marche

1.4.2.1 Moment extension/flexion au genou (plan sagittal)

La littérature regorge d'études sur les moments de flexion/extension chez des sujets adultes sains et avec prothèses. Les résultats des sujets sains sont résumés dans les deux premières colonnes du Tableau 1-1 et les résultats des sujets avec prothèses sont résumés dans les deux dernières colonnes du Tableau 1-1. Nous présenterons les résultats de 5 études sur les mouvements de Flexion/Extension en %Poids*Taille. Concernant les moments de flexion, les plages de variations sont de [0.7-3.5] pour les sujets sains et de [0.5-3.6] pour les sujets avec prothèses. Concernant les moments d'extension, les plages de variations sont de [-4.7 ; -1.97] pour les sujets sains et de [-2.6 ; -0.77] pour les sujets avec prothèses.

On observe dans la littérature un plus faible pic de flexion au genou lors de mises en charge pour les sujets avec prothèses que pour les sujets sains. De même, on observe moins de flexion du genou en excursion pour tous les types de PTG comparés à des contrôles. Les patients avec PTG semblent avoir moins de moments d'extension au genou que les sujets d'un groupe contrôle sains (i.e. n'ayant pas été opéré). Cependant, le type d'implant est rarement spécifié et il n'y a pas, à notre connaissance, d'étude comparant directement les 2C versus les PS dans la littérature.

Tableau 1-1 : Moments de flexion/extension en %BH*BW

Sujets avec prothèse		Sujets sains	
Étude	Pic de moment de flexion/extension %BH*BW	Étude	Pic de moment de flexion/extension %BH*BW
Brugioni et al 1990	3,6 (flexion)	Brugioni et al, 1990 (n=14)	2,5 (flexion)
Benedetti et al 2003 (n=9)	0.5 ±0.8 flexion -2.6±1.1(extension) 1 ^{er} max -1.3 ±1(extension) 2 nd max	Benedetti et al 2003 (n=10)	0.7 ±1.3 flexion -4.7±1.6(extension) 1 ^{er} max -2.6 ±1.1 (extension) 2 nd max
Saari et al, 2005 (n=39, 42 genoux) Prothèse PS	2,4 (flexion)	Saari et al, 2005 (n=18)	3,5 (flexion)

Sujets avec prothèse		Sujets sains	
Étude	Pic de moment de flexion/extension %BH*BW	Étude	Pic de moment de flexion/extension %BH*BW
Levinger et al , 2013 (N=32)	3,2 ±1.22 (flexion) -0,77±1.03 (extension)	Levinger et al , 2013 (n=28)	3,32± 1,25 (flexion) -1,97±0,88 (extension)

1.4.2.2 Moment d'abduction/adduction au genou (plan frontal)

La littérature montre de nombreuses études concernant les moments d'adduction et d'abduction au genou chez les adultes sains et avec prothèses. Les résultats des sujets sains sont résumés dans les deux premières colonnes du Tableau 1-2 et les résultats des sujets avec prothèses sont résumés dans les deux dernières colonnes du Tableau 1-2. Nous présenterons les résultats de 8 études sur les mouvements d'abduction/adduction en %Poids*Taille. Concernant les moments d'abduction, les plages de variations sont de [-1.7 ; 0.9] pour les sujets sains et de [-2.2 ; 1.5] pour les sujets avec prothèses. Concernant les moments d'adduction, les plages de variations sont de [2.7 ; 3.9] pour les sujets sains et de [1.2 ; 3.9] pour les sujets avec prothèses.

Certains auteurs parlent d'un moment externe (bras de levier * force de réaction au sol) alors que d'autres parlent d'un moment interne (résultat de la dynamique inverse et représentant les actions musculaires et/ou ligamentaires et articulaires. Pour les moments internes au genou pendant la marche, il n'y a pas vraiment de pics d'adductions (valeur presque toujours négative dans les conventions de l'ISB) mais deux pics d'adductions.

Dans ces études, les moments d'abduction pour les sujets avec prothèses sont légèrement plus élevés que ceux des sujets contrôles tandis que les moments d'adduction des sujets avec

prothèses sont plus faibles que ceux des sujets contrôles. Les études s'accordent donc à dire qu'il y a une réduction des deux pics caractéristiques du moment d'adduction au genou (« *Knee Adduction Moment* » en anglais pour KAM). Cependant, à notre connaissance, il n'y a pas d'étude qui se soient penchées sur la comparaison directe des prothèses PS et 2C par une méthode de dynamique inverse

Tableau 1-2 : Moments d'abduction/adduction %BH*BW

Sujets avec prothèses		Sujets sains	
Étude	Pic de moment d'Abduction/adduction %BH*BW	Étude	Pic de moment d'Abduction/adduction %BH*BW
Brugioni et al, 1990 (n=14)	-0,2 (abd) 3,9 (add)	Brugioni et al 1990	-0,34 (abd) 3,9 (add)
Saari et al, 2005 (n=39, 42 genoux)	-2,2 (abd) 2,5 (add)	Saari et al, 2005 (n=18)	-1,7 (abd) 3,7 (add)
Orishimo et al, 2012 (=17)	3,0 (add)	Orishimo et al, 2012	N/A
Zabala et al, 2013 (n=45)	2.67± 0.64 (add) 1 ^{er} pic 1.65 0.77(add) 2 nd pic	Zabala et al, 2013 (n=45)	2.94±0.73 (add) 1 ^{er} pic 1.50±0.57 (add) 2 nd pic
Alnahdi et al, 2011 (N=24)	2,5 ± N/A(add) 1 ^{er} pic	Alnahdi et al, 2011	N/A

Sujets avec prothèses		Sujets sains	
Étude	Pic de moment d'Abduction/adduction %BH*BW	Étude	Pic de moment d'Abduction/adduction %BH*BW
Benedetti et al 2003 (n=9)	1.5 ± 0.9(abd) -1.2± 1.3(add) 1 ^{er} pic -0.7± 1.7 (add) 2 nd pic	Benedetti et al 2003 (n=10)	0.9 ± 0.6 max(abd) -2,7± 1.2(add) 1 ^{er} pic -2.0±1 (add) 2 nd pic
Prodromos et al, 1985, (N=21)	2.7(add)	Prodromos et al, 1985, (N=Non-indiqué)	N/A

1.4.2.3 Moment de rotation interne/externe (plan transverse)

Il y a peu d'études rapportant les pics de moment de rotation pour les sujets sains, aussi reportons-nous uniquement les valeurs de l'étude de (Zabala, 2013), où le pic du moment de rotation externe est de 0.24 ± 0.11 (%Poids*Taille) et le pic du moment de rotation interne de 1.01 ± 0.24 (%Poids*Taille). Il y a peu d'études rapportant les pics de moment de rotation pour les sujets avec prothèses, aussi reportons-nous uniquement les valeurs de l'étude de (Hatfield, 2011). Cependant les données sont rapportées en Nm/kg et non en %BW*BH. Le pic du moment de rotation externe est de 1.37 ± 1.02 Nm/kg, et le pic du moment de rotation interne de 1.03 ± 0.75 Nm/kg.

1.4.3 Résumé de la dynamique 3D des sujets avec prothèses

Plusieurs études ont décrit la dynamique dans le plan sagittal (Alnahdi, Zeni, & Snyder-Mackler, 2011 ; Benedetti, 2003 ; Hatfield, 2011 ; Hilding, Lanshammar, & Ryd, 1996 ; Mandeville, 2007 ; Orishimo, Kremenic, Deshmukh, Nicholas, & Rodriguez, 2012), mais très peu ont décrit la dynamique dans les autres plans. De plus, la plupart des études sur la dynamique 3D sont rétrospectives et ne comportent pas de groupe contrôle, ou alors le nombre de sujets PTG étudié est trop faible pour avoir une puissance statistique suffisante à l'interprétation des résultats. Quant à la littérature en dynamique comparant directement les types de prothèses PS et 2C entre elles, elle est inexistante à notre connaissance.

Les auteurs s'accordent en général à dire que la dynamique est anormale suite à la PTG (Andriacchi, 1982 ; Hilding et al., 1996 ; Hilding, Ryd, Toksvig-Larsen, Mann, & Stenström, 1999 ; Kramers-de Quervain, 1997). La flexion du genou est réduite, tandis que les moments d'abduction augmentent et que le KAM diminue. Même si les résultats cliniques des patients post-PTG sont bons (Kramers-de Quervain, 1997), la vitesse de marche est réduite, avec une réduction de la longueur des pas et une réduction de la phase d'appui chez tous les sujets. Les plateformes de forces révèlent une marche non dynamique avec de faibles modulations de la force verticale. De plus, il apparaît un patron de marche asymétrique léger, mais présent chez la plupart des patients.

1.4.4 Puissance articulaire à la marche

1.4.4.1 Puissance articulaire : Sujet sain

Quelques études (Chen, 1997 ; Dumas & Cheze, 2008) ont étudié la puissance articulaire afin de caractériser le mouvement de sujets sains, enfants et adultes respectivement. La Figure 1.16.A illustre les courbes typiques de puissances articulaires de 10 sujets sains à la marche à la hanche. On observe une forte variabilité, mais un net pic de puissance positive de 0.18 vers 50% du cycle de marche, correspondant à une génération d'énergie (Noté H3). La Figure 1.16.B correspond à la puissance articulaire au genou. Les valeurs restent dans une plage de

valeur entre -0.15 et 0.05. On observe un pic de puissance négative lors de la phase de chargement (K1) à -0.14 et lors de la phase pré-envol (K3) à -0.6 et envol (K4) à -0.15. Ces trois pics correspondent à de l'absorption d'énergie. La Figure 1.16.C correspond à la puissance articulaire de la cheville. On observe que la puissance reste dans une plage de valeur entre 0.05 et -0.22 à part pour un pic positif caractéristique lors de la phase pré-envol (A3) à 0.57, correspondant à une génération d'énergie.

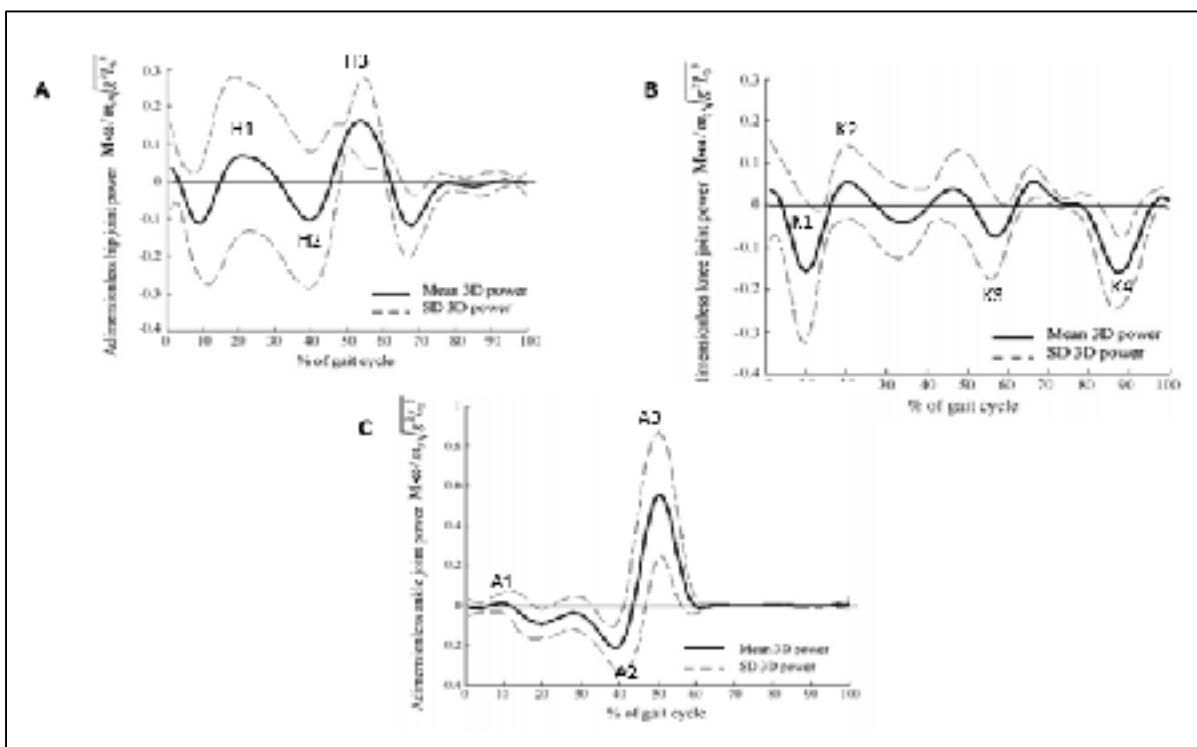


Figure 1.16 : Puissance articulaire de N= 10 volontaires sains adultes à la marche. (A) Puissance articulaire à la hanche (B) Puissance articulaire au genou, (C) Puissance articulaire à la cheville. Tirée de (R. Dumas & Cheze, 2008)

1.4.4.2 Puissance articulaire : Sujet avec PTG

Quelques études, comme celle de (Levinger, 2013), ont utilisé la puissance articulaire pour étudier les pics caractéristiques à la marche de sujets avec prothèse (Figure 1.17). On remarque que pour tous les pics caractéristiques, les valeurs des sujets avec prothèses sont inférieures à celles des sujets sains. Cela est caractéristique d'une marche relativement non dynamique avec

une courbe plus aplatie. On remarque une différence significative entre sujets sains et pathologiques à K3 ($p < 0.05$). Cependant, aucune étude n'a directement comparé les sujets avec PTG PS de ceux avec 2C.

	Post-Surgery Surgical Group	Control Group	Post-Surgery vs Control
			P Value
Peak joint powers (W/kg)			
H1 power generation	0.63 ± 0.28	0.76 (0.48)	1.000
H2 power absorption	-0.58 ± 0.31	-0.89 (0.41)	0.598
H3 power generation	1.63 ± 0.49	2.17 (0.63)	0.852
K1 power absorption	-0.61 ± 0.30	-0.91 (0.46)	0.386
K2 power generation	0.17 ± 0.15	0.25 (0.17)	0.291
K3 power absorption	-1.09 ± 0.40	-1.70 (0.43)	0.029
A1 power generation	0.11 ± 0.07	0.18 (0.13)	1.000
A2 power absorption	-0.76 ± 0.18	-0.74 (0.25)	1.000
A3 power generation	3.70 ± 0.98	4.06 (0.84)	0.436

Figure 1.17 : Différences en puissance articulaires entre un groupe post-op PTG et un groupe contrôle. Tirée et adaptée de (Levinger, 2013)

1.4.5 Angle 3D : Adulte sain à la marche

Il y a encore peu d'études utilisant l'angle 3D comme outil d'interprétation du mouvement, aussi nous baserons-nous uniquement sur les travaux de (Dumas & Cheze, 2008). Chez l'adulte en bonne santé, sur la fin de l'appui, la poussée vient essentiellement de la cheville (Figure 1.18.C), et pour le préchargement également. On observe que la cheville est plutôt dans des configurations de marche en propulsion ou résistance et passe assez peu de temps en configuration de stabilisation. En ce qui concerne la hanche (Figure 1.18.A), celle-ci va se trouver durant tout l'appui en stabilisation et passe rapidement dans une configuration de propulsion en toute fin d'appui puis dans une configuration de résistance lors de la phase d'envol. Quant au genou (Figure 1.18.B), celui-ci est principalement en configuration de stabilisation durant toute la phase d'appui, sauf lors de la phase de chargement où on observe un pic en propulsion et dans la phase initiale d'envol avec un pic en résistance.

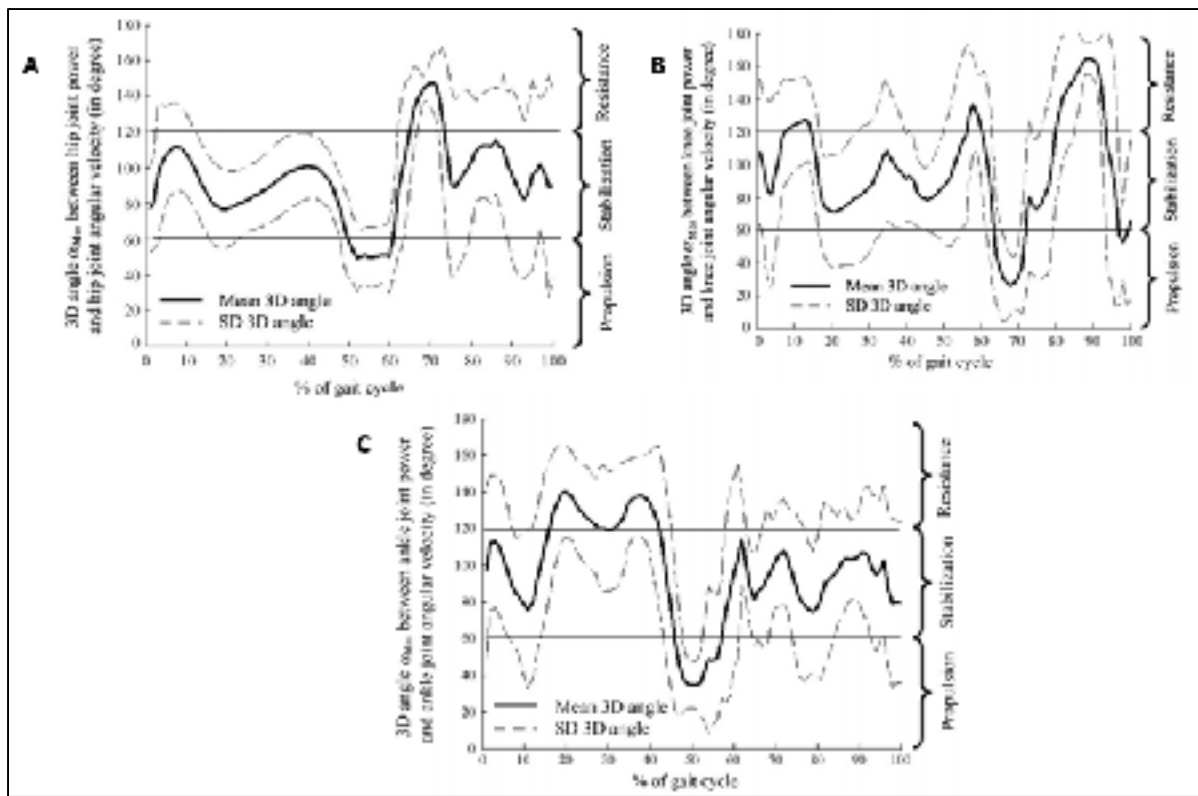


Figure 1.18: Angle 3D de N= 10 volontaires sains adultes à la marche. (A) Angle 3D à la hanche (B) Angle 3D au genou (C) Angle 3D à la cheville de (R. Dumas & Cheze, 2008)

1.5 Statistiques

Pour rappel, une p – *value* en statistiques est la probabilité qu’un processus aléatoire mène à un résultat particulier. Les test T ou les ANOVA décrivent les résultats de l’expérimentation que l’on a menée et la p – *value* associée décrit le comportement de données aléatoires lors d’une infinité d’expérimentations. Cette p – *value* renseigne donc sur les « chances » pour que des données aléatoires reproduisent le comportement de nos données expérimentales. Afin d’effectuer des comparaisons statistiques entre des populations de sujets (sujets pathologiques et sujets sains ou encore deux populations pathologiques), il est utile d’employer des outils statistiques adaptés. En médecine, ce concept est généralement utilisé pour comparer deux populations, via un test T (Student). Par contre, il est également reconnu que si on cherche à comparer deux population à travers un nombre important de variables corrélées entre elles, on risque d’augmenter l’erreur de type 2, c’est à dire les chances de détecter des différences

significatives alors qu'il n'y en a pas. En biomécanique, où on analyse des courbes continues, effectuer des tests T répétés sur 100 points d'une courbe constitue donc un risque d'augmentation de cette erreur.

Dans ce contexte, de plus en plus de chercheurs ont utilisé la méthode de *Statistical Parametric Mapping* (SPM) qui consiste essentiellement à réduire la dimensionnalité des données. À l'origine, SPM a été développée pour analyser la *3D brain function* dans les années 1990 (Friston et al., 1994). Depuis quelques années, il a été montré que la SPM est généralisable à la biomécanique (Pataky, 2012 ; Pataky et al., 2014) et, entre autres, en une dimension (1D) (trajectoires), en 2D (champs de pression) et en 3D (champs de contrainte).

Pour résumer assez simplement, la SPM calcule d'abord une suite continue statistique de tests 1D (par exemple la statistique t) à partir d'un ensemble de données 1D mesurés expérimentalement (par exemple des moments). Cette étape est équivalente au calcul de la moyenne et de l'écart-type 1D, ce qui est souvent fait dans la littérature biomécanique. La technique de la SPM effectue ensuite une inférence statistique avec une erreur de type I avec un taux α . Elle calcule ensuite la valeur statistique de test critique (un seuil) au-dessus de laquelle la statistique de test aléatoire ne traverserait que $(1 - \alpha) \%$ d'un nombre infini d'expériences identiques. Ainsi, si cette suite continue statistique observée expérimentalement dépasse cette valeur critique (ce seuil), l'hypothèse nulle est rejetée.

Ainsi, sur la (Figure 1.19), on lit le seuil critique comme étant représenté par les deux lignes rouges pour un α fixé à 5%. La ligne en noir représente la suite continue statistique de tests 1D. Si cette suite continue statistique dépasse le seuil critique, alors sur toute la zone grisée, et pour la p -value indiquée, l'hypothèse nulle est rejetée. Dans notre exemple, à la cheville en adduction/abduction, cela signifie que de 20 à 50% du cycle de marche, il y a une différence significative ($p < 0.001$) entre les deux populations observées. Plus concrètement cela signifie que la population de sujets sains présenterait des moments en abduction plus importants que les sujets PTG.

