

Marges de stabilité avant et après suppression de la douleur
chez les personnes gonarthrosiques : Étude de l'impact sur la
mécanique de la marche

par

Margaux ROHART

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

MONTRÉAL, LE 11 JUILLET 2022

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC



Margaux ROHART, 2022



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

PRÉSENTATION DU JURY

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

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

M. Thomas ROBERT, codirecteur de mémoire
Université Gustave Eiffel

M. David LABBÉ, président du jury
Département de génie logiciel et des technologies de l'information à l'École de technologie supérieure

M Jacques DEGUISE, membre du jury
Département de génie des systèmes à l'École de technologie supérieure

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

LE 06 JUILLET 2022

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Il me paraît important de remercier toutes les personnes qui de près ou de loin m'ont accompagnée dans la réalisation de ce projet de recherche et la rédaction de ce mémoire, et qui m'ont permis de m'enrichir tant sur le plan personnel que professionnel.

Tout d'abord, je tiens à remercier chaleureusement Nicola Hagemeister, ma directrice de recherche, qui a cru en moi et m'a fait confiance en me proposant ce projet pour ma maîtrise. Merci pour tes conseils, ta disponibilité, tes nombreux encouragements et ton accompagnement durant ces deux années. Merci aussi pour ta compréhension, ton soutien et ton aide en cette période de pandémie, merci pour ces balades dans les rues de Montréal quand tous les lieux de rencontre étaient encore fermés ; que je sois bloquée en France, confinée à l'hôtel à mon arrivée au Canada, ou en télétravail depuis mon appartement, tu as toujours su être présente et faire passer mon bien-être physique et psychologique avant le travail et cela m'a certainement soulagée d'une grosse quantité de stress.

De même, je tiens à remercier particulièrement Thomas Robert, mon co-directeur de recherche, qui depuis la France a toujours répondu présent. Merci pour ta disponibilité malgré le décalage horaire. Merci pour ton expérience et tes connaissances dans le domaine de la régulation de l'équilibre et la biomécanique. Après toutes ces heures de zoom, il sera grand temps de nous rencontrer en vrai lors du Congrès mondial 2022 de l'International Society of Posture & Gait Research au mois de juillet.

Un grand merci également à Aïman Feghoul, mon gestionnaire de projet, sans qui la prise en charge du projet, la découverte des données, et l'apprentissage de la bibliothèque LIOMT auraient été bien plus compliquées. Merci pour ton temps, ton aide, tes connaissances Matlab, ta gentillesse et ta bonne humeur. Merci aussi pour ces réunions en présentiel au milieu de toutes ces heures de télétravail, cela a participé à rendre mes premiers mois ici moins « moroses ». J'en profite pour te souhaiter bonne continuation dans ton nouveau travail en dehors du LIO CRCHUM.

Je tiens aussi à remercier Sylvie Gervais, directrice du Bureau de Consultation en Statistique de l'ETS, pour sa disponibilité et l'aide qu'elle m'a apportée dans la réalisation de ce projet. Merci pour tes conseils et tes connaissances en analyse statistique. Merci pour tes explications simplifiées qui ont rendu beaucoup plus clair ma compréhension des statistiques. Tu as su me faire aimer ce domaine de traitements de données et ce n'était pas gagné !

Enfin, merci à Jacques de Guise d'avoir créé ce laboratoire d'imagerie et d'orthopédie, où règne bonne humeur et entraide, même s'il m'aura fallu attendre plusieurs mois avant de le découvrir. Un grand merci aux autres étudiants du laboratoire pour les pauses dej', les 5 à 7, les petites blagues entre deux articles et les discussions tout au long de ces derniers mois. Merci donc à Camille, Victor, Lucas, Alice, Marie, Sandrine, Sacha, Guillaume, Mildred et Rémi pour votre bonne humeur. La pandémie nous a empêché pendant un temps de profiter pleinement des joies d'être collègues de travail mais j'ai été ravie de vous rencontrer et les moments vécus ces derniers mois auront rendu la fin de mon expérience au Canada beaucoup plus sympathique. Merci également à toi, Marie Jorgeault, sans qui la vie du labo ne serait pas la même. Merci pour ta présence et ta joie de vivre. Je vous souhaite à tous une bonne continuation et beaucoup de réussite dans vos projets professionnels et personnels !

Pour finir, merci à mes amis présents ici au Canada sans qui cette expérience n'aurait pas été la même. Merci à mes amis en France avec qui la distance n'a rien changé à l'intensité de notre amitié. Merci aussi à ma famille pour leur soutien. Papa, maman, merci d'avoir toujours tout fait pour que je réalise mes rêves. J'espère vous avoir rendu fiers et continuer à le faire. Merci enfin à mon cheri, qui m'a laissée partir à plus de 6000 km pour vivre mon expérience et qui m'a toujours soutenue malgré la distance. Merci de croire en moi et merci d'être toi. Merci à vous tous, j'ai hâte de vous retrouver !

Une nouvelle page se tourne et un chapitre de ma vie se termine, mais j'ai déjà hâte d'écrire le prochain !

Marges de stabilité avant et après suppression de la douleur chez les personnes gonarthrosiques : Étude de l'impact sur la mécanique de la marche

Margaux ROHART

RÉSUMÉ

MISE EN CONTEXTE ET OBJECTIFS : Selon l'Organisation mondiale de la santé (OMS), 4% de la population mondiale souffre d'arthrose, soit plus de 300 millions de personnes. Parmi elles, 83% souffrent d'arthrose du genou, qui est la forme la plus invalidante et la plus douloureuse de l'arthrose. À ses premiers stades, la prise en charge de l'arthrose consiste à essayer de réduire, voire d'éliminer, la douleur pour apporter plus de confort au patient. Cependant, la douleur étant un mécanisme de protection de l'organisme, sa suppression pourrait être délétère pour la