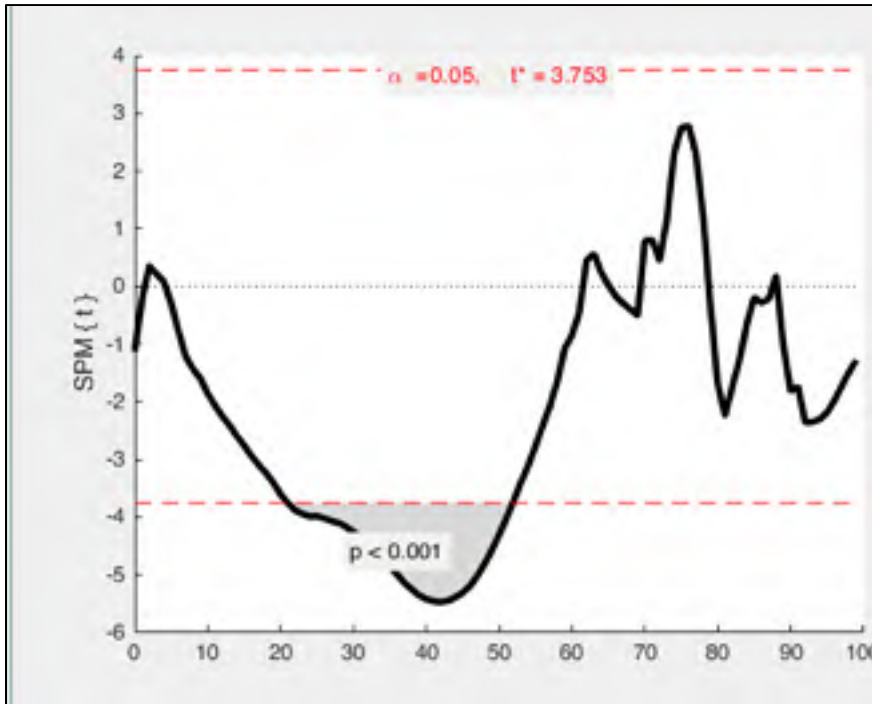


Figure 1.19 : Exemple d'une application de la SPM à notre étude.
 Comparaison du moment à la cheville d'une population PTG et
 d'une population de sujets sains à la marche sur tapis roulant.
 Seuil (en rouge) pour $\alpha = 0.05$

Par la suite, pour nos trois études, le schéma de SPM ne sera pas présenté mais un résumé des résultats sera fourni.

CHAPITRE 2

PROBLEMATIQUE ET OBJECTIFS

2.1 Rappel de la problématique

L'arthroplastie du genou est une option courante pour les patients souffrant d'arthrose. Cependant, le nombre de chirurgies pour PTG a grandement augmenté ces dernières années (Coutu et al., s.d.) du fait du vieillissement de la population et donc de la prévalence de l'arthrose. Les prévisions tendent à montrer une continuelle augmentation du nombre de chirurgies dans les années à venir (Kurtz et al., 2005). L'insatisfaction d'un nombre non négligeable de patients suite à la pose totale de prothèse du genou (PTG) a un impact de plus en plus important dans notre société si on considère le nombre grandissant de chirurgies faites chaque année. Bien que le genou soit une articulation complexe du point de vue biomécanique et anatomique, la technique de la pose de PTG est censée être maîtrisée depuis de nombreuses années. Or, l'insatisfaction des patients suite à leur PTG reste stable aux alentours de 20% à travers le temps, ce qui interroge de nombreux chirurgiens orthopédistes. Ces derniers ont alors proposé de réintroduire une prothèse préservant le plus de structures possibles au niveau du genou : les prothèses 2C, qui préservent les ligaments croisés. Cette prothèse avait été mise de côté auparavant du fait de la complexité de sa mise en place, et l'on avait favorisé l'implantation de prothèse PS, effective, mais réséquant les ligaments croisés. Si les avantages théoriques des prothèses 2C (meilleure proprioception, marche plus proche de celle d'un sujet sain, moins de douleur...) venaient à être prouvés, alors la difficulté de sa mise en place pourrait ne plus justifier sa non-utilisation. La dynamique inverse est un outil puissant pour mieux comprendre l'impact de la pose d'une prothèse sur la biomécanique du membre inférieur. Or, à notre connaissance, aucune étude n'a directement comparé les prothèses 2C aux prothèses PS. C'est donc dans cette optique que prend place cette étude.

2.2 Objectifs

2.2.1 Objectif principal

L'objectif principal de ce projet de maîtrise est de comparer la dynamique tridimensionnelle du genou de deux différents designs de prothèses totales du genou : les implants postéro-stabilisés (PS) qui résèquent les ligaments croisés, et les implants qui les préservent (2C).

2.2.2 Objectifs secondaires

Le premier objectif secondaire est de décrire l'évolution de la dynamique tridimensionnelle du genou suite à la pose d'une prothèse totale du genou, puis de comparer cette dynamique à un groupe contrôle sain et jeune.

Le second objectif secondaire est de décrire la marge de stabilité des sujets avec prothèse totale de genou dans les directions médio-latérale et antéro-postérieure.

2.3 Hypothèses

2.3.1 Hypothèse n°1

Le design de l'implant, c'est-à-dire la préservation (2C) ou non des ligaments croisés (PS), a un impact sur la dynamique tridimensionnelle de la cheville, du genou et de la hanche à la marche.

2.3.2 Hypothèse n°2

Après une pose de prothèse totale du genou, les patients ayant une prothèse auront une dynamique différente des patients sains et jeunes mais la stratégie de marche des sujets avec PTG devrait rester semblable à celle de sujets sains. L'étude de l'angle 3D montrera des

configurations de stabilisation à la hanche et au genou et des configurations de propulsion à la cheville.

2.3.3 Hypothèse n°3

L'étude de la marge de stabilité devrait montrer une plus grande variabilité chez les sujets 2C que les sujets PS dans les directions ML et AP.

CHAPITRE 3

ÉTUDE N°1 : EFFET DU CHOIX DE L'IMPLANT DU GENOU (PS VS 2C) SUR LA DYNAMIQUE 3D A LA CHEVILLE, AU GENOU ET A LA HANCHE

Comme spécifié en avant-propos, ce projet de maîtrise fait suite à une collecte préalable de données dans le cadre d'un précédent projet de maîtrise (Larose, 2015).

3.1 Méthodologie

Ce projet a été réalisé en collaboration avec le service d'orthopédie de l'hôpital Notre-Dame du Centre Hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM). Toutes les acquisitions biomécaniques ont été réalisées au Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO) de l'École de Technologie Supérieure (ÉTS). Le projet a été approuvé par le comité d'éthique de la recherche du CHUM et de l'ÉTS.

3.1.1 Population de l'étude

Tous les sujets ont été opérés par le même chirurgien. Les participants ont été randomisés dans deux groupes pour recevoir soit une prothèse PS soit une prothèse 2C. Parmi les 19 sujets de l'étude de cinématique 3D de (Larose, 2015), seulement 11 sujets (5 PS et 6 2C) étaient exploitables pour notre étude en dynamique 3D, en raison d'un dérèglement au niveau du tapis de force lors d'un déménagement de laboratoire en cours de projet. Les forces de réactions au sol et les moments ne faisant pas partie de l'étude primaire, le problème n'a été détecté que plus tard. Les critères d'inclusion et d'exclusion sont décrits dans le mémoire de (Larose, 2015).

3.1.2 Le déroulement expérimental

3.1.2.1 Échauffement et choix de la vitesse de marche de confort

Dans un premier temps, une période d'adaptation de 10 minutes de marche a permis au participant de s'habituer à la marche sur tapis roulant. Leur vitesse de marche a été identifiée durant cette période.

3.1.2.2 KneeKG™, caméra VICON™ et plateforme de force

Suite à cette période d'échauffement, le patient est équipé afin de pouvoir enregistrer en temps réel ses mouvements en 3D. La cinématique 3D des patients a été mesurée lors de la marche sur tapis roulant à l'aide d'un harnais composé d'un exosquelette fixé à l'aide de bandes velcro au niveau du genou. Ce harnais porte le nom de KneeKG™. (Figure 3.1). Il s'agit d'une méthode non invasive permettant d'enregistrer le mouvement de l'articulation lors de la marche, tout en réduisant le mouvement des tissus mous (Lustig, Magnussen, Cheze, & Neyret, 2012). Afin de pouvoir précisément représenter le déplacement des os par les marqueurs, un calibrage a été effectué en utilisant la méthode FP (pour « Functional and Postural method ») (Hagemeister et al., 2005). Cette méthode permet de définir les systèmes d'axes des différentes structures (pieds, tibia, fémur et bassin) et de définir les centres articulaires (hanche, genou, cheville) tel que décrit dans la section suivante.

Le Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO) est équipé d'un système de capture du mouvement optoélectronique Vicon™ (version 2.8, Oxford Metrics, Oxford, UK) composé de 12 caméras qui produisent une lumière monochromatique rouge qui est réfléchiée par les capteurs réfléchissants positionnés sur le KneeKG™ ainsi que ceux sur les repères anatomiques du pied (1^{er} et 5^{eme} métatarses, malléoles externe et interne, talon et naviculaire).

Les tapis utilisés sont des tapis roulants AMTI™ pourvus de capteurs permettant d'enregistrer la force de réaction au sol. Ces capteurs sont des jauges de contraintes qui vont se déformer sous la charge d'un sujet.



Figure 3.1 : Photo du harnais
KneeKG™

3.1.2.3 Détermination des centres articulaires associés à chacun des segments

La première étape consiste à déterminer des centres articulaires de la hanche, du genou et de la cheville :

- Hanche (CH) : Un mouvement de circumduction de la jambe instrumentée (Figure 3.2 b) permet de déterminer la position du centre de la tête fémorale et donc le centre de la hanche. Le bassin est identifié grâce au marqueur sacral sur la ceinture pelvienne ;
- Genou (CG) : Les épicondyles médiaux et latéraux du genou sont pointés à l'aide d'une baguette de pointage. Le centre de cette ligne correspond à une première approximation du centre du genou. Un mouvement de flexion/extension ((Figure 3.2 c) permet de déterminer un axe de flexion/extension moyen sur lequel sont projetés perpendiculairement les deux épicondyles. Le milieu de ces points correspond au centre du genou.

- Cheville (CC) : Le centre entre les deux malléoles (médiale et latérale) est déterminé à l'aide de marqueurs réfléchissants positionnés sur le pied combinés à l'axe du tibia. L'intersection entre ces deux lignes correspond au centre de la cheville.

3.1.2.4 Définition des systèmes d'axes de références anatomiques locaux : fémur(f) et tibia (t).

Les axes de références anatomiques sont déterminés lors de mouvements de faibles amplitudes de flexion/extension du genou en position debout (Figure 3.2.d). Ainsi, lorsque le fémur et le tibia sont le mieux alignés dans le plan sagittal (correspondant à un angle de flexion du genou le plus proche de 0°), on définit l'axe longitudinal **Y**.

L'axe Y du fémur **Yf** (Direction Proximo-Distal : PD) passe du CH au CG et l'axe Y du tibia **Yt** passe du CG au CC. Les axes **Xf** et **Xt** (Direction Anterior-Posterior : AP) se trouvent dans la plan sagittal, perpendiculaire aux axes **Yf** et **Yt**.

Les axes **Zf** et **Zt** (Direction Médial-Latéral : ML), sont perpendiculaires aux deux autres axes respectifs du fémur et du tibia ((Figure 3.2.e).

L'origine des axes est définie au CG.

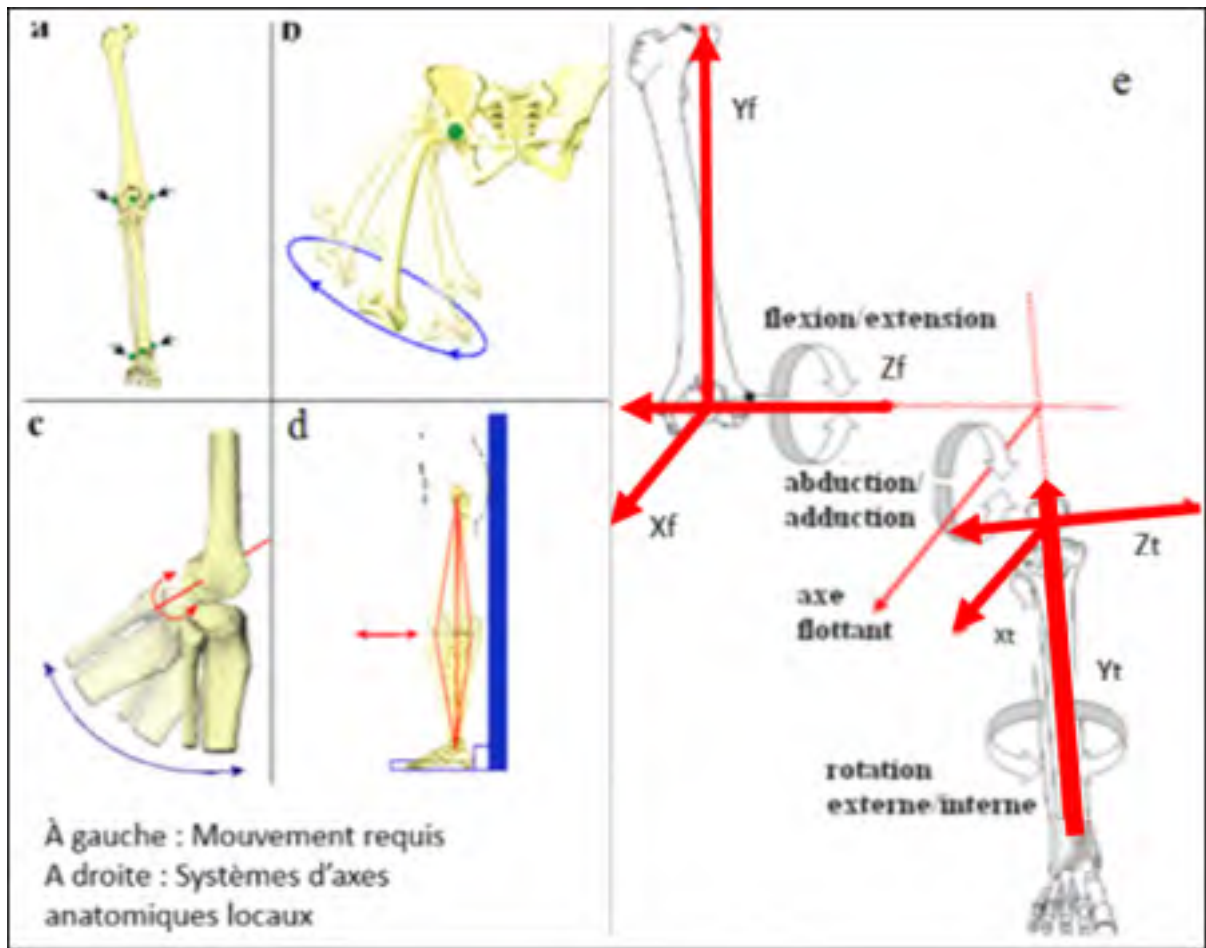


Figure 3.2 :Étapes et mouvements requis pour la calibration mFP.

:

Pour le pied, les axes sont définis suivant la convention de l'ISB selon l'article de (Wu, 2002).

3.1.2.5 Exercices de marche

Après avoir été équipé du KneeKG™ ainsi que des marqueurs réfléchissants au niveau des pieds, trois essais de marche sur le tapis roulant, de 45 secondes chacun, sont enregistrés. Le calibrage était effectué à la fin de chacun de ces essais.

3.1.3 Traitement des données

Le traitement des données a été effectué selon une routine Matlab™ (MathWorks, v2019b) développée au LIO. Cette routine permet, en première étape, d'extraire les données dynamiques brutes, soit la cinématique, à partir du système KneeKG™ et les forces et les moments au sol à partir des plateformes de forces. Ensuite, une seconde étape consiste en une méthode de découpage des cycles de marche (CM). Le contact du talon au sol est détecté dès que la force verticale atteint 2% du poids corporel du sujet (Gourdou, 2010). Le calcul de dynamique inverse est ensuite réalisé selon (Dumas & Chèze, 2007b) en utilisant les matrices homogènes (voir section 3.1.3.1). Par la suite, seuls les 15 cycles les plus répétables sont conservés par RMS (*Root Mean Square*)(Liu, 2014). Pour chaque sujet, une moyenne de ces 15 cycles les plus répétables est réalisée et une normalisation sur 100% du CM est effectuée. Une division des forces par le poids ($N/m_0 * g$) et des moments par le poids et la taille ($N.m/m_0 * g * l_0/2$) est réalisée. Enfin, les moyennes des forces, moments, angle 3D et puissance articulaire sont réalisées pour toutes les articulations (hanche, genou et cheville) des sujets PS et 2C. Les données des sujets avec une prothèse du côté gauche ont été symétrisées pour être traitées comme des sujets avec prothèses du côté droit pour garder les mêmes conventions de signe. De plus, il est important de noter que nous avons pris BW (*Body Weight*) comme la masse du sujet en newton et BH (*Body Height*) comme la taille du sujet en mètre. Nous avons divisé BH par deux afin de ne prendre en compte que la longueur du membre inférieur pour nos calculs. Concernant la puissance articulaire, celle-ci a été divisée selon l'équation (3.2) tiré de (Hof, 2017).

$$Puissance_{articulaire} = W / (m_0 * \sqrt{g^3} * l_0) \quad (3.1)$$

3.1.3.1 Calcul de la dynamique inverse : Définir le repère global :

Le repère global est celui du laboratoire avec **X** positif dans le sens de la marche, **Y** perpendiculaire aux plateformes de forces, positif orienté vers le haut, et **Z** perpendiculaire au

plan formé par **XY** et positif orienté vers la droite. L'acquisition de marche sur les plateformes de forces AMTI™ ainsi que les marqueurs sur les différents segments du corps, nous permettent d'obtenir les forces et les moments de réactions au sol et d'enregistrer la trajectoire des marqueurs (positions et orientations des segments dans le temps). La trajectoire des marqueurs permet d'obtenir des informations cinématiques (géométrie du mouvement dans le temps) tandis que les forces et les moments permettent d'étudier l'action mécanique.

3.1.3.2 Propriétés inertielles et paramétriques des segments :

Grâce à des tables anthropométriques (Dumas, 2007) et à partir de la masse du sujet et de la longueur de chaque segment (déduite par la mesure entre deux centres articulaires définis suite à l'identification des repères anatomiques), on trouve la masse du segment (en pourcentage de la masse totale), la position du centre de masse du segment (en pourcentages de la longueur du segment selon les trois axes du repère local) et les moments et produits d'inertie du segment (en pourcentages de la longueur du segment élevé au carré et multiplié par la masse segmentaire).

Le calcul de la masse d'un segment s'effectue en multipliant la masse du corps par le coefficient correspondant au segment, selon l'équation (3.2)

$$Masse_{Segment} = (Coefficient_{Segment} * Masse_{Corps}) \quad (3.2)$$

La position du centre de masse du segment s'effectue en multipliant la longueur du segment par le coefficient correspondant au segment selon la table utilisée.

3.1.3.3 Calculs des moments et forces inter-segmentaires

En utilisant toutes les informations précédentes (repères global et local, forces et moments externes, ainsi que les paramètres inertiels des segments étudiés), les équations (3.5) et (3.6) sont résolues et on calcule les moments et forces inter-segmentaires par la méthode de dynamique inverse décrite dans (R. Dumas & Chèze, 2007b) et détaillé un peu plus bas. Dans

ce mémoire, nous utiliserons la méthode des matrices homogènes. Concernant les repères *Inertial Coordinate System* (ICS) et *Segmental Coordinate System* (SCS), ceux utilisés dans ce mémoire, sont ceux définis par les conventions de l'International Society of Biomechanics (ISB) (Wu, 2002).

$$\sum \vec{F} = \frac{d}{dt}(m\vec{v}) = m\vec{a} \quad (3.3)$$

$$\sum \overrightarrow{M(O)} = \frac{d}{dt}([I]\vec{\omega}) \quad (3.4)$$

La force $F_{\text{proximale}}$ et le moment $M_{\text{proximale}}$ au niveau de l'articulation proximale sont calculés en fonction des forces articulaires distales F_{distale} et des moments M_{distale} , de la gravité g , de la cinématique et des paramètres inertiels des segments. Le calcul commence au niveau du pied où F_{distale} et M_{distale} sont les forces et moments de réaction au sol. Ainsi, en utilisant le principe d'action-réaction et via un calcul récursif, on calcule les forces et moments des segments supérieurs (pied, tibia et fémur). En résumé, en sachant $F_{\text{proximale}}$ et $M_{\text{proximale}}$ déjà calculés dans le segment distal, on peut calculer les forces et moments du segment proximal.

Nous utilisons la méthode basée sur des matrices homogènes (Figure 3.3), donc toutes les cinématiques linéaires et angulaires ont été incluses dans la matrice d'accélération $\mathbf{H} = \ddot{\mathbf{T}} \cdot \mathbf{T}^{-1}$ et les paramètres d'inertie sont reportés dans une matrice d'inertie \mathbf{J} .

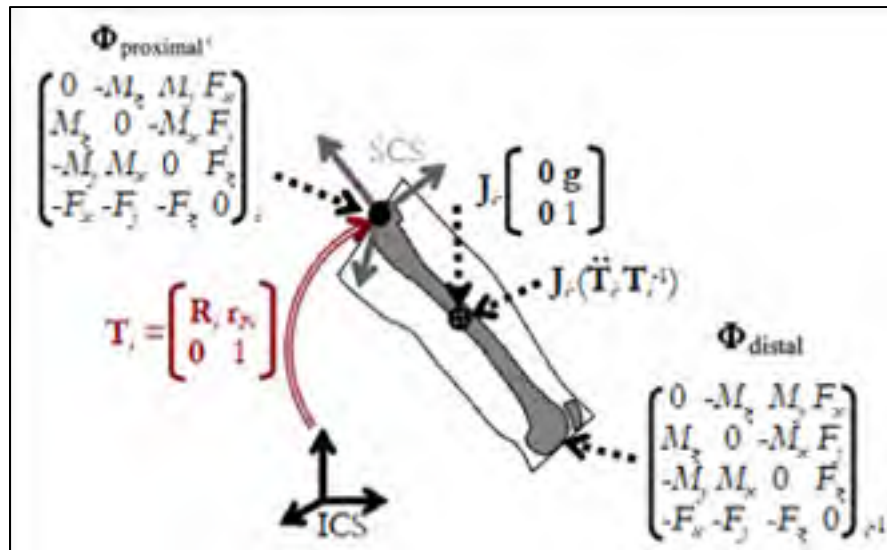


Figure 3.3 : Calcul de la dynamique inverse via les matrices homogènes. \mathbf{T} représente la matrice homogène, \mathbf{R} la matrice de rotation et \mathbf{J} la matrice d'inertie.

Tirée et adaptée de (R. Dumas & Chèze, 2007a)

3.1.3.4 Définition des repères : Hanche, genou et cheville

Dans ce projet, le repère global du sol est noté R1, celui de la cheville R2, celui du genou R3 et celui de la hanche R4. $(\vec{e}_1, \vec{e}_2, \vec{e}_3)$ sont les axes d'un « système de coordonnées articulaire ». Il s'agit d'une représentation virtuelle d'un mécanisme formé de trois pivots (type « suspension de Cardan ») qui représente l'articulation. Pour chacune des articulations, on fixe un des axes sur le segment proximal (solide « parent » dans la chaîne articulaire) et un axe sur le segment distal (solide « enfant » dans la chaîne articulaire). Par exemple, pour le genou, on positionne \vec{e}_1 sur \vec{Z}_3 , \vec{e}_3 sur \vec{Y}_2 , et \vec{e}_2 correspond à l'axe dit « flottant » \vec{f} . Les vecteurs sont orthogonaux deux à deux et le repère est non orthonormé (Figure 3.4).

Soit pour $i = 2$ (cheville)

$$\vec{e}_1 = \vec{z}_3 \quad (3.5)$$

$$\vec{e}_2 = \frac{\vec{Y}_2 * \vec{Z}_3}{\|\vec{Y}_2 * \vec{Z}_3\|} \quad (3.6)$$

$$\vec{e}_3 = \vec{Y}_2 \quad (3.7)$$

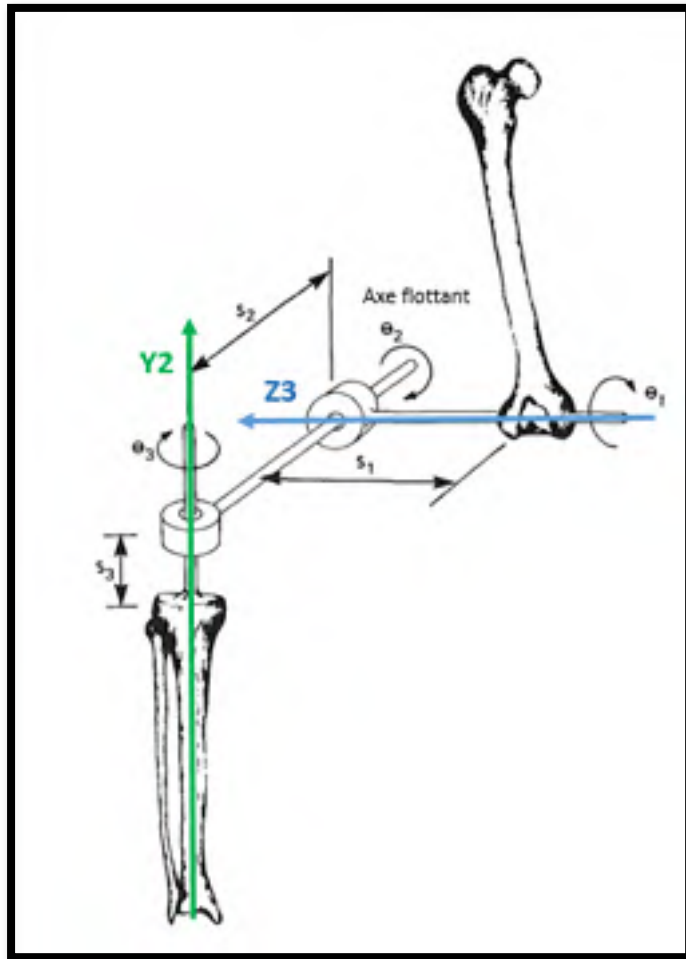


Figure 3.4 : Système de Coordonnées
articulaire (JCS).
Tirée et adaptée de (Grood & Suntay, 1983)

3.1.3.5 Interprétation des moments selon les axes

Une fois les repères anatomiques placés, on peut étudier les orientations relatives des articulations. On utilise également les axes $(\vec{e}_1, \vec{e}_2, \vec{e}_3)$ pour projeter les moments et permettre une interprétation des actions mécaniques (flexion/extension (FE), adduction/abduction (ADD/ABD), rotation interne/externe (RIE)) dans les articulations considérées (Derrick et al., 2020) Par exemple, au niveau du genou (R3), les moments selon \vec{e}_1 correspondent à de la FE, les moments selon \vec{e}_2 correspondent à de l'ADD/ABD et les moments selon \vec{e}_3 correspondent à de la RIE.

3.1.4 Liste des variables d'étude

Les variables étudiées aux 3 articulations (Hanche, genou et cheville) dans cette étude sont les suivantes :

- Forces et moments selon les notations de la (Figure 3.5).
- L'angle 3D avec une configuration en résistance de [120-180] °, une configuration en stabilisation de [60-120] ° et une configuration en propulsion de [0-60] °.
- La puissance articulaire avec une génération d'énergie si $P > 0$ et une absorption d'énergie si $P < 0$.

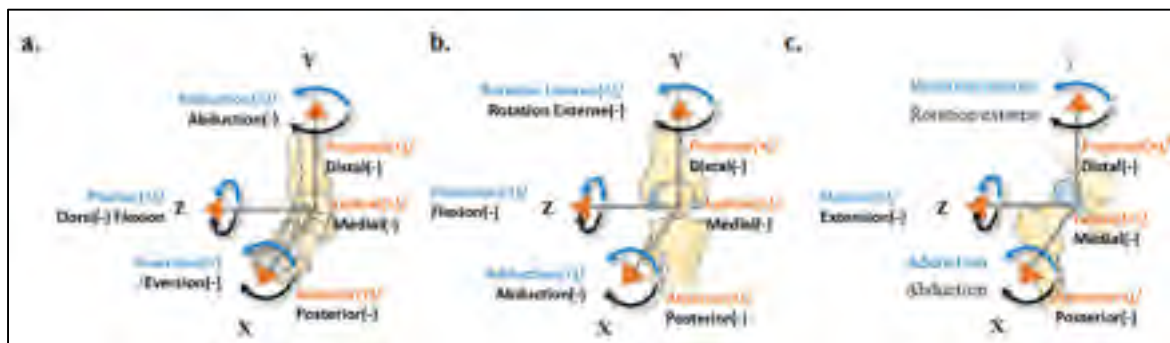


Figure 3.5: Illustration des repères segmentaires et les dénominations des moments (en bleu) et forces (en orange) articulaires pour la cheville (a), le genou (b) et la hanche (c) pour le côté droit. Tirée et adaptée de (W. Samson, Dohin, Hamme, Dumas, & Chèze, 2012)

La (Figure 3.6) est un schéma récapitulatif succinctement les différentes étapes de traitement des données pour cette première étude.

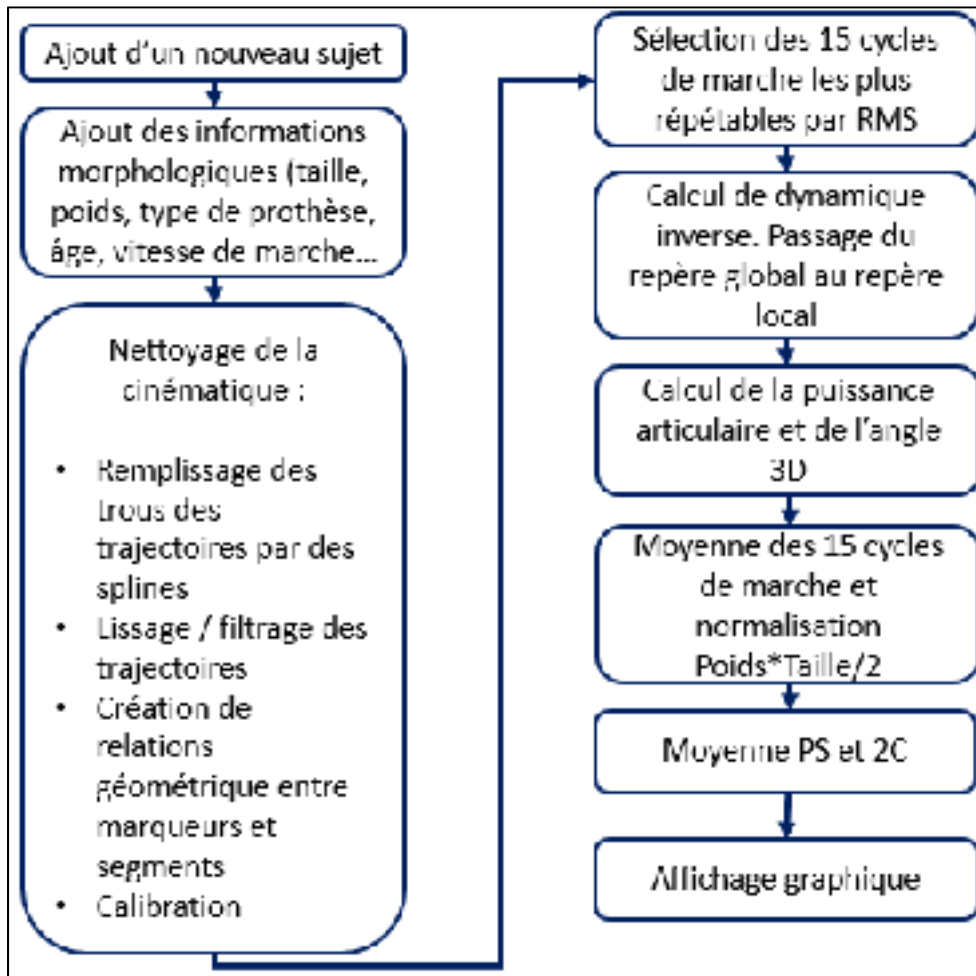


Figure 3.6 :Récapitulatif des étapes de traitement

3.1.5 Moyennes et statistiques

Les analyses sur les résultats de dynamique inverse (forces et moments) ainsi que la puissance articulaire et l'angle 3D ont été effectuées à l'aide de Matlab™ et Excel™. Les deux groupes avec PTG (PS et 2C) ont été comparés. Les hypothèses de normalité et d'égalité des variances ont été vérifiées respectivement avec les tests de Shapiro-Wilk et Levene. Tous les paramètres étudiés suivent une loi normale et ont donc été étudiés via une étude SPM pour laquelle la valeur α a été définie à 0.05

3.2 Résultats et discussions

3.2.1 Données démographiques

Les données démographiques des sujets avec prothèses sont résumées dans le Tableau 3-1 ci-dessous. Les deux groupes sont semblables pour le sexe, la taille, le poids et la vitesse de marche. Cependant, ils diffèrent pour l'âge.

Tableau 3-1 : Données démographiques des sujets avec prothèses

Paramètres		Groupe PS	Groupe 2C	Valeur P
		n=5	n=6	
		Moy(EC)	Moy(EC)	
âge (années)		64 (4,6)	57(4,5)	0,03**
Sexe	H/F	2/3	2/4	0,8
Taille(m)		1,6 (0,07)	1,6(0,08)	0,8
Poids (kg)		90,4(12,7)	89(13)	0,8
IMC*(kg/m ²)		34,1(4,1)	33,1(3)	0,6
Vitesse de marche (km/h)		1,7(0,47)	1,8(0,78)	0,7

*IMC : Indice de masse corporelle

**Différence statistique

3.2.2 PS vs 2C : Étude des forces et moments, de la puissance articulaire et de l'angle 3D de la cheville, du genou et de la hanche

Les tests de Student ainsi qu'une analyse SPM n'ont révélé aucune différence significative ($p > 0.05$) entre les prothèses PS et 2C, et ce, dans aucun plan, quelle que soit l'articulation (hanche, genou ou cheville) étudiée. Ainsi, pour la suite de l'étude, il ne sera pas fait de comparaison directe entre les deux prothèses, mais plutôt une description de la dynamique postopératoire des sujets avec prothèses (tous types confondus). Les sujets 2C seront

représentés graphiquement par la couleur bleue, les sujets PS par la couleur rouge clair. Le chevauchement des écarts-types PS et 2C est représenté par du rouge foncé.

3.2.2.1 Cheville

Moment et force articulaire

A la cheville, on remarque surtout des moments de dorsi-flexion avec un pic à -10 à 55% du CM (Figure 3.7.A) et des moments d'abduction avec un pic à -1.2 à 53% du CM (Figure 3.7.B). Les deux prothèses montrent des courbes semblables dans les 3 plans, mais on note cependant une plus grande variabilité des sujets 2C par rapport aux sujets PS dans le cas de l'inversion/éversion et l'adduction/abduction. En termes de force, les courbes PS et 2C sont semblables et on note surtout un effort distal lors de la phase d'appui avec un plateau autour de -1 entre 25% et 50% du CM (Figure 3.7.F). Il y a une plus grande variabilité des sujets PS par rapport aux sujets 2C pour la force médiale/latérale. Le résumé des moments à la cheville se trouve dans le Tableau 3-2.

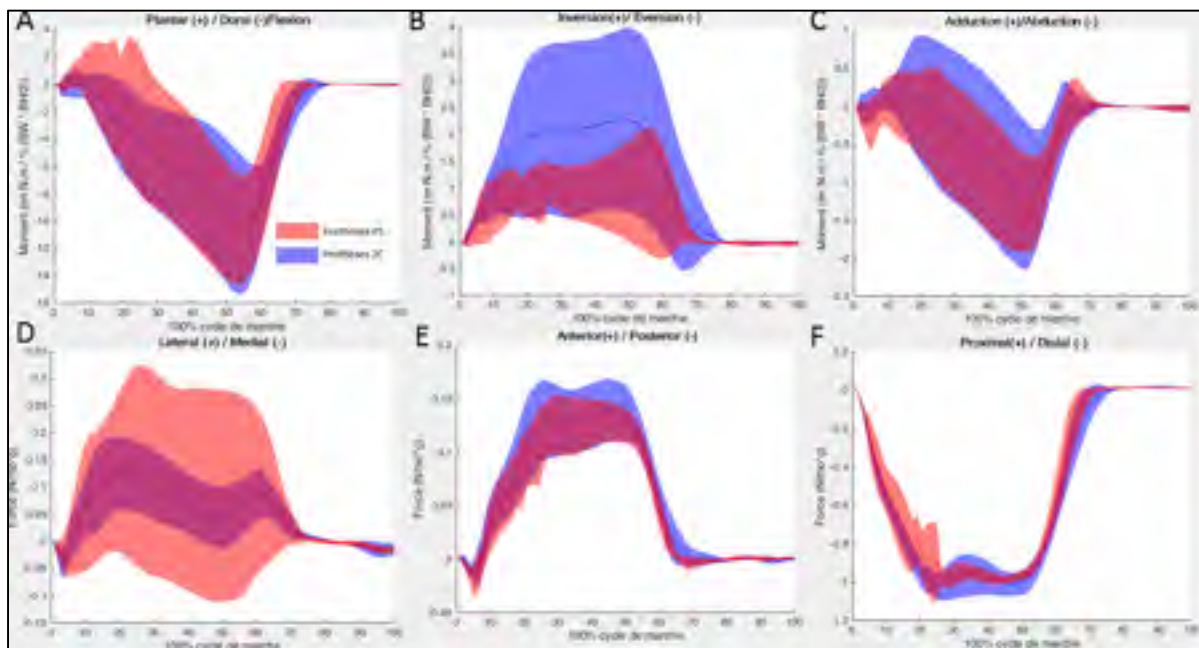


Figure 3.7 : Comparaison des forces et moments à la cheville des sujets PS (en rouge) et 2C (en bleu). (A) Moment de Plantar/Dorsi Flexion (B) Moment d'Inversion/Eversion, (C)

Moment d'Adduction/Abduction (D) Force latérale/médiale (E) Force Antérieure/Postérieure
(F) Force Proximal/Distal

Tableau 3-2 : Tableau récapitulatif des valeurs de moments à la cheville dans les 3 plans en N.m / %(BW * BH/2) pour les sujets PS et 2C

Articulations	Moments de Dorsi Flexion	Moments d'inversion/éversion	Moments d'adduction/abduction
Cheville	2C : 0.0 (Planti) -10.2 (Dorsi)	2C : 2.2 (INV)	2C : 0.1 (ADD) -1.1(ABD)
	PS : 0.7 (Planti) -10.6 (Dorsi)	PS : 0.9 (INV)	PS : 0.0 (ADD) -1.2 (ABD)

Puissance articulaire :

La puissance articulaire à la cheville montre des courbes similaires pour les deux types de prothèses. La puissance articulaire tend vers 0 à 75% du CM (Figure 3.8) pour les deux prothèses. Le pic A2, $P < 0$, correspond à une absorption d'énergie. Le pic A3 quant à lui correspond à une $P > 0$ et donc à une génération d'énergie pour les sujets avec PTG.

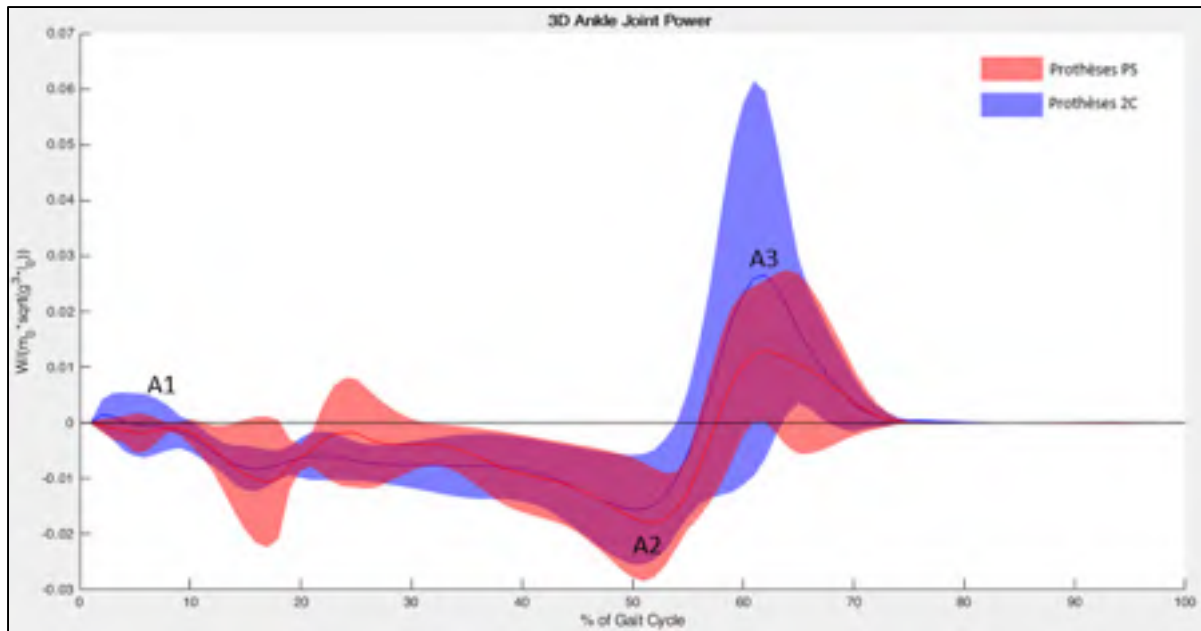


Figure 3.8 : Comparaison des courbes de puissance articulaire à la cheville entre sujets PS(en rouge) et 2C (en bleu)

Angle 3D :

L'angle 3D à la cheville révèle une alternance entre configurations de résistance durant la phase d'appui et de stabilisation durant la phase d'envol pour les sujets avec PTG. On remarque que lors de la phase de chargement, les PTG sont en configuration de résistance à partir de 5% du CM. Durant la phase de préenvol, les sujets PTG présentent de faibles passages en propulsion entre 60-70% du CM (Figure 3.9). Pendant la phase de simple appui, les sujets PS ont une configuration de résistance moins marquée et une plus grande variabilité que les sujets 2C. Le pic A3 de la puissance articulaire correspond à ce passage en configuration de propulsion pour les deux types de prothèses. Il y a donc une génération d'énergie afin de propulser le patient vers l'avant, cependant cette propulsion est relativement faible. Les sujets avec PTG ne semblent donc pas utiliser énormément leur cheville pour se propulser.

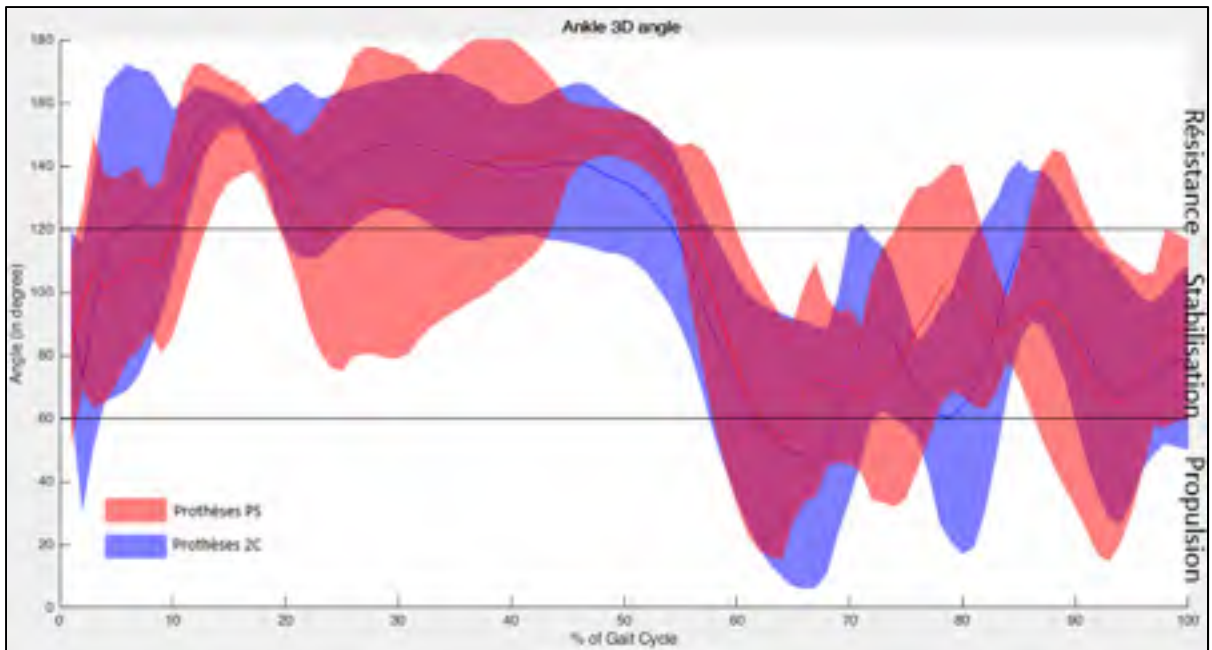


Figure 3.9 : Comparaison des courbes d'angle3D à la cheville des sujets PS (en rouge) et 2C (en bleu). Configuration en propulsion de $[0-60]^\circ$, configuration de stabilisation de $[60-120]^\circ$ et configuration de résistance de $[120-180]^\circ$.

3.2.2.2 Genou

Moments et forces articulaires :

Les moments articulaires aux genoux révèlent principalement de la flexion/extension. Le premier pic d'extension atteint 1 pour les PS et -0.7 pour les 2C. Le second pic d'extension atteint 0.9 pour les deux prothèses (Figure 3.10.A). Le pic d'abduction est à -3.4 pour les 2C et -4.1 pour les PS (Figure 3.10.B). Au niveau des forces, on observe principalement une force distale avec un plateau à -1 de 25% à 50% du CM (Figure 3.10 F). Les deux prothèses montrent des courbes semblables dans les trois plans au niveau des moments, mais on note cependant une plus grande variabilité (de plus grand écart-type) des sujets 2C par rapport aux sujets PS dans tous les plans sauf pour la force antérieure/postérieure. Le résumé des moments au genou se trouve dans le Tableau 3-3.

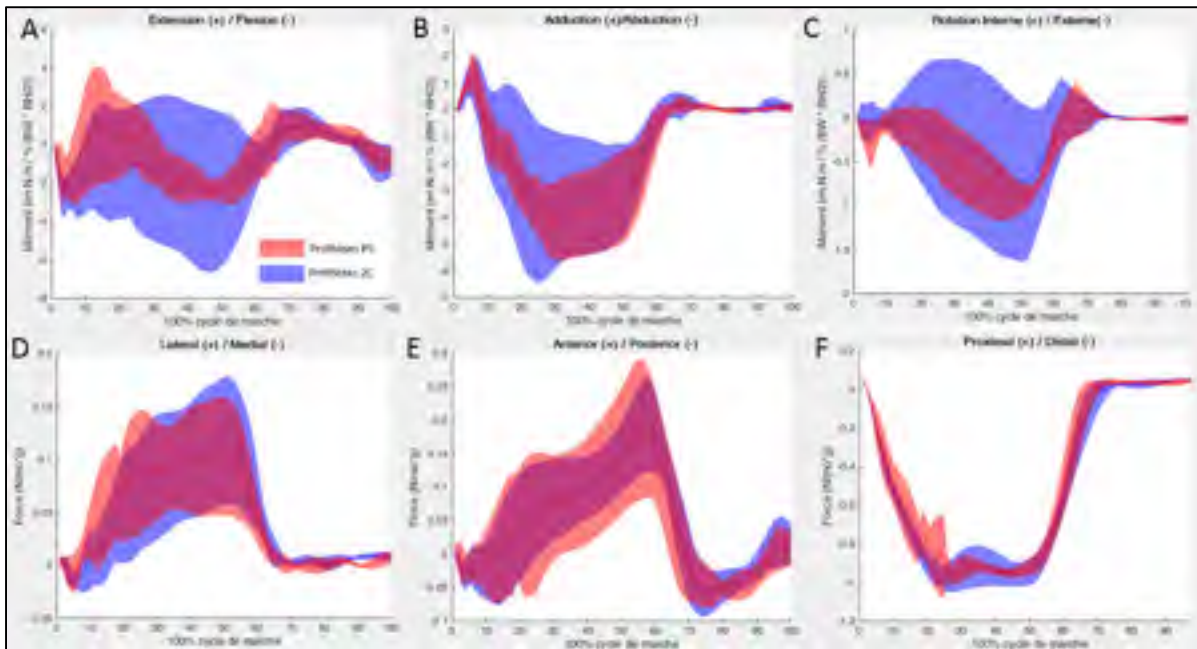


Figure 3.10 : Comparaison des forces et moments au genou des sujets PS (en rouge) et 2C (en bleu). (A) Moment d'Extension/Flexion, (B) Moment d'Adduction/Abduction (C) Moment de Rotation Interne/Externe (D) Force latérale/médiale (E) Force Antérieure/Postérieure (F) Force Proximal/Distal

Tableau 3-3 : Tableau récapitulatif des valeurs de moments au genou dans les 3 plans en N.m / $\%(\text{BW} * \text{BH}/2)$ pour les sujets PS et 2C

Articulations	Moments d'Extension/Flexion	Moments d'Adduction/Abduction	Moments Rotation Interne/Rotation externe
Genou	2C: -0.7 (E) 1 ^{er} pic 0.9 (E) 2 nd pic -2.4 (F)	2C : 1.0 (ADD) -3.47 (ABD)	2C :0.0 (RI) -0.7 (RE)
	PS: 1.0 (E) 1 ^{er} pic 0.9(E) 2 nd pic -2.3 (F)	PS : 1 3 (ADD) -4.1 (ABD)	PS : 0.0 (RI) -0.9 (RE)

Puissance articulaire :

Les passages d'absorption (K1, K3) et de génération d'énergie (K2) sont semblables pour les deux prothèses (Figure 3.11). On observe une alternance entre génération et absorption d'énergie tout au long du cycle de marche.

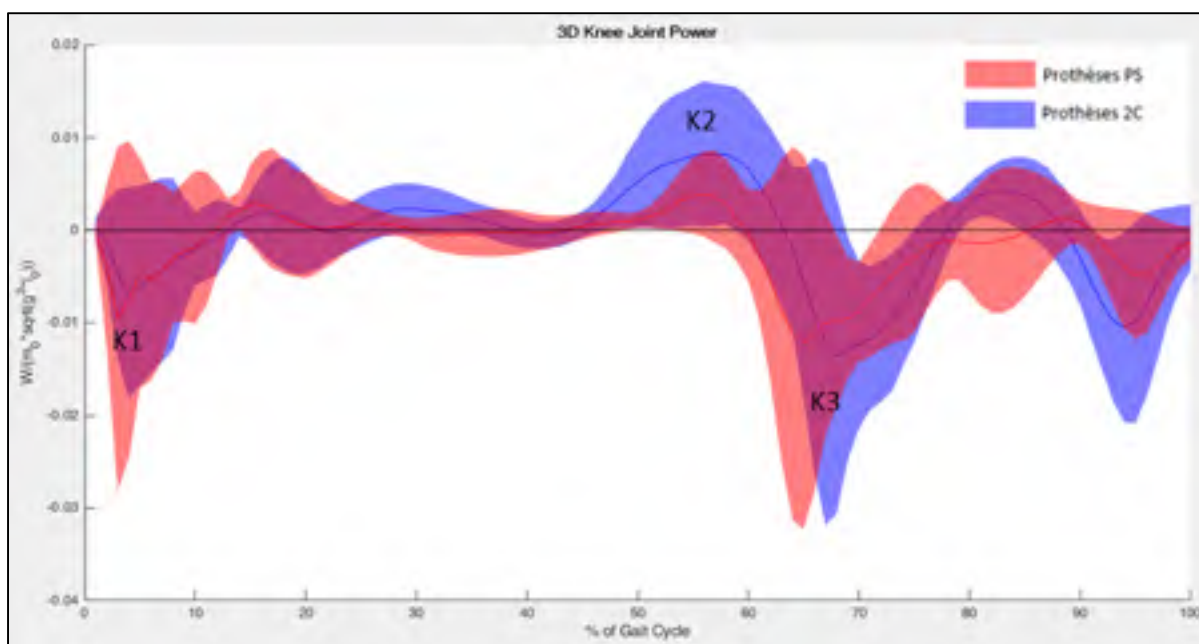


Figure 3.11 : Comparaison des courbes de puissance articulaire au genou entre sujets PS (en rouge) et 2C (en bleu)

Angle 3D :

On observe une configuration de stabilisation pour la phase d'appui et une alternance entre configuration de propulsion et de résistance en préoscillation et pendant la phase d'envol à partir de 50% du CM. Les passages en propulsion des sujets 2C semblent plus marqués que ceux des sujets PS (Figure 3.12). Le pic K1 ($P < 0$) de puissance articulaire en début de phase d'appui correspond à une configuration de stabilisation pour les sujets avec PTG. Le pic K2 ($P > 0$) de génération d'énergie correspond à une configuration de propulsion et le pic K3 ($P < 0$) d'absorption d'énergie correspond à une configuration de résistance.

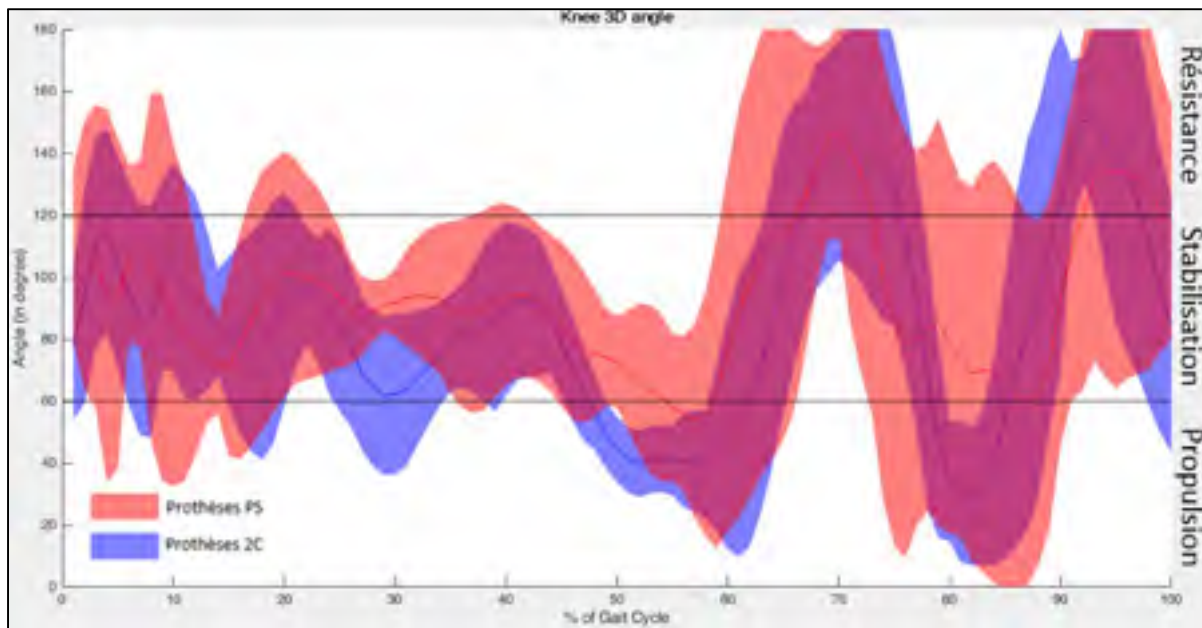


Figure 3.12 : Comparaison des courbes d'angle 3D au genou des sujets PS (en rouge) et 2C (en bleu). Configuration en propulsion de [0-60] °, configuration de stabilisation de [60-120] ° et configuration de résistance de [120-180] °.

3.2.2.3 Hanche

Moments et forces articulaires :

Les moments à la hanche révèlent principalement de l'extension (Figure 3.13.A). Le pic d'abduction est de -8.1 pour les 2C et -8.3 pour les PS (Figure 3.13.B). On observe une force distale de -0.8 de 25% à 50% du CM (Figure 3.13.F). Les deux prothèses montrent des courbes semblables dans les trois plans des moments, mais on note cependant une plus grande variabilité des sujets 2C par rapport aux sujets PS dans le cas de l'adduction/abduction (Figure 3.13.B) et en Rotation Interne/Externe (Figure 3.13.C). Un résumé des valeurs des moments se trouve dans le Tableau 3-4

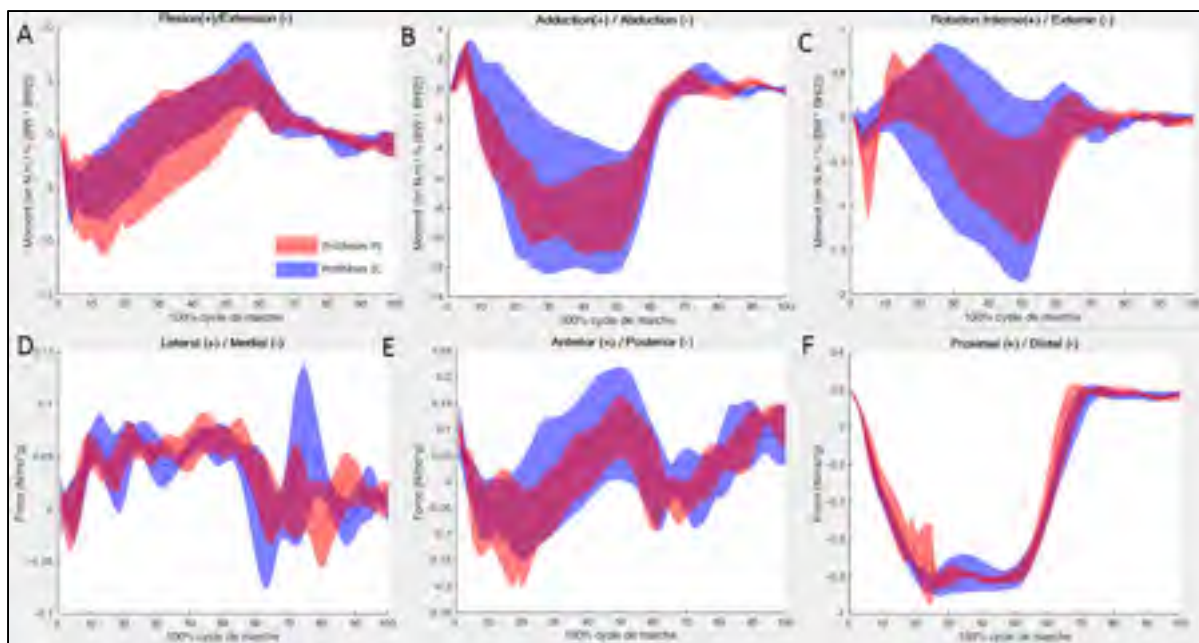


Figure 3.13 : Comparaison des forces et moments à la hanche des sujets PS (en rouge) et 2C (en bleu). (A) Moment d'Extension/Flexion (B) Moment d'Adduction/Abduction (C) Moment de Rotation Interne/Externe (D) Force latérale/médiale (E) Force Antérieure/Postérieure (F) Force Proximal/Distal

Tableau 3-4 : Tableau récapitulatif des valeurs de moments à la hanche dans les 3 plans en N.m / %(BW * BH/2) pour les sujets PS et 2C

Articulations	Moments de Flexion/Extension	Moments d'Adduction/Abduction	Moments Rotation Interne/Rotation externe
Hanche	2C :5.6 (F) -5.6 (E)	2C : 1.9 (ADD) -8.1 (ABD)	2C : 0.1 (Ri) :-0.8 (RE)
	PS : 4.5 (F) -6.5 (E)	PS : 1.8 (ADD) -8.3 (ABD)	PS : 0.3 (RI) -0.8 (RE)

Puissance articulaire :

Lors du début de la phase d'appui, les sujets avec PTG présentent une puissance positive jusqu'à environ 25% du CM pour les 2C et 37% du CM pour les PS. Les pics H1 et H3 correspondent à une génération d'énergie et le pic H2 à une absorption d'énergie. (Figure 3.14)

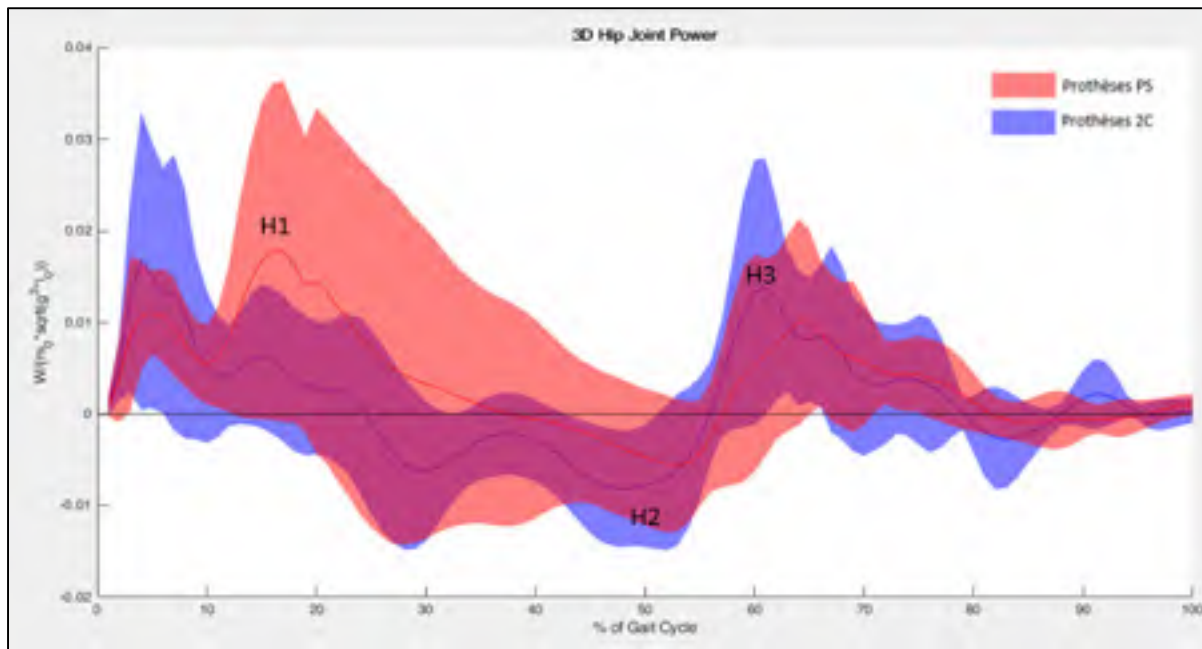


Figure 3.14 : Comparaison des courbes de puissance articulaire à la hanche entre sujets PS (en rouge) et 2C (en bleu)

Angle 3D :

L'angle 3D à la hanche révèle une configuration principale de stabilisation pour les sujets PS et 2C. On observe une légère tendance à la propulsion au début de la phase d'appui pour les sujets avec PTG entre 0% et 10% du CM. On n'observe aucun passage en résistance sur tout le cycle de marche. Les sujets PS présentent sur les 65-80% du CM un passage en propulsion. Les pics H1 ($P > 0$) et H2 ($P < 0$) de puissance articulaire correspondent tous les deux à une configuration de stabilisation de la hanche tandis que le pic H3 ($P > 0$) correspond à une légère phase en propulsion pour les sujets avec PTG

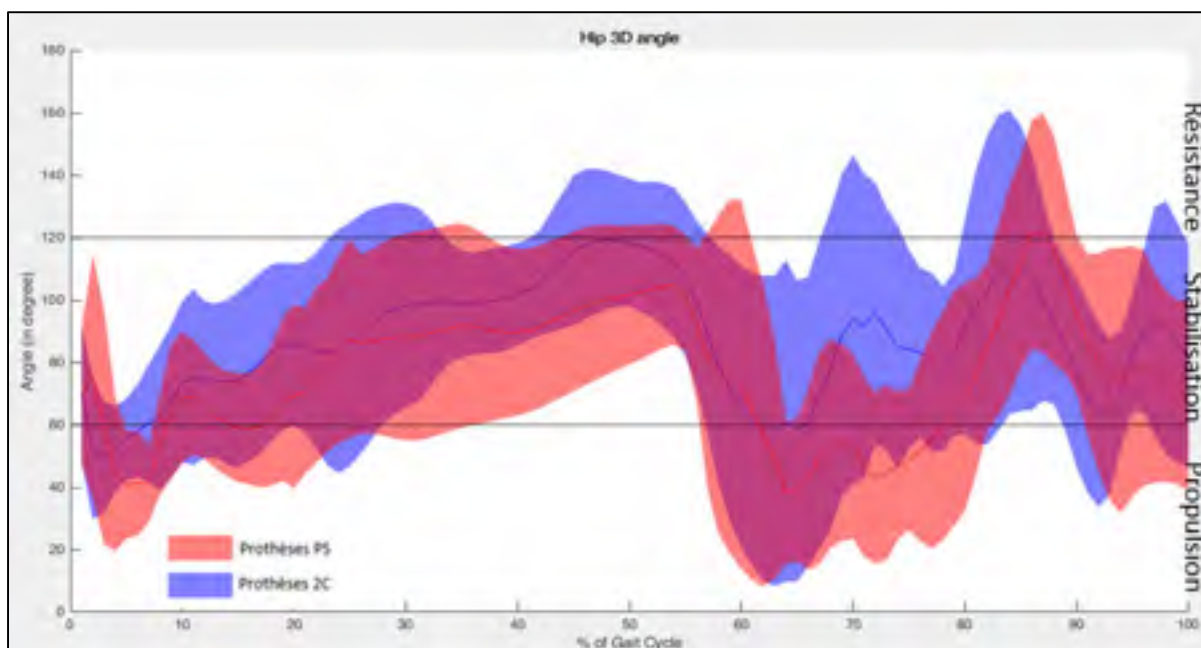


Figure 3.15 : Comparaison des courbes d'angle 3D à la hanche des sujets PS (en rouge) et 2C (en bleu). Configuration en propulsion de $[0-60]^\circ$, configuration de stabilisation de $[60-120]^\circ$ et configuration de résistance de $[120-180]^\circ$.

3.3 Conclusion

Cette étude avait pour but d'identifier de potentielles différences entre deux populations de prothèse totale du genou (PTG), les prothèses postéro-stabilisée (PS, N= 5) qui résèquent les ligaments croisés, et les prothèses préservant les ligaments croisés (2C, N=6). Les analyses SPM n'ont cependant montré aucune différence significative entre les deux populations, et ce dans tous les plans de toutes les articulations considérées (cheville, genou et hanche). L'hypothèse n°1 n'a donc pas pu être vérifiée : le design de l'implant n'a pas fait apparaître de différence sur la dynamique tridimensionnelle (moments et puissances) si ce n'est au niveau de la variabilité qui semble plus importante avec les prothèses 2C.

Lorsque l'on compare à la littérature, les moments aux genoux présentent des pics de flexion légèrement plus faibles chez les PTG de la présente étude (entre -2 et -2.7 contre 3.2 pour (Levinger, 2013) (signe inversé selon la convention utilisée) et 3.6 pour (Brugioni &

Andriacchi, 1990). À l'inverse, on note des pics d'adduction plus importants (-4 moments d'adduction) chez les sujets de la présente étude comparée à ceux dans la littérature, plus proches des 2.5. L'absence de littérature concernant les moments à la cheville et à la hanche de personnes avec prothèses (PS) et (2C) rend toute comparaison impossible.

La démarche lente pour tous les sujets engendre des courbes de moments « aplaties » et dont les pics caractéristiques sont difficilement discernables. On observe cependant une plus grande variabilité des moments pour les sujets 2C que pour les sujets PS. Cela pourrait s'expliquer du fait que les prothèses 2C sont moins contraintes que les prothèses PS et laissent donc plus de liberté de mouvement.

Au niveau de la cheville, pour les deux prothèses, les sujets ont des configurations de résistance durant la phase d'appui et très peu en propulsion, même lors de la phase d'envol. Cela se répercute au niveau du genou où on observe deux passages marqués en propulsion lors de la phase d'envol ainsi qu'à la hanche en début de phase d'appui et d'envol. Il semble donc que les personnes ayant eu une PTG propulsent avec la hanche et le genou plutôt que la cheville. À l'inverse, ils résistent avec la cheville tout au long de la phase d'appui et très peu avec la hanche et le genou. L'hypothèse n°2 semble donc infirmée : les patients avec une PTG adoptent une stratégie d'entraînement/stabilisation des articulations possiblement différentes de celle rapportée dans la littérature pour des sujets sains. Ceci sera analysé plus en détail au Chapitre 4.

Limites de l'étude :

Cette étude n'est pas sans limitations. Concernant le protocole d'acquisition, l'impact du tapis sur la dynamique n'a pas été pris en compte et les sujets marchaient très lentement. La démarche sur tapis roulant est ainsi légèrement altérée et donc non représentative de la marche naturelle au sol, d'autant qu'il est connu (Kadaba, 1989) que le sujet marchant sur un tapis roulant aura tendance à essayer de maintenir une cadence et longueur de foulée plus régulière que ce qu'il ferait lors d'une marche au sol. Cela peut se répercuter dans les faibles valeurs des angles 3D (restant proche de 60° qui constitue la limite supérieure de la configuration de

propulsion) à la cheville particulièrement. De plus, le tapis roulant instrumenté présente deux bandes séparées qui obligent le sujet à marcher avec les pieds légèrement écartés. En plus de cela, les sujets ont marché avec le harnais du KneeKG™ au niveau du genou. Cette instrumentation pouvait être gênante pour les sujets. De surcroît, du fait de la pandémie mondiale, le recrutement n'a pas pu être relancé et le faible nombre de sujets à l'étude (N=11), ne permet pas de conclure avec certitude à l'absence de différence entre les deux prothèses.

CHAPITRE 4

ÉTUDE N°2 : COMPARAISON DE LA DYNAMIQUE 3D DE SUJETS AVEC PTG ET DE SUJETS SAINS A LA CHEVILLE, AU GENOU ET A LA HANCHE

4.1 Méthodologie

4.1.1 Population à l'étude

Pour cette seconde étude, nous avons regroupé en un seul groupe les sujets PS et 2C de l'étude 1 pour former un groupe de N=11 sujets PTG. Ce groupe sera comparé à un groupe de sujets sains et jeunes (N=9) provenant des études de (Dumas & Cheze, 2008 ; Samson & Dumas, 2009).

Le groupe contrôle est composé de 2 femmes et de 7 hommes de 25 ± 3 années, de masse 66.6 ± 8 kg et de taille 1.74 ± 0.06 m. Le groupe de sujets avec prothèse (PTG) est composé de 7 femmes et 4 hommes, de 60 ± 5 années, de masse 89 ± 12 kg et de taille 1.63 ± 0.07 m.

4.1.2 Le déroulement expérimental

Le déroulement expérimental pour le groupe PTG est le même que celui du CHAPITRE 3. Voir section 3.1.2 page 44 pour plus de détails. Le déroulement pour le groupe contrôle sera celui décrit dans cette section.

4.1.2.1 Échauffement et choix de la vitesse de marche de confort

La vitesse de marche confortable des sujets a été mesurée via le *Motion Analysis System* (Santa Rose, USA) à 100Hz (distance parcourue par le centre du bassin divisé par le temps pendant le cycle de marche).

4.1.2.2 Méthode d'acquisition

La trajectoire des treize marqueurs réfléchissants sur les repères anatomiques du bassin (épine iliaque droite et gauche antérieure et postérieure), du membre inférieur droit (grand trochanter, épicondyles médial et latéral, tubérosité tibiale, malléole médiale et latérale, calcaneum, 1^{er} et 5^e métatarse), ont été obtenus dans un système de coordonnées « inertiel » (ICS, ou repère galiléen en français, c'est-à-dire le repère fixe du laboratoire) via la méthode décrite dans (Wu, 2002). Ces trajectoires ont été filtrées par un Butterworth du quatrième ordre avec une fréquence de coupure de 6Hz (Cheze, Fregly, & Dimnet, 1995). Les forces et les moments ont été mesurés simultanément avec des plateformes de force AMTI à 100Hz (Watertown USA).

4.1.2.3 Définition des axes

Le centre articulaire de la hanche a été déterminé en utilisant un mouvement de circumduction (Cheze, Gutierrez, San Marcelino, & Dimnet, 1996). Les trois axes orthogonaux (**X**, **Y**, **Z**) de chacun des segments correspondent à un système de coordonnées segmentaire (SCS). Ils ont tous été construits d'après les recommandations de l'ISB (Wu, 2002).

4.2 Traitement des données

4.2.1 Calcul de la dynamique inverse

Le calcul de la dynamique inverse est identique à celle du CHAPITRE 3 (voir section 3.1.3.1 page 48 pour plus de détails). La méthode des matrices homogènes a aussi été utilisée. Comme dans l'étude précédente, nous avons pris BW (*Body Weight*) comme la masse du sujet en newton et BH (*Body Height*) comme la taille du sujet en mètre. Nous avons divisé BH par deux afin de ne prendre en compte que la taille du membre inférieur pour nos calculs. Concernant la puissance articulaire, celle-ci a été divisée selon l'équation (4.1) tirée de (At L. Hof, 2017).

$$Puissance_{articulaire} = W / (m_0 * \sqrt{g^3} * l_0) \quad (4.1)$$

4.2.2 Liste des variables d'étude

Les variables étudiées aux trois articulations (Hanche, genou et cheville) dans cette étude sont les mêmes que celles de l'étude 1 :

- Forces et moments inter-segmentaires.
- L'angle 3D avec une configuration en résistance de [120-180] °, une configuration en stabilisation de [60-120] ° et une configuration en propulsion de [0-60].
- La puissance articulaire avec une génération d'énergie si $P > 0$ et une absorption d'énergie si $P < 0$.

4.2.3 Moyennes et statistiques

Les analyses sur les résultats de dynamique inverse (forces et moments) ainsi que la puissance articulaire et l'angle 3D ont été effectués à l'aide de Matlab™ et Excel™. Les groupes avec PTG et le groupe contrôle (CG) ont été comparés. Les hypothèses de normalité et d'égalité des variances ont été vérifiées respectivement avec les tests de Shapiro-Wilk et Levene. Tous les paramètres étudiés suivent une loi normale et une étude SPM a été réalisée pour laquelle la valeur α a été définie à 0.05.

4.3 Résultats et discussions

4.3.1 Données démographiques

Les données démographiques des deux groupes, les sujets PTG (N=11) et le groupe contrôle CG (N=9) sont résumés dans le Tableau 4-1. Les deux groupes sont semblables pour le sexe, mais différents du point de vue de l'âge, de la taille, du poids et donc de l'IMC.

Tableau 4-1 : Données démographiques des sujets avec prothèses comparés aux sujets sains

Paramètres	Groupe		Valeur P
	prothèses n=11	sain n=9	
	Moy(EC)	Moy(EC)	
âge (années)**	60,18(5,67)	25,25(2,96)	1,039E-11**
Sexe	H/F		
	4/7	7/2	0,07
Taille(m)	1,63(0,07)	1,74(0,06)	0,0017**
Poids (kg)	89,65(12,21)	66,62(8,03)	3,79E-10**
IMC*(kg/m ²)	33,56(3,37)	21,97(2,02)	3,871E-08**

*IMC : Indice de masse corporelle

**Différence statistique

4.3.2 PTG vs Sains : Étude des forces et moments, de la puissance articulaire et de l'angle 3D, de la cheville, du genou et de la hanche dans les trois plans

4.3.2.1 Cheville

Moments et forces intersegmentaires

Le pic de moment de dorsiflexion des sujets sains a lieu vers 40-50% du CM et vaut -18.5 contre un pic de dorsiflexion des sujets avec PTG à 50-60% du CM qui vaut -10.4 (Figure 4.1). Le pic de dorsiflexion des sujets sains est supérieur à celui des sujets PTG de 55% à 62% du CM mais sans différence significative puisque celui-ci est décalé dans le temps. Concernant le moment d'abduction, on observe une différence significative de 25% à 52% du CM entre les sujets sains et PTG ($p < 0.001$) avec un pic d'abduction de -6.7 pour les sujets sains et de -1.2 pour les PTG. Concernant les forces médio-latérales, on observe des valeurs supérieures pour les sujets sains de 0% à 6% du CM ($p < 0.016$) et inférieures de 61% à 78% ($p < 0.001$) du CM. Les valeurs de moments des sujets sains et PTG à la cheville sont résumées dans le Tableau 4-2. En termes de variabilité, celle-ci semble indiquer des moments bien plus faibles

pour les PTG, de même en ce qui concerne les forces antérieure-postérieure et proximale-distale.

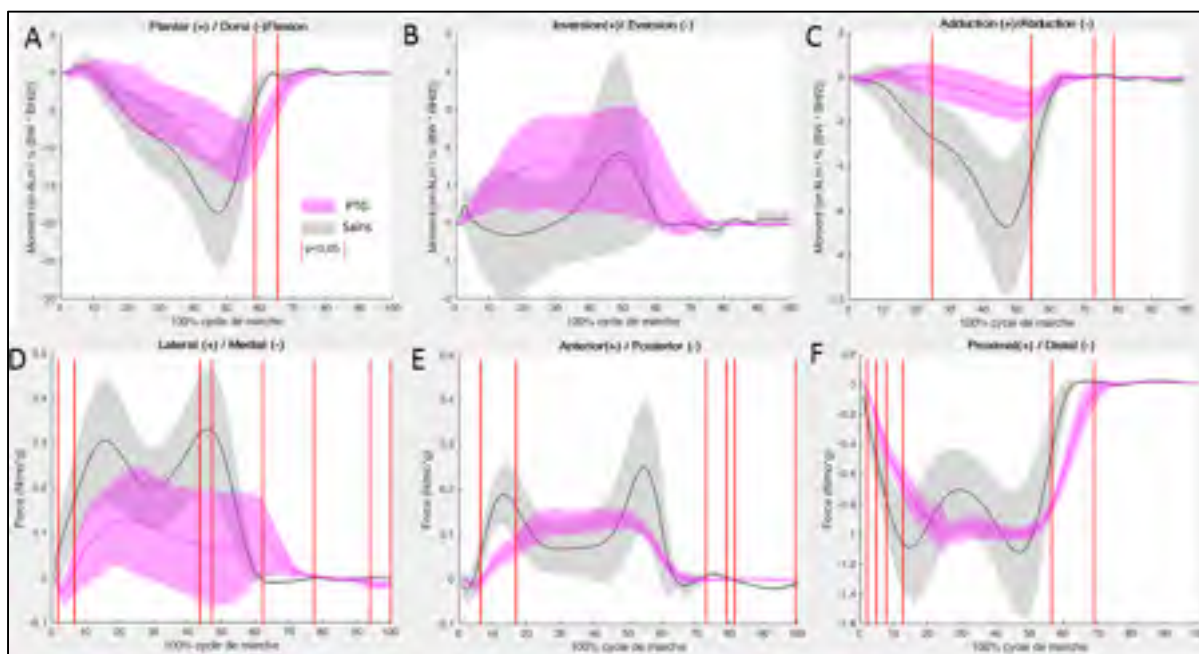


Figure 4.1 : Comparaison des forces et moments à la cheville des sujets PTG (en magenta) et Sains (en gris). (A) Moment de Plantar/Dorsi Flexion, (B) Moment d'Inversion/Eversion, (C) Moment d'Adduction/Abduction (D) Force latérale/médiale (E) Force Antérieure/Postérieure (F) Force Proximal/Distal. Les barres rouges représentent les zones significativement différentes ($p < 0.05$) entre sains et PTG

Tableau 4-2 : Tableau récapitulatif des valeurs de moments à la cheville dans les 3 plans en N.m / $\%(\text{BW} * \text{BH}/2)$ pour les sujets PTG et Sains

Articulations	Moments de Dorsi Flexion	Moments d'inversion/éversion	Moments d'adduction/abduction
Cheville	PTG : -0.2 (Plantar) - 10.4 (Dorsi)	PTG: 0.0(INV) -1.6 (EV)	PTG: -0.0 (ADD) -1.2 (ABD)
	Sains: -0.01 (Plantar) -18.5 (Dorsi)	Sains: 0.02 (INV) -1.8 (EV)	Sains: 0.03(ADD) - 6.7(ABD)

Puissance articulaire :

La puissance articulaire à la cheville montre des courbes très différentes pour les deux groupes. On observe un décalage temporel d'environ 10% au niveau du pic A3 entre les sujets sains et les sujets PTG (Figure 4.2). Ce décalage temporel s'explique de part une proportion de temps différentes entre phase d'appuis et phases d'envol entre les deux groupes. On observe une différence significative entre 46% et 56% du CM, où la puissance des sujets avec PTG est inférieure à celle des sujets sains. Cependant le décalage temporel est à prendre en compte puisque les pics n'ont pas lieu aux mêmes instants du CM. La puissance articulaire tend vers zéro à 62% et 75% du CM chez les sujets sains et PTG respectivement. Lors du pic A2, $P < 0$, il s'agit donc d'une absorption d'énergie correspondant à une phase de résistance au niveau de l'angle 3D. Le pic A3 quant à lui correspond à une $P > 0$ et donc à une légère génération d'énergie pour les sujets avec PTG. Ce pic A3 correspond à une configuration en propulsion au niveau de l'angle 3D. Ce pic A3 est bien plus important chez les sujets sains que les sujets avec PTG.

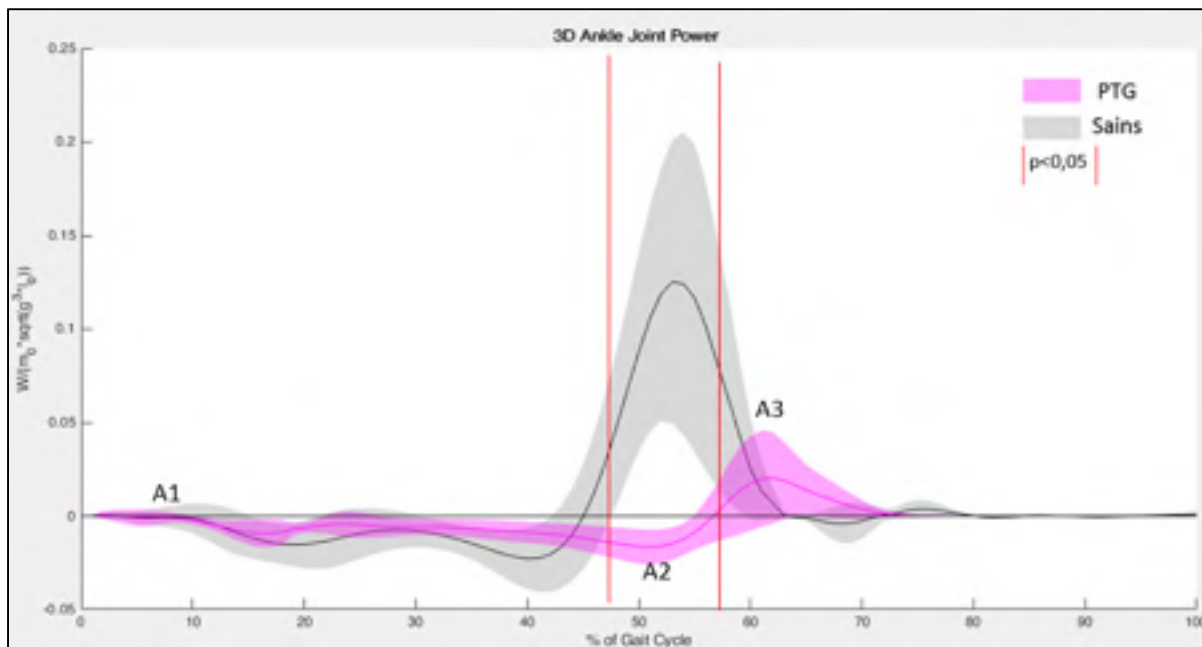


Figure 4.2 : Comparaison des courbes de puissance articulaire à la cheville entre sujets PTG (en magenta) et 2C (en gris). Les barres rouges représentent les zones significativement différentes ($p < 0.05$) entre sains et PTG..

Angle 3D :

L'angle 3D à la cheville révèle une alternance entre résistances durant la phase d'appui et de stabilisation durant la phase d'envol pour les sujets sains et ceux avec PTG. On remarque que lors de la phase de chargement, les PTG sont en configuration de résistance et que les sujets sains sont en configuration de stabilisation (Figure 4.3). Durant la phase de préenvol, les sujets PTG présentent de faibles passages en propulsion tandis que ce passage est plus marqué chez les adultes sains. On observe aussi un décalage d'environ +10% tout au long du cycle entre les courbes des sujets PTG et celles des sujets sains. On observe une différence de 45% à 59% ($p < 0.05$) du CM, où les sujets avec PTG sont en configuration de résistance tandis que les sujets sains sont en configuration de propulsion.

Ainsi, on constate que, à la cheville, les sujets sains se propulsent beaucoup plus que les sujets avec PTG et on observe deux légers pics en résistance vers la fin du CM chez les sujets sains alors que les sujets avec PTG restent en stabilisation. La stratégie de marche employée par les sujets avec PTG semble donc légèrement différente de celle des sujets plus jeunes et sains.

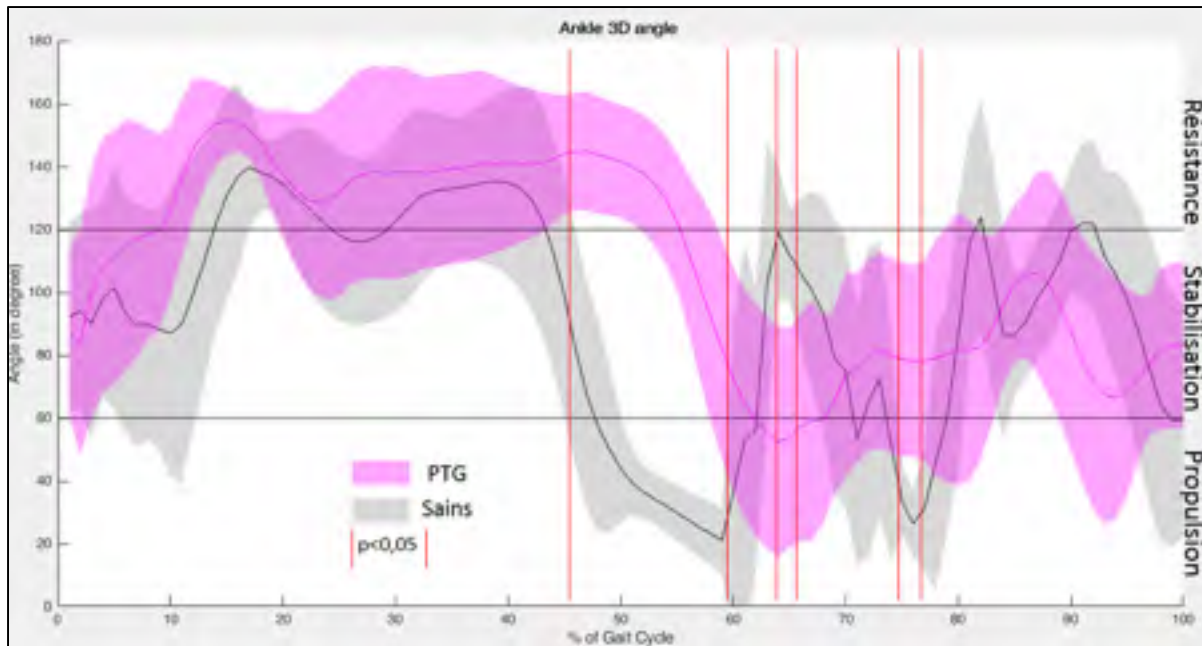


Figure 4.3 : Comparaison des courbes d'angle3D à la cheville des sujets PTG (en magenta) et Sains (en gris). Configuration en propulsion de [0-60] °, configuration de stabilisation de [60-120] ° et configuration de résistance de [120-180] °. Les barres rouges représentent les zones significativement différentes ($p < 0,05$) entre sains et PTG

4.3.2.2 Genou

Moments et forces intersegmentaires :

Les courbes de sujets PTG et saines sont assez différentes et on note un aplatissement des courbes des sujets PTG par rapport à celles des sujets sains. Cela est particulièrement notable sur la (Figure 4.4.A), où les deux pics de moments d'extension caractéristiques sont bien visibles chez les sujets sains (1^{er} pic de moment d'extension de 6.9 et 2nd pic d'extension de 2.8 pour les sujets sains) tandis que bien moins visible chez les sujets PTG (1^{er} pic de moment d'extension à -0.0 et 2^d pic de moment d'extension à 0.8). Les valeurs des moments au genou des sujets PTG et sains sont résumées dans le Tableau 4-3. On retrouve une différence sur la variabilité uniquement pour la force proximale distale.

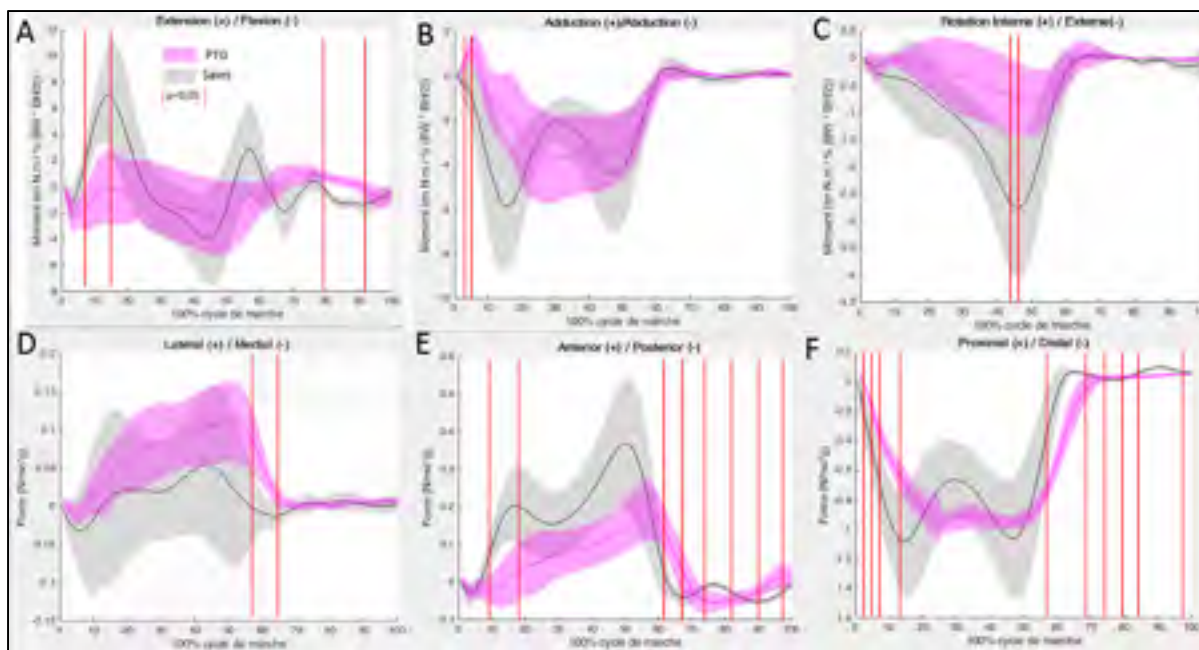


Figure 4.4 : Comparaison des forces et moments au genou des sujets PTG (en magenta) et sains (en gris). (A) Moment d'Extension/Flexion (B) Moment d'Adduction/Abduction (C) Moment de Rotation Interne/Externe (D) Force latérale/médiale (E) Force Antérieure/Postérieure (F) Force Proximal/Distal. Les barres rouges représentent les zones significativement différentes ($p < 0.05$) entre sains et PTG

Tableau 4-3 : Tableau récapitulatif des valeurs de moments au genou dans les 3 plans en N.m / $\%(\text{BW} * \text{BH}/2)$ pour les sujets PTG et Sains

Articulations	Moments de Extension/Flexion	Moments d'Adduction/Abduction	Moments Rotation Interne/Rotation externe
Genou	PTG: -0.0 (E) 1 ^{er} pic 0.8 (E) 2 nd pic -2.3 (F)	PTG: 1.2 (ADD) -3.6 (ABD)	PTG :0.0 (RI) - 0.8 (RE)
	Sains: 6.9 (E) 1 ^{er} pic 2.8 (E) 2 nd pic - 3.9 (F)	Sains: -0.50 (ADD) -5.8 (ABD) 1 ^{er} pic -4.3 (ABD) 2 nd pic	Sains: 0.0 (RI) -2.7 (RE)

Puissance articulaire :

Les courbes des sujets sains et des sujets PTG sont différentes, et les courbes des sujets avec PTG présentent toujours le même décalage temporel d'environ +10% par rapport aux sujets sains. Les passages d'absorption (K1, K3) et de génération d'énergie (K2) très supérieure pour les sujets sains par rapport aux sujets PTG durant l'entièreté du CM. Les pics d'absorption et de génération d'énergie sont plus importants pour les sujets sains que pour les sujets PTG. Le pic K1 de début de phase d'appui correspond à une phase de stabilisation pour les sujets avec PTG tandis qu'il s'agit d'une configuration de résistance pour les sujets sains. Le pic K2 de génération d'énergie correspond à une configuration de propulsion pour les sujets avec PTG et le pic K3 d'absorption d'énergie correspond à une configuration de résistance.

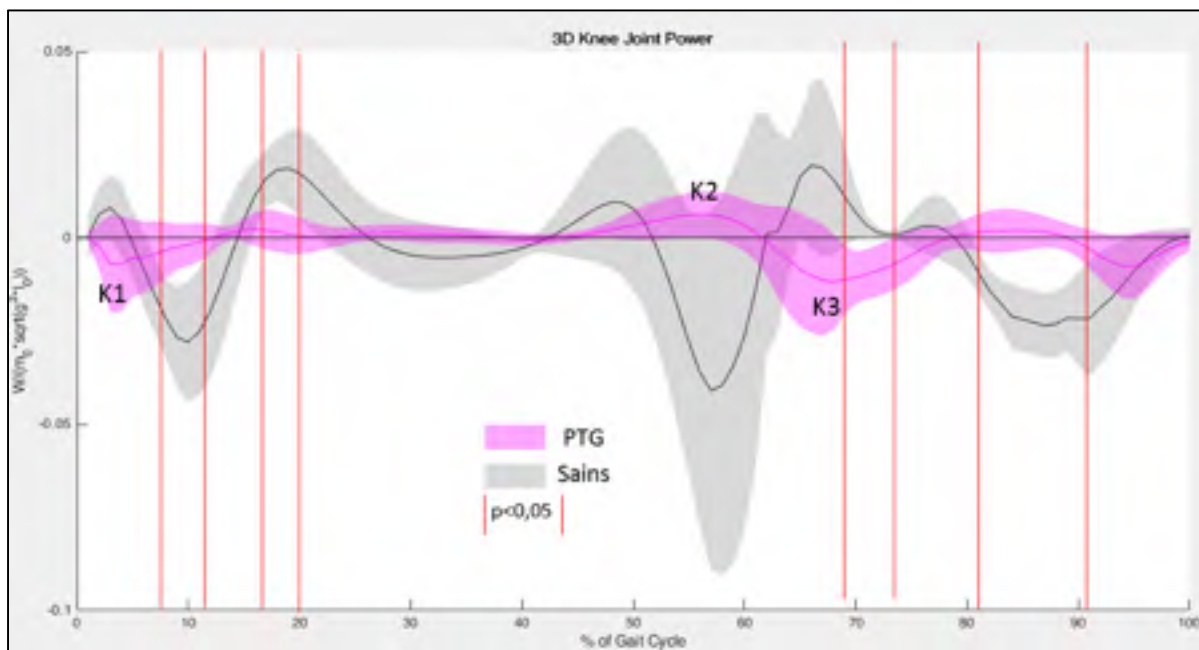


Figure 4.5 : Comparaison des courbes de puissance articulaire au genou entre sujets PTG (en magenta) et sain (en gris). Les barres rouges représentent les zones significativement différentes ($p < 0,05$) entre sains et PTG.

Angle 3D :

Tant pour les sujets sains que pour les sujets avec PTG, on observe une configuration de stabilisation pour la phase d'appui (avec un passage en configuration de résistance pour les sujets sains à environ 10% du CM) et une alternance entre configuration de propulsion et de résistance pour la phase d'envol. De plus, ces pics de résistances et propulsion sont moins marqués pour les sujets avec PTG que pour les sujets sains.

Au genou, les sujets sains sont en configuration de résistance vers 10% du CM tandis que les sujets avec PTG sont en configuration de stabilisation. On observe deux passages en configurations de propulsion pour les sujets avec PTG à 55% et 85% du CM chez les sujets avec PTG et seulement un passage pour les sujets sains à 68% du CM. Les sujets avec PTG semblent donc se propulser à l'aide de leur genou, ce qui n'est pas le cas des sujets sains. La stratégie à la marche mise en place par les sujets avec PTG semble se différencier de celle des sujets sains.

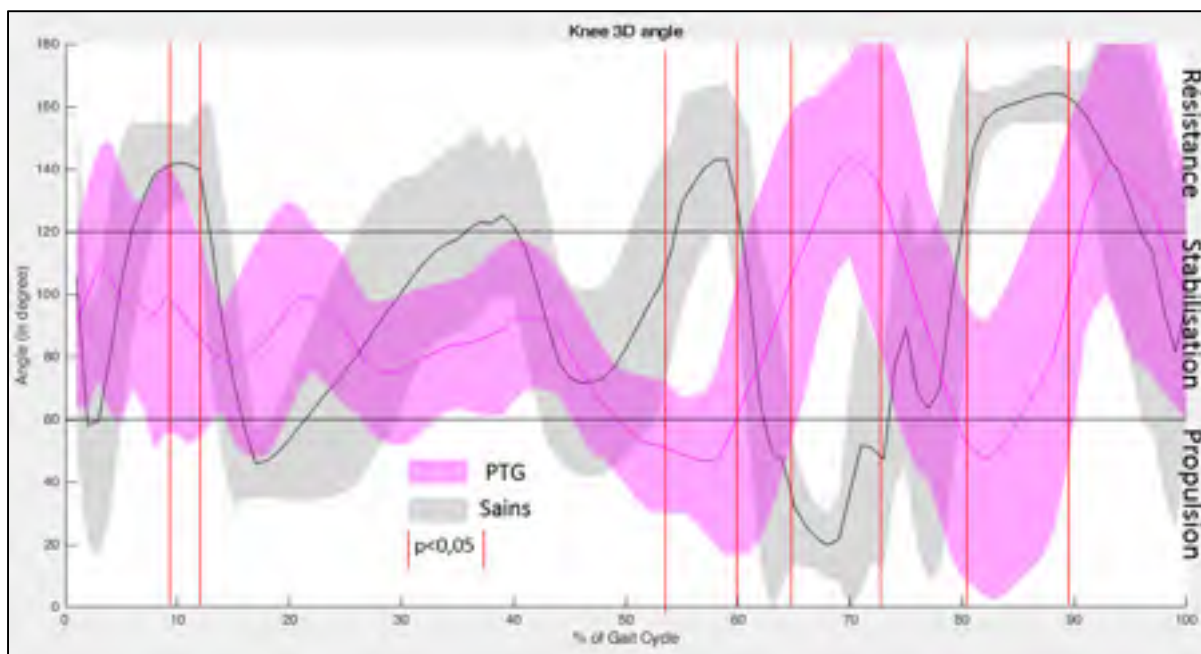


Figure 4.6 : Comparaison des courbes d'angle 3D au genou des sujets PTG (en magenta) et Sains (en gris). Configuration en propulsion de [0-60] °, configuration de

stabilisation de $[60-120]^\circ$ et configuration de résistance de $[120-180]$. Les barres rouges représentent les zones significativement différentes ($p < 0.05$) entre sains et PTG.

4.3.2.3 Hanche

Moments et forces intersegmentaires :

Les moments à la hanche révèlent principalement de l'extension et de l'abduction. Les pics des moments des sujets sains sont plus marqués et supérieurs à ceux des sujets avec PTG. Le moment flexion de la hanche pour les sujets sains est 9.6 tandis que celui pour les sujets avec PTG est de 5.1. Les valeurs des moments à la hanche des sujets avec PTG et sujets sains sont résumées dans le Tableau 4-4. On retrouve une différence sur la variabilité uniquement pour la force proximale distale.

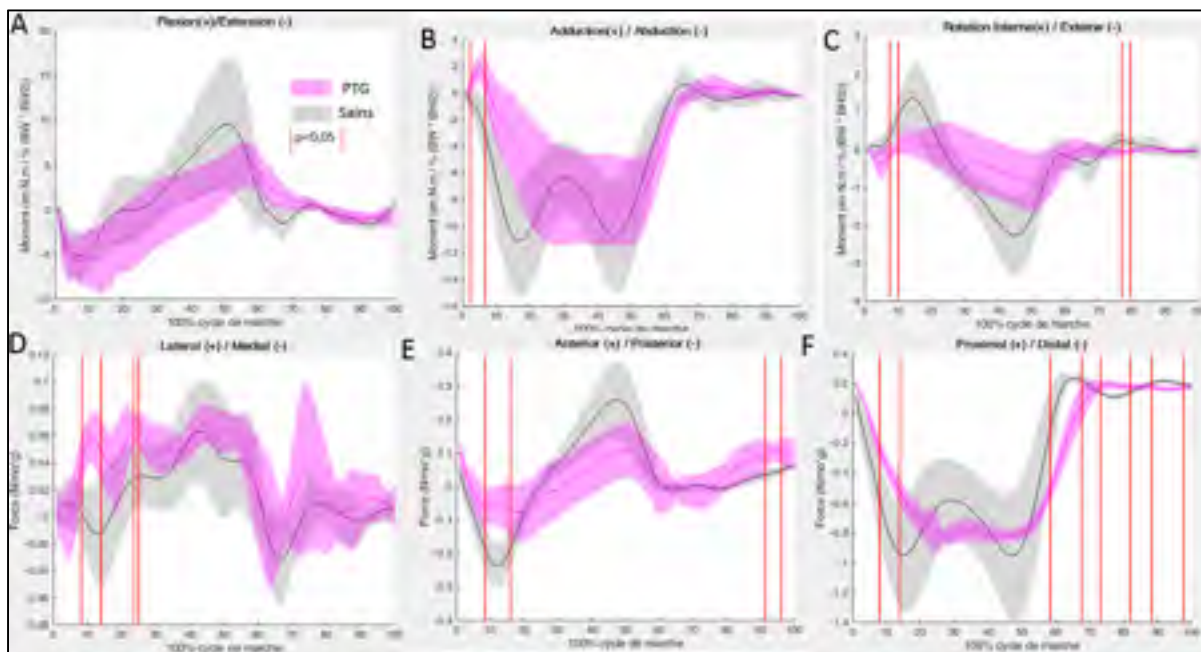


Figure 4.7 : Comparaison des forces et moments à la hanche des sujets PTG (en magenta) et Sains (en gris). (A) Moment d'Extension/Flexion (B) Moment d'Adduction/Abduction (C) Moment de Rotation Interne/Externe (D) Force latérale/médiale (E) Force Antérieure/Postérieure (F) Force Proximal/Distal. Les barres rouges représentent les zones significativement différentes ($p < 0.05$) entre sains et PTG

Tableau 4-4 : Tableau récapitulatif des valeurs de moments à la hanche dans les 3 plans en N.m / %(BW * BH/2) pour les sujets PTG et Sains

Articulations	Moments de Flexion/Extension	Moments d'Adduction/Abduction	Moments Rotation Interne/Rotation externe
Hanche	PTG: 5.15(F) -5.64 (E)	PTG: 1.91 (ADD) -7.56(ABD)	PTG: 0.21(RI) - 0.81(RE)
	Sains: 9.63(F) -5.11(E)	Sains: -1.0 (ADD) -11.02 (ABD) 1 ^{er} pic -10.67 (ABD) 2 nd pic	Sains: 1.36 (RI) -2.26 (RE)

Puissance articulaire :

La puissance articulaire de la hanche présente des différences dans les courbes entre sujets sains et sujets avec PTG. Lors du début de la phase d'appui, les sujets avec PTG présentent une puissance positive jusqu'à environ 30% du CM tandis que les sujets sains ont une puissance plus située autour de zéro durant les premiers 30% de la phase d'appui. Les pics H1 et H3 correspondent à une génération d'énergie et le pic H2 à une absorption d'énergie (Figure 4.8). Les pics H1 et H2 correspondent cependant tous les deux à une configuration de stabilisation de la hanche tandis que le pic H3 correspond à une légère phase en propulsion pour les sujets avec PTG, moins marquée que celle des sujets sains.

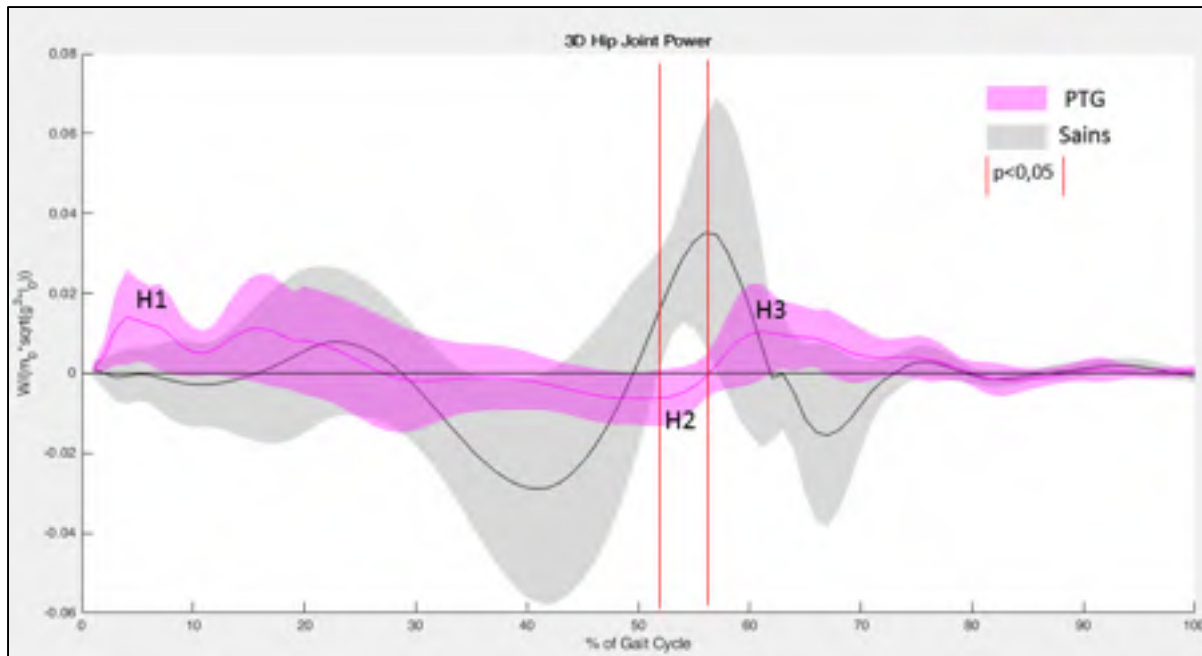


Figure 4.8 : Comparaison des courbes de puissance articulaire à la hanche entre sujets PTG (en magenta) et Sains (en gris). Les barres rouges représentent les zones significativement différentes ($p < 0.05$) entre sains et PTG

Angle 3D :

L'angle 3D à la hanche révèle une configuration principale de stabilisation, tant pour les sujets sains que les sujets avec PTG. De façon très intéressante, on observe une tendance à la propulsion au début de la phase d'appui pour les sujets avec PTG alors que les sujets sains sont plus en stabilisation. Ce pic de propulsion à la hanche en début d'appui est très caractéristique d'une marche altérée. On retrouve ce même pic, en bien plus marqué, chez des amputés au-dessus du genou (Dumas, 2015). De plus, on observe chez les sujets sains, un pic en résistance à 70% du CM tandis que les sujets avec PTG n'en présentent aucun. De plus, les sujets sains présentent un passage marqué en propulsion entre 53-60% du CM que les sujets avec PTG ne présentent que peu et plus tard, vers 65-80% du cycle (Figure 4.9).

Ainsi, à la hanche, les sujets PTG sont en résistance tandis que les sujets sains sont en stabilisation. Cependant, les sujets sains se propulsent plus que les sujets PTG en phase de préenvol et sont en résistance à 70% du CM tandis que les sujets PTG restent en stabilisation.

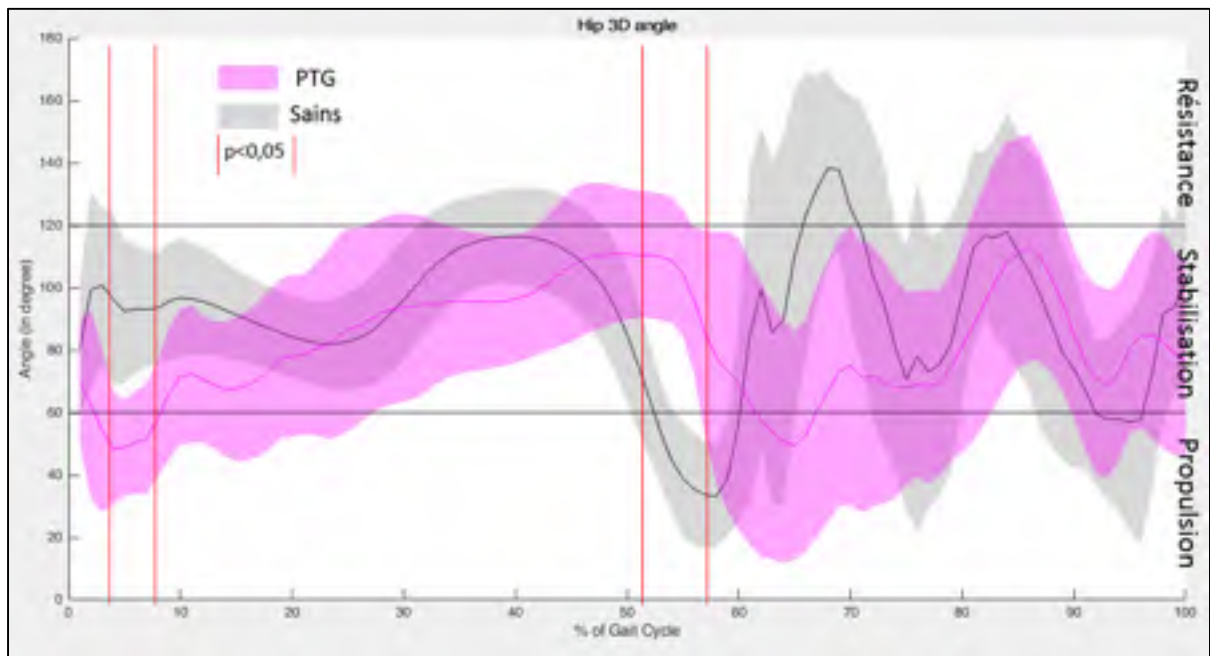


Figure 4.9 : Comparaison des courbes d'angle 3D à la hanche des sujets PTG (en magenta) et Sains (en gris). Configuration en propulsion de [0-60] °, configuration de stabilisation de [60-120] ° et configuration de résistance de [120-180] °. Les barres rouges représentent les zones significativement différentes ($p < 0.05$) entre sains et PTG

4.4 Conclusion

Dans cette étude, nous voulions déterminer si la stratégie à la marche des sujets avec PTG était semblable à celle des sujets jeunes et sains. Nous avons remarqué une absence de propulsion à la cheville des sujets avec PTG alors que les sujets sains propulsent grandement avec la cheville. Il semble que les sujets avec PTG compensent en propulsant à l'aide de leur genou et de leur hanche. Le pic de propulsion en début de phase d'appui à la hanche est très caractéristique d'une marche altérée et se retrouve chez les amputés trans-fémoraux (Raphaël Dumas, 2015). Ces patients ne pouvant absolument pas générer de puissance, ni au niveau de leur genou (de par la présence du vérin ne pouvant que dissiper de l'énergie), ni au niveau de

leur cheville (présence uniquement d'une lame de carbone), se mettent alors à propulser au niveau de la hanche en début de CM. Il est donc possible que la présence de la prothèse, au niveau du genou des patients, les empêche de propulser de la même façon que des sujets sains et qu'ils compensent alors par une propulsion au niveau de la hanche.

L'hypothèse n°2 est donc bien infirmée comme soupçonné dans l'étude 1. Les patients avec une PTG adoptent une stratégie d'entraînement/stabilisation des articulations différentes de celle pour des sujets plus jeunes et sains. Cette étude permet de réaliser des comparaisons avec des sujets sains et d'y noter des différences. De plus, en marche lente, la durée de l'appui augmente et par conséquent, la durée d'envol diminue, ce qui explique le décalage observé après normalisation sur 100% du cycle de marche.

Il y'a trois raisons pouvant expliquer que les sujets avec PTG possèdent une puissance articulaire bien inférieure par rapport aux sujets sains. D'abord, la différence de vitesse de marche entre sujets sains et sujets avec PTG. Les sujets avec PTG possèdent une vitesse de marche plus faible, et par conséquent leur vitesse angulaire est plus faible. De plus, les sujets avec PTG ont un poids bien supérieur à ceux des sujets sains et le calcul de normalisation divise la puissance par le poids. Enfin, puisqu'ils sont en configuration majoritairement de stabilisation, l'angle formé par les moments (plus faibles que ceux des sujets sains) et la vitesse angulaire est proche de 90°, la puissance développée est donc faible. L'angle 3D aide à donc à donner une interprétation logique en plus de la configuration dans laquelle se trouve une articulation.

Limites :

Le groupe contrôle de ce lot de données est composé de participants jeunes et non un groupe composé de participants d'âges et de morphologies comparables. Il s'agit des sujets sur lesquels l'angle 3D a été évalué au moment où ce nouveau paramètre a été proposé. Ils correspondent donc aux « patterns » de référence de propulsion/stabilisation/résistance établie à ce jour. Des « patterns » de référence pour des populations âgées et/ou pathologiques n'ont pas encore été proposés. Néanmoins, lorsque l'on compare les sujets avec PTG aux sujets sains

jeunes, il y a un biais lié à l'âge statistiquement significatif. De plus, les données des sujets PTG ont été acquises à l'aide d'un tapis roulant, ce qui altère la marche naturelle. Tandis que les sujets sains ont effectué plusieurs essais de marche sur une plateforme de force dans un couloir.

CHAPITRE 5

ÉTUDE N°3 : MARGE DE STABILITE D'UNE POPULATION AVEC PTG

5.1 Méthodologie

5.1.1 Population à l'étude

La population dans cette étude est de $N = 17$. Elle comprend les mêmes sujets avec PTG des études 1 et 2 ainsi que 6 nouveaux sujets. La dynamique inverse de ces 6 sujets ne pouvait pas être calculée, ce qui explique qu'ils ne fassent pas partie des 2 précédentes études. Cependant leurs paramètres spatiotemporels à la marche étaient exploitables. On a ainsi des sujets avec des prothèses PS ($N = 8$) et des sujets avec des prothèses 2C ($N = 9$).

5.1.2 Le déroulement expérimental

Le déroulement expérimental est le même que celui du CHAPITRE 3. Voir section 3.1.2 page 44 pour plus de détails.

5.2 Traitement des données

Les données ont été traitées via une routine Matlab™ (2019b) et les calculs sont basés sur le travail de (Robert, 2019). Les valeurs des marges de stabilité dans les directions ML et AP sont moyennées pour trois essais de marche pour chacun des sujets. La différence entre côté avec prothèse et côté sain est réalisée et la moyenne des sujets 2C et PS est calculée. On obtient donc les valeurs des marges de stabilité pour les côtés avec prothèses (CP) et les côtés sains (CS) dans la direction ML et les valeurs des marges de stabilités CP et CS pour le début et la fin du simple appui dans la direction AP.

5.2.1 Liste des variables d'étude

Dans notre étude, les variables spatiotemporelles à la marche sont définies comme suit :

Durée du cycle de marche : Il s'agit de l'intervalle de temps mis par le sujet pour que son même talon touche deux fois le sol de façon successive. Le contact du talon au sol est détecté lorsqu'il y a présence d'une force verticale qui franchit 2% du poids corporel du sujet (Gourdou, 2010).

Cadence de pas : Il s'agit du nombre de pas moyen réalisé sur un essai de marche de 45s et ramené sur 60s pour obtenir le nombre de pas par minute.

La largeur de pas : Cette variable est définie comme étant la distance perpendiculaire au sens de la marche entre deux contacts de talons au sol consécutifs. Pour notre étude, ce sont les distances entre les marqueurs au talon, projetées sur l'axe ML et perpendiculaires à l'axe AP de la marche.

Durée de la phase d'appui : Il s'agit de la durée durant laquelle le pied touche le sol. Cette phase commence lors du premier contact du talon au sol et se termine lorsque les orteils ne touchent plus le sol. Il s'agit donc de la durée pendant laquelle une force verticale supérieure à 2% du poids corporel est mesurée.

Marge de stabilité : Il s'agit la distance entre le CoP et le XCoM.

Marge de stabilité en médio-latéral : Dans la direction ML, cette marge de stabilité est calculée comme la distance entre le XCoM et la position moyenne du CoP (moyenne sur la phase de simple appui). Cette marge va déterminer à quel point le sujet va devoir effectuer un pas de côté pour réguler son équilibre ou poser son pied plus vite au sol. Les paramètres intéressants dans son analyse sont : la largeur de pas ou la durée de simple appui.

Marge de stabilité en antéro-postérieur : Dans la direction AP, cette marge de stabilité représente la possibilité du sujet de se laisser « tomber » en avant plus ou moins rapidement. Il existe alors deux valeurs : celle en début (*bd*) et celle en fin (*bf*) de simple appui.

5.2.2 Moyennes et statistiques

La moyenne et l'écart-type des sujets PS et 2C est réalisée. Un T-test est alors réalisé entre les sujets PS et les sujets 2C pour déterminer de potentielles différences significatives entre les deux populations de prothèses. Le niveau de signification a été fixé à $p < 0.05$.

5.3 Résultats et discussions

5.3.1 Données démographiques

Les données démographiques des sujets de cette étude sont résumées dans le Tableau 5-1. Les sujets PS et 2C ne diffèrent que pour l'âge.

Tableau 5-1 : Données démographiques des sujets PS versus 2C pour l'étude de la marge de stabilité

Paramètres		Groupe PS	Groupe 2C	Valeur P
		n=8	n=9	
		Moy(EC)	Moy(EC)	
âge (années)**		65 (4,47)	58(4,72)	0,008*
Sexe	H/F	4/4	2/7	0,265
Taille(m)		1,61 (0,058)	1,61(0,075)	0,845
Poids (kg)		84,3(14,9)	83,2(14,3)	0,874
IMC(kg/m ²)		32,2(5,1)	31,8(3,28)	0,866

* : Différence significative

5.3.2 Paramètres spatiotemporels

Les paramètres spatiotemporels des sujets sont résumés dans Tableau 5-2. Les sujets PS et 2C ne diffèrent pour aucun des paramètres étudiés, que ce soit dans les directions ML ou AP, en début ou en fin d'appui simple au sol. Dans la suite, le côté avec prothèse des sujets sera noté CP et le côté sain CS.

Tableau 5-2 : Paramètres spatiotemporels et marge de stabilité dans les sens médio-latérale (ML) et antéro-postérieur (AP) des côtés sains (CS) et avec prothèses (CP) de deux groupes de sujets avec prothèses (PS vs 2C)

	Groupe PS n=8	Groupe 2C n=9	
Paramètres	Moy (EC)	Moy (EC)	Valeur p
Vitesse de marche (km/h)	1,5(0,4)	1,7 (0,7)	0,377
Cadence CP (ppm)	40,3(0,4)	41,3 (0,7)	0,511
Cadence CS (ppm)	39,1(0,5)	41,4 (0,7)	0,492
Largeur de pas CP (mm)	100 (0,0)	100 (0,0)	0,429
Largeur de pas CS (mm)	100 (0,0)	100 (0,0)	0,443
Durée Simple Appui CP* (s)	1,0 (0,0)	1,0 (0,0)	0,913
Durée Simple Appui CS** (s)	1,0 (0,0)	1,0 (0,0)	0,593
Marge ML CP (mm)	25,5 (1,6)	29,5 (1,8)	0,383
Marge ML CS (mm)	30,8 (2,3)	30,1 (2,2)	0,89
Marge AP CP (mm) début d'appui	-62,6 (8,6)	-74,0 (2,1)	0,413
Marge AP CS (mm) début d'appui	-64,78(4,15)	-73,27(2,42)	0,508

	Groupe	Groupe	
	PS	2C	
	n=8	n=9	
Paramètres	Moy (EC)	Moy (EC)	Valeur p
Marge AP CP (mm) fin d'appui	82,18(8,98)	97,41(7,35)	0,321
Marge AP CS (mm) fin d'appui	81,61(23,84)	93,17(6,51)	0,619

* Coté avec Prothèse ; ** Côté sain

5.3.3 Marge de stabilité dans la direction ML

La notion de stabilité vient du fait que, si le XCoM se trouve dans la base de support (BoS), alors il est possible d'observer des déplacements du CoP plus loin que le XCoM. Donc tant que le XCoM se trouve dans la BoS, il sera toujours possible de revenir à une position d'équilibre. En ML : si au début du simple appui, le XCoM est plutôt du côté médial, alors il est possible de reposer le pied du bon côté. Si au contraire, le XCoM est latéral, un pas croisé est obligatoire pour ne pas perdre l'équilibre. Lorsque l'on compare les sujets PS aux sujets 2C, aucune différence significative n'a été trouvée, et ce, pour tous les paramètres spatiotemporels du Tableau 5-2. Lorsque l'on compare les valeurs des marges ML CP (Figure 5.1) de nos sujets avec PTG à ceux d'adultes sains (Hof et al., 2005), on remarque qu'elles sont plus grandes. En effet, les sujets 2C ont une marge ML CP de 29.5 (1.8) mm et les sujets PS de 25.5 (1.6) mm tandis que les sujets adultes sains sont plus aux alentours de 25mm. Ainsi, l'observation de la distance entre XCoM et CoP (Figure 5.1), suggère que l'équilibre est plus stable (A. L. Hof et al., 2005) chez les sujets avec PTG que les sujets sains. Cela pourrait indiquer une prise de risque de chute plus réduite chez les sujets avec PTG que les sujets adultes. On note aussi une largeur de pas supérieure chez les sujets avec PTG, de 100mm pour les deux groupes (PS et 2C) que chez les sujets sains, de 86mm selon (Hof, 2007). Ce qui va dans le sens de Hof (2008), qui affirme que, plus la marge de stabilité est grande, plus les pas

doivent être larges. Dans une étude sur la maturation de la marche chez des enfants, Robert et al. (2019) explique qu'avec l'âge, la marge tend à se réduire (chez les enfants). Ce phénomène est expliqué par un meilleur contrôle du placement des pieds et un ajustement plus fin de cette marge pour une marche plus efficace. Il est possible que les personnes avec prothèse tendent à avoir une marge de stabilité de nouveau plus grande de par une perte de contrôle lors de la marche et nécessitant donc une prise de marge plus importante pour éviter la chute.

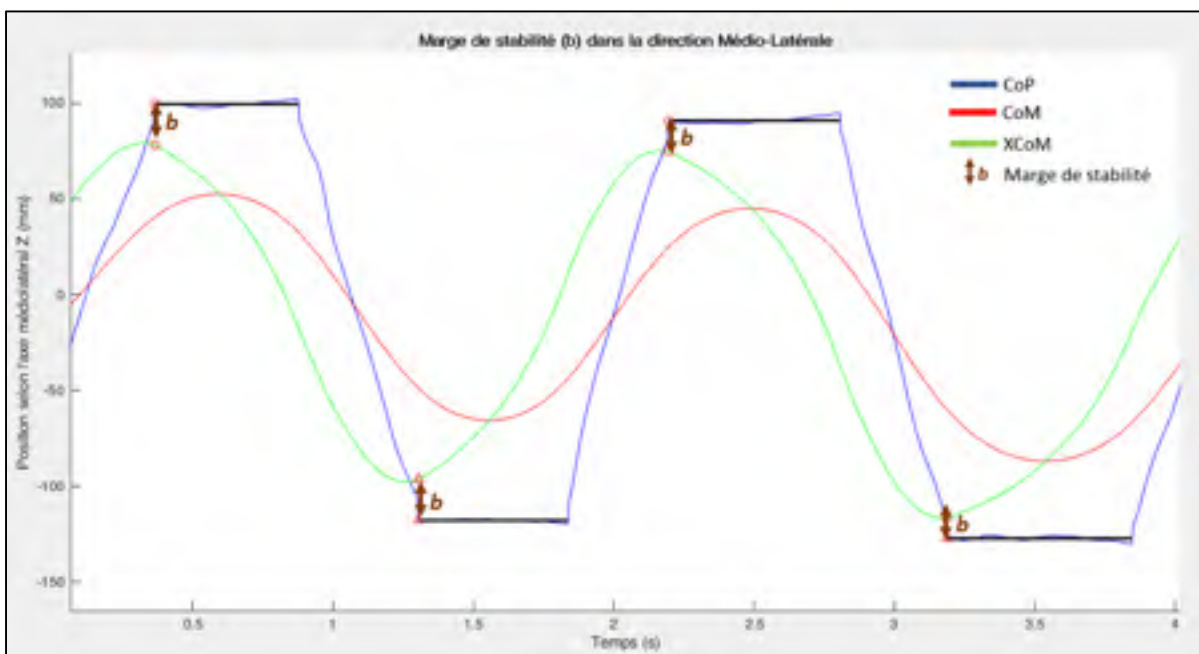


Figure 5.1 : Extrait représentatif d'un essai de marche d'un sujet 2C illustrant la marge de stabilité (b) dans la direction médo-latérale. CoP (en bleu), CoM (en rouge), XCoM (en vert).

5.3.4 Marge de stabilité dans la direction AP

Dans la direction AP, au début de la phase de simple appui, cette marge est négative et correspond à un « freinage » du CoM. À l'inverse, cette marge est positive vers la fin du simple appui, car le CoM est accéléré. C'est en cela que la valeur b est associée à une notion de stabilité. Cette distance b entre CoP et XCoM informe donc sur la mécanique générale de la marche en termes, non pas de perte d'équilibre et de chute, mais de régulation d'équilibre et de contrôle moteur.

Dans la direction AP (Figure 5.2), la marge de stabilité des sujets 2C CP est de -74,0 (2,1) mm en début d'appui et de 97,41(7,35) mm en fin d'appui. Tandis que pour les sujets PS, la marge de stabilité CP de début d'appui est de -62,6 (8,6) mm et en fin d'appui de 82,18(8,98). Bien qu'il n'y a pas de différence significative, on peut noter une tendance à ce que les marges de stabilités des sujets 2C soient plus grandes que celles des sujets PS. Une marge de stabilité plus importante dans la direction AP représente une dynamique (décélération en début d'appui et accélération en fin d'appui) plus importante. Ainsi, il est possible que les sujets 2C aient plus « confiance » en leur capacité à se rattraper lors d'une chute en avant que les sujets PS. Lorsque l'on compare les CP aux CS, il semble que les marges soient légèrement plus grandes pour les CP que les CS, que ce soit pour le début ou la fin de la phase d'appui. Cela pourrait signifier que les sujets octroient une marge de stabilité plus grande du côté avec prothèse que du côté sain. Cependant cette tendance n'est pas statistiquement significative et n'est pas appuyée par une différence dans la cadence de pas ou durée de simple appui. La (Figure 5.2) illustre la marge de stabilité dans la direction AP.

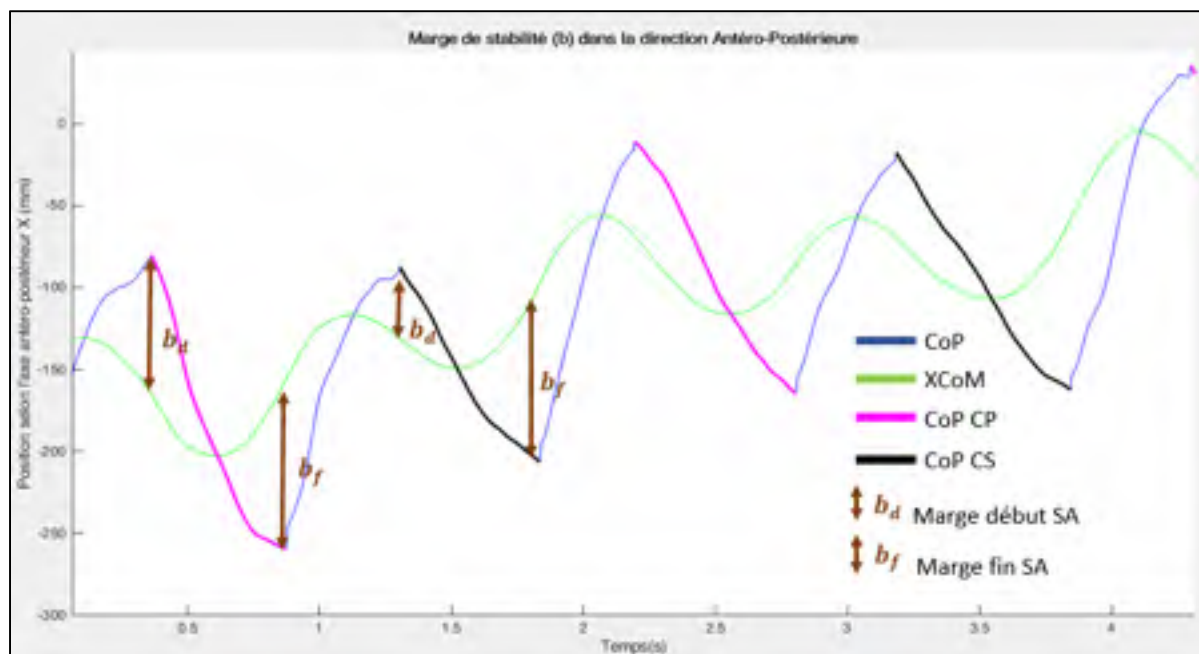


Figure 5.2 : Extrait représentatif d'un essai de marche d'un sujet 2C illustrant la marge de stabilité (b) dans la direction antéro-postérieure. (bd) correspond à la marge de stabilité au début du Simple Appui et (bf) correspond à la marge de stabilité à la fin du Simple Appui.

CoP (en bleu), XCoM (en vert), CoP CP (en magenta) pour le côté avec prothèse et CoP CS (en noir) pour le côté sain.

5.4 Conclusion

Cette troisième étude avait pour but de déceler de potentielles différences dans les marges de stabilités des sujets avec prothèse réséquant les ligaments croisés (PS) et celles préservant les ligaments croisés (2C). Cependant, aucune différence significative n'a été trouvée entre les deux types d'implants. Aussi, cela infirme notre troisième hypothèse qui était que l'étude de la marge de stabilité devait montrer une plus grande variabilité chez les sujets 2C que les sujets PS dans les directions ML et AP.

Bien qu'il n'y ait pas de différence significative entre les sujets PS et 2C de cette étude, on observe cependant des tendances. Il semble que les marges de stabilités des sujets 2C soient plus grandes que celles des sujets PS, indiquant potentiellement une plus grande « confiance » en leur capacité à se rattraper lors d'une marche en avant. Cependant cette différence est probablement masquée par la très grande variabilité des sujets et il est aussi possible qu'elles soient dues à l'effet de la différence de vitesse entre les deux groupes.

Il est aussi possible que les sujets avec PTG aient une marge de stabilité plus grande que les adultes sains du fait d'une perte de contrôle dans la régulation de leur marche. Cependant cette tendance n'est pas confirmée statistiquement.

CONCLUSION

La gonarthrose est une pathologie dégradant le cartilage au niveau de l'articulation du genou. Cette dégénérescence progressive du cartilage engendre souvent une limitation des mouvements au quotidien et de la douleur. La prise en charge de cette maladie est coûteuse, tant d'un point de vue individuel que sociétal. Aussi l'arthroplastie du genou est-elle une chirurgie en plein essor visant à remplacer les parties endommagées (cartilage, ligaments...) à l'aide d'un implant métallique. Cette technique s'est révélée efficace dans l'amélioration des conditions de vie des patients. Cependant, le genou est une structure complexe et ces implants ne parviennent pas à redonner une anatomie ni une mécanique « naturelle » au genou. De ce fait, un pourcentage non négligeable de patients ne sont pas satisfait de leur prothèse, que ce soit en termes de capacité de mouvement ou de douleur. C'est pourquoi de nombreux chercheurs et chirurgiens orthopédistes se sont penchés sur le problème afin que la cinématique et la dynamique 3D du genou avec prothèse lors d'activités motrices soient de plus en plus décrites et comprises. Aujourd'hui, la prothèse à glissement la plus couramment utilisée par les chirurgiens est la prothèse postéro stabilisée (PS). La pose de cette prothèse est depuis longtemps maîtrisée et a fait ses preuves. Cependant, la pose de cet implant nécessite la résection des deux ligaments croisés du genou. Le maintien de la stabilité n'étant plus assuré par ces ligaments, une came au niveau du plateau tibial sert à limiter et contraindre le mouvement. Une autre prothèse permettant la préservation des ligaments croisés existe et est dite 2C. Cette prothèse a été peu utilisée du fait, entre autres, de la complexité chirurgicale, et donc du cout, liée à l'opération. Cependant, au vu de la constante insatisfaction des patients par rapport à leurs prothèses, certains chirurgiens et chercheurs se sont de nouveau penchés sur cette prothèse 2C. En effet, la préservation des structures anatomiques devrait, en théorie, permettre de recouvrer une marche plus proche de celle d'un sujet sain ainsi qu'une meilleure proprioception. Cependant, ces avantages théoriques n'ont jamais été prouvés. Au vu de la demande grandissante de pose de prothèse totale du genou, il apparait donc important de bien décrire la dynamique 3D du genou pour tenter de mieux définir les avantages théoriques de l'une ou l'autre des prothèses. Nous avons donc tout d'abord cherché à savoir si le design avait un impact sur la biomécanique articulaire.

Ce projet comporte trois études visant à approfondir cette problématique et caractériser au mieux les prothèses PS et 2C. Dans une première étude, une comparaison de la dynamique 3D suite à la pose de deux prothèses totales du genou (PTG) a été réalisée, entre les implants postéro stabilisés (PS) et ceux préservant les ligaments croisés (2C). Constatant qu'aucune différence significative ne pouvait être décelée entre les deux designs de prothèse, nous avons conduit une seconde analyse ou nous avons fusionné les données des deux groupes de prothèses et comparés ceux-ci à un groupe contrôle de jeunes adultes. Cette étude a mis en exergue une différence dans la stratégie à la marche entre sujets avec PTG et sujets jeunes et sains. Une troisième partie de ce travail a consisté en l'analyse de la marge de stabilité dans les directions médio-latérales (ML) et antéro-postérieure (AP) des deux types de prothèses PS et 2C pour les côtés sains et avec prothèses.

Tout d'abord, notre première hypothèse était qu'il existait une différence entre les prothèses PS et 2C. Or, la comparaison de la dynamique 3D des deux types de prothèses n'a révélé aucune différence significative. Cependant, il est possible de remarquer une plus grande variabilité des moments inter-segmentaires et puissances pour les sujets 2C par rapport aux sujets PS. Cela pourrait s'expliquer par le fait que les implants 2C sont moins contraints que les implants PS et laissent donc plus de liberté de mouvement. Lorsque l'on se penche sur l'analyse de la puissance articulaire et de l'angle 3D, il semble que les sujets 2C propulsent plus avec le genou que les sujets PS qui propulsent plus avec la hanche, mais ce résultat n'est pas significatif, il s'agit juste d'une tendance observée. La propulsion à partir de la cheville est presque inexistante pour les deux types de prothèses qui sont surtout en configuration de résistance à la cheville durant toute la phase d'appui. Bien que cela soit non significatif, il est possible que les sujets 2C aient une meilleure proprioception de leur genou leur permettant de propulser davantage. Cela rejoint l'étude cinématique de (Larose, 2015), qui a conclu de l'analyse des courbes d'abduction que la préservation des deux ligaments croisés augmenterait la stabilité du genou, plus particulièrement lors de la phase de chargement, où les forces actives dans le genou sont les plus élevées.

Notre seconde hypothèse partait du principe que les sujets avec PTG employaient la même stratégie à la marche que les sujets plus jeunes et sains. On observe ainsi des courbes de forces et de moments semblables, mais avec des pics caractéristiques plus faibles que pour les sujets jeunes et sains. De plus, les sujets avec PTG ont une démarche lente, ce qui engendre des courbes de forces et de moments plus « aplaties » et décalées dans le temps d'environ +10% du cycle de marche. L'observation de la puissance articulaire et de l'angle 3D révèle que les personnes ayant eu une PTG propulsent avec la hanche et le genou. Ce résultat pourrait être dû à la différence de méthodologie dans l'acquisition de la marche. Les sujets PTG ayant marché sur un tapis roulant et les sujets jeunes et sains dans un couloir sur des plateformes de forces. Il reste cependant, une configuration de propulsion à la hanche en tout début de l'appui pour les sujets avec PTG qui semble un trait caractéristique d'une marche altérée. Cette observation a notamment déjà été faite chez des sujets amputés trans-fémoraux (qui n'ont donc aucune possibilité de propulsion au niveau du genou).

Enfin, notre troisième et dernière hypothèse était qu'on trouverait une variabilité plus grande chez les sujets 2C en termes de marge de stabilité dans les directions ML et AP que chez les sujets PS. Or, il en ressort qu'il n'y a pas de différence significative entre les deux groupes de prothèses. On observe cependant des tendances qu'un plus grand nombre de sujets pourraient peut-être confirmer. Dans la direction ML et AP, il semble que les sujets avec implants 2C aient une plus grande marge de stabilité que les sujets avec implants PS. Cela pourrait signifier une plus grande confiance en leur capacité à se rattraper lors d'une chute, ce qui irait dans le sens d'une meilleure proprioception de leur genou que les sujets PS, ou encore que leur implant, étant moins contraint que les sujets PS, leur permet plus de liberté de mouvement. De plus, il est possible que les sujets avec PTG aient une marge de stabilité plus grande que celles des adultes. Cela pourrait signifier une perte de contrôle dans la régulation de leur marche. Ce constat doit cependant être validé avec un groupe contrôle d'âge comparable ainsi que dans des conditions méthodologiques comparables.

D'une manière générale, ce projet a permis une meilleure compréhension de la stratégie à la marche employée par les sujets avec PTG en termes de configurations articulaires

(stabilisation, propulsion et résistance) au, niveau de la cheville, du genou et de la hanche. Il s'agit aussi de la première étude rapportant la dynamique 3D ainsi que l'angle 3D d'une cohorte de patients avec des prothèses PS et 2C. Cependant, ces trois études restent limitées en termes de nombre de patients et de sujets contrôles adaptés en termes d'âge et de méthodologie. Le recrutement et la collecte des données de patients ayant été interrompus par la pandémie de la Covid-19.

RECOMMANDATIONS

Ce travail a ouvert un certain nombre de perspectives pour prolonger la réflexion. La suite du projet devra comprendre plus de sujets avec prothèse PS et 2C. De plus, le groupe contrôle devrait correspondre en termes d'âge et de morphologie afin que la comparaison soit plus pertinente. Il serait aussi intéressant d'effectuer une comparaison avec le genou controlatéral pour voir l'impact de la prothèse du membre opposé. De plus, certaines études se sont penchées sur d'autres activités motrices (marche en pente, montée et descente d'escalier) afin de caractériser la démarche des sujets avec prothèse de façon plus approfondie. Une modélisation musculo-squelettique pourrait aussi apporter des résultats intéressants afin de calculer les efforts repris par les ligaments.

BIBLIOGRAPHIE

- Agence nationale de sécurité du médicament et des produits de santé. (2015, juillet). Surveillance des dispositifs médicaux à risques : Prothèses totales de genou (PTG). Repéré à https://ansm.sante.fr/var/ansm_site/storage/original/application/3798f4f2a1e239b28ddf80c8b675ee86.pdf
- Alnahdi, A. H., Zeni, J. A., & Snyder-Mackler, L. (2011). Gait after unilateral total knee arthroplasty: Frontal plane analysis. *Journal of Orthopaedic Research*, 29(5), 647-652. <https://doi.org/10.1002/jor.21323>
- Andriacchi, T. P. (1982). The influence of total knee-replacement design on walking and stair-climbing. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 64(9), 1328-1335.
- Anouchi, Y. S. (1996). Range of Motion in Total Knee Replacement. *A Publication of The Association of Bone and Joint Surgeons® | CORR®*, 331, 87-92.
- Arabori, M., & Matsui, N. (2008). Posterior condylar offset and flexion in posterior cruciate-retaining and posterior stabilized TKA. *Journal of Orthopaedic Science*, 13(1), 46. <https://doi.org/10.1007/s00776-007-1191-5>
- Baker, P. N. (2007). The role of pain and function in determining patient satisfaction after total knee replacement. Data from the National Joint Registry for England and Wales. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 89(7), 893-900. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.89B7.19091>
- Bazan Bardales. (2018). *L'effet de la suppression de la douleur sur la biomécanique tridimensionnelle du genou et de la cheville chez des patients gonarthrosiques* (Mémoire). Faculté de médecine, Montréal Québec.
- Benedetti, M. G. (2003). Muscle activation pattern and gait biomechanics after total knee replacement. *Clinical Biomechanics*, 18(9), 871-876. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(03\)00146-3](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(03)00146-3)
- Berchuck, M. (1990). Gait adaptations by patients who have a deficient anterior cruciate ligament. *J. Bone Joint Surg*, 871-877.
- Bonnin, M. P. (2011). What are the factors of residual pain after uncomplicated TKA? *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the ESSKA*, 19(9), 1411-1417. <https://doi.org/10.1007/s00167-011-1549-2>

- Bourne, R. B. (2010a). Patient Satisfaction after Total Knee Arthroplasty: Who is Satisfied and Who is Not? *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 468(1), 57-63. <https://doi.org/10.1007/s11999-009-1119-9>
- Boutin. (2009). Imitation du mouvement humain pour les robots humanoïdes - Application au robot HRP-2. *ResearchGate*. Repéré à https://www.researchgate.net/publication/48270402_Imitation_du_mouvement_humain_pour_les_robots_humanoïdes_-_Application_au_robot_HRP-2
- Brugioni, D. J., & Andriacchi, T. P. (1990). A functional and radiographic analysis of the total condylar knee arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, 5(2), 173-180. [https://doi.org/10.1016/S0883-5403\(06\)80237-8](https://doi.org/10.1016/S0883-5403(06)80237-8)
- Canale, S. T. (2012). *Campbell's Operative Orthopaedics E-Book*. (S.1.) : Elsevier Health Sciences.
- Chen, I. H. (1997). The influence of walking speed on mechanical joint power during gait. *Gait & Posture*, 6(3), 171-176. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(97\)00009-X](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(97)00009-X)
- Cherian, J. J. (2014). Bicruciate-Retaining Total Knee Arthroplasty: A Review. *The Journal of Knee Surgery*, 27(3), 199-206. <https://doi.org/10.1055/s-0034-1374812>
- Cheze, L., Fregly, B. J., & Dimnet, J. (1995). A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data. *Journal of biomechanics*, 28(7), 879-884.
- Cheze, L., Gutierrez, C., San Marcelino, R., & Dimnet, J. (1996). Biomechanics of the upper limb using robotic techniques. *Human Movement Science*, 15(3), 477-496.
- Chiarello, C. M. (1997). The Effect of Continuous Passive Motion Duration and Increment on Range of Motion in Total Knee Arthroplasty Patients. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 25(2), 119-127. <https://doi.org/10.2519/jospt.1997.25.2.119>
- Cloutier, J. M., Sabouret, P., & Deghrar, A. (1999). Total knee arthroplasty with retention of both cruciate ligaments. A nine to eleven-year follow-up study. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 81(5), 697-702. <https://doi.org/10.2106/00004623-199905000-00011>
- Corps Humain. (s.d.). Les Articulations - permettre les mouvements. En ligne. Repéré à http://www.corpshumain.ca/muscle_articulation.php
- Coutu, M.-F., Gaudreault, N., Major, M.-E., Nastasia, I., Dumais, R., Deshaies, A., ... Maillette, P. (s.d.). Obstacles et facilitateurs du retour et du maintien durable en emploi après une arthroplastie totale du genou.
- Dakin, H. (2012). Rationing of total knee replacement: a cost-effectiveness analysis on a large trial data set. *BMJ Open*, 2(1), e000332. <https://doi.org/10.1136/bmjopen-2011-000332>

- Dennis, D. A., Komistek, R. D., Stiehl, J. B., Walker, S. A., & Dennis, K. N. (1998). Range of motion after total knee arthroplasty The effect of implant design and weight-bearing conditions. *The Journal of Arthroplasty*, 13(7), 748-752. [https://doi.org/10.1016/S0883-5403\(98\)90025-0](https://doi.org/10.1016/S0883-5403(98)90025-0)
- Derrick, T. R., van den Bogert, A. J., Cereatti, A., Dumas, R., Fantozzi, S., & Leardini, A. (2020). ISB recommendations on the reporting of intersegmental forces and moments during human motion analysis. *Journal of Biomechanics*, 99, 109533.
- Docteur Paillard. (s.d.). *Prothèse totale du genou (1:54)*. Repéré à <https://www.youtube.com/watch?v=xtCa0cUul2o>
- Doya, H. (2010). Proposed novel unified nomenclature for range of joint motion: method for measuring and recording for the ankles, feet, and toes. *Journal of Orthopaedic Science*, 15(4), 531-539.
- Dumas, R., & Chèze, L. (2007a). Influence of the 3D inverse dynamic method on the joint forces and moments during gait. *Journal of Biomechanical Engineering*, 129(5), 786-790. <https://doi.org/10.1115/1.2768114>
- Dumas, R., & Cheze, L. (2008). Hip and knee joints are more stabilized than driven during the stance phase of gait: An analysis of the 3D angle between joint moment and joint angular velocity. *Gait & Posture*, 28(2), 243-250. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.12.003>
- Dumas, Raphael. (2015). Hip power analysis in individuals with transfemoral amputation: a different strategy different from stabilisation during gait stance.
- Fantozzi, S. (2003). Fluoroscopic and gait analysis of the functional performance in stair ascent of two total knee replacement designs. *Gait & Posture*, 17(3), 225-234. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(02\)00096-6](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00096-6)
- Friston, K. J., Holmes, A. P., Worsley, K. J., Poline, J.-P., Frith, C. D., & Frackowiak, R. S. J. (1994). Statistical parametric maps in functional imaging: A general linear approach. *Human Brain Mapping*, 2(4), 189-210. <https://doi.org/10.1002/hbm.460020402>
- Gourdou, P. (2010). *Étude de l'influence de l'asymétrie de vitesse du tapis roulant à deux courroies sur la biomécanique de la locomotion chez le sujet sain*. masters. École de technologie supérieure, Montréal. Repéré à <https://espace.etsmtl.ca/id/eprint/300/>
- Goutallier, D. (2008). Prothèse totale de genou HermèsTM conservant les deux ligaments croisés : comparaison avec la version postérostabilisée au recul de huit ans. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Réparatrice de l'Appareil Moteur*, 94(6), 585-595. <https://doi.org/10.1016/j.rco.2008.04.012>

- Grood, E. S., & Suntay, W. J. (1983). A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee.
- 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>
- Hatfield, G. L. (2011). The Effect of Total Knee Arthroplasty on Knee Joint Kinematics and Kinetics During Gait. *The Journal of Arthroplasty*, 26(2), 309-318. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2010.03.021>
- Haute Autorité de Santé. (2012). Implants articulaires du genou. Saint-Denis La Plaine : HAS.
- Hilding, M. B., Lanshammar, H., & Ryd, L. (1996). Knee joint loading and tibial component loosening: RSA and gait analysis in 45 osteoarthritic patients before and after TKA. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, 78(1), 66-73.
- Hilding, M. B., Ryd, L., Toksvig-Larsen, S., Mann, A., & Stenström, A. (1999). Gait affects tibial component fixation. *The Journal of Arthroplasty*, 14(5), 589-593. [https://doi.org/10.1016/S0883-5403\(99\)90082-7](https://doi.org/10.1016/S0883-5403(99)90082-7)
- Hirsch, H. S. (1994). The posterior cruciate ligament in total knee surgery. Save, sacrifice, or substitute? *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (309), 64-68.
- Hof, A. L., Gazendam, M. G. J., & Sinke, W. E. (2005). The condition for dynamic stability. *Journal of Biomechanics*, 38(1), 1-8. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.03.025>
- Hof, At L. (2007). Control of lateral balance in walking: Experimental findings in normal subjects and above-knee amputees. *Gait & Posture*, 25(2), 250-258. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.04.013>
- Hof, At L. (2008). The 'extrapolated center of mass' concept suggests a simple control of balance in walking. *Human movement science*, 27(1), 112-125.
- Hof, At L. (2017). Scaling and Normalization. Dans *Handbook of Human Motion* (pp. 1-11). Cham : Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-319-30808-1_180-1
- Kadaba, M. P. (1989). Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *Journal of Orthopaedic Research*, 7(6), 849-860. <https://doi.org/10.1002/jor.1100070611>
- Kärrholm, J. (1988). Active knee motion after cruciate ligament rupture. Stereoradiography. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 59(2), 158-164. <https://doi.org/10.1080/17453678809169699>

- Komistek, R. D. (2002). In Vivo Kinematics for Subjects With and Without an Anterior Cruciate Ligament. *A Publication of The Association of Bone and Joint Surgeons® | CORR®*, 404, 315–325.
- Koolen, T., De Boer, T., Rebula, J., Goswami, A., & Pratt, J. (2012). Capturability-based analysis and control of legged locomotion, Part 1: Theory and application to three simple gait models. *The international journal of robotics research*, 31(9), 1094–1113.
- Kramers-de Quervain, I. A. (1997). Quantitative gait analysis after bilateral total knee arthroplasty with two different systems within each subject. *The Journal of Arthroplasty*, 12(2), 168–179. [https://doi.org/10.1016/s0883-5403\(97\)90063-2](https://doi.org/10.1016/s0883-5403(97)90063-2)
- Kuo, A.D., 1999, Stabilization of Lateral Motion in Passive Dynamic Walking. *The International Journal of Robotics Research* 18, 917-930. <https://doi.org/10.1177/02783649922066655>
- Kurtz, S., Mowat, F., Ong, K., Chan, N., Lau, E., & Halpern, M. (2005). Prevalence of primary and revision total hip and knee arthroplasty in the United States from 1990 through 2002. *JBJS*, 87(7), 1487–1497.
- Kurtz, S., Ong, K., Lau, E., Widmer, M., Maravic, M., Gómez-Barrena, E., ... Röder, C. (2011). International survey of primary and revision total knee replacement. *International orthopaedics*, 35, 1783–9. <https://doi.org/10.1007/s00264-011-1235-5>
- Larose, G. (2015). *L'effet de la prothèse totale du genou sur la cinématique 3D vers le développement de biomarqueurs mécaniques de la douleur* (Mémoire). Montréal.
- Levinger, P. (2013). Lower Limb Biomechanics in Individuals With Knee Osteoarthritis Before and After Total Knee Arthroplasty Surgery. *The Journal of Arthroplasty*, 28(6), 994–999. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2012.10.018>
- Liddle, A. D. (2013). Knee replacement for osteoarthritis. *Maturitas*, 75(2), 131–136. <https://doi.org/10.1016/j.maturitas.2013.03.005>
- Ligue suisse contre le rhumatisme. (s.d.). Petit ABC de la hanche. Repéré à <https://www.ligues-rhumatisme.ch/blog/2017/abc-de-la-hanche>
- Liu, T. (2014). Triaxial joint moment estimation using a wearable three-dimensional gait analysis system. *Measurement*, 47, 125–129. <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2013.08.020>
- Lustig, S., Magnussen, R. A., Cheze, L., & Neyret, P. (2012). The KneeKG system: a review of the literature. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the ESSKA*, 20(4), 633–638. <https://doi.org/10.1007/s00167-011-1867-4>

- Mahomed, N. (2011). The Self-Administered Patient Satisfaction Scale for Primary Hip and Knee Arthroplasty. *Arthritis*, 2011, 1-6. <https://doi.org/10.1155/2011/591253>
- Mandeville, D. (2007). The effect of total knee replacement on dynamic support of the body during walking and stair ascent. *Clinical Biomechanics*, 22(7), 787-794. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.04.002>
- Marieb, E. N. (2005). Anatomie et physiologie humaines (version 5e édition.) [Logiciel] (5e édition.). Montréal Québec : Pearson.
- Mezghani, N. (2017). Biomechanical analysis to characterize the impact of knee osteoarthritis on hip, knee, and ankle kinematics. *Journal of Biomedical Engineering and Informatics*, 3(2), 36. <https://doi.org/10.5430/jbei.v3n2p36>
- Orishimo, K. F., Kremenic, I. J., Deshmukh, A. J., Nicholas, S. J., & Rodriguez, J. A. (2012). Does Total Knee Arthroplasty Change Frontal Plane Knee Biomechanics During Gait? *Clinical Orthopaedics and Related Research®*, 470(4), 1171-1176. <https://doi.org/10.1007/s11999-011-2196-0>
- Pataký, T. C. (2012). One-dimensional statistical parametric mapping in Python. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 15(3), 295-301. <https://doi.org/10.1080/10255842.2010.527837>
- Pataký, T. C., Robinson, M. A., Vanrenterghem, J., Savage, R., Bates, K. T., & Crompton, R. H. (2014). Vector field statistics for objective center-of-pressure trajectory analysis during gait, with evidence of scalar sensitivity to small coordinate system rotations. *Gait & Posture*, 40(1), 255-258. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.01.023>
- Perry, J. (1992). Gait Analysis: Normal and Pathological Function. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 12(6), 815.
- Planckaert, C. (2016). *Analyse clinique et cinématique de la prothèse totale de genou douloureuse*. masters. École de technologie supérieure, Montréal. Repéré à <http://espace.etsmtl.ca/1667/>
- Pritchett, J. W. (1996). Anterior cruciate-retaining total knee arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, 11(2), 194-197. [https://doi.org/10.1016/S0883-5403\(05\)80016-6](https://doi.org/10.1016/S0883-5403(05)80016-6)
- Rabischong, P. (2012). A comprehensive anatomy of the ankle. *Médecine et Chirurgie du Pied*, 28(3), 83-88. <https://doi.org/10.1007/s10243-012-0341-4>
- Ranawat, C. S. (2002). History of total knee replacement. *Journal of the Southern Orthopaedic Association*, 11(4), 218-226.

- Robert. (2019). *Analysis and simulation of the standing balance maintenance in humans*. Habilitation à diriger des recherches. Université Claude Bernard Lyon 1. Repéré à <https://hal.archives-ouvertes.fr/tel-02414301>
- Robert, T., Chèze, L., & Dumas, R. (2007). Validation of net joint loads calculated by inverse dynamics in case of complex movements: application to balance recovery movements. *Journal of Biomechanics*, 40(11), 2450-2456. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.11.014>
- Robertsson, O. (2000). Patient satisfaction after knee arthroplasty: A report on 27,372 knees operated on between 1981 and 1995 in Sweden. *Acta orthopaedica Scandinavica*, 71, 262-7. <https://doi.org/10.1080/000164700317411852>
- Samson, W., Dohin, B., Hamme, A. V., Dumas, R., & Chèze, L. (2012). Effet du chaussage sur la marche du jeune enfant avec l'augmentation de la vitesse de déplacement. *Movement Sport Sciences*, n° 75(1), 97-105.
- Samson, William, & Dumas, R. (2009). 3D joint dynamics analysis of healthy children's gait. *Journal of Biomechanics*, 42(15), 2447-2453. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.07.026>
- Südhoff, I. (2007). *Modélisation géométrique et mécanique personnalisée de l'appareil locomoteur* (PhD Thesis). École de technologie supérieure.
- The StayWell Company. (2000). The Foot Parts. Repéré à <https://mychart.geisinger.org/Staywel/html/Inpatient/3,82402fr.html>
- Thieme. (2007). Teaching Assistant: Atlas of Anatomy. En Ligne. Repéré à <http://www.thiemeteachingassistant.com/Home/Collection/16/52702>
- van den Boom, L. G. H. (2014). No difference in gait between posterior cruciate retention and the posterior stabilized design after total knee arthroplasty. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 22(12), 3135-3141. <https://doi.org/10.1007/s00167-014-3215-y>
- Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & posture*, 3(4), 193-214.
- Wu, G. (2002). ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *Journal of Biomechanics*, 35(4), 543-548. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00222-6](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00222-6)
- Zabala, M. E. (2013). Three-dimensional knee moments of ACL reconstructed and control subjects during gait, stair ascent, and stair descent. *Journal of Biomechanics*, 46(3), 515-520. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.10.010>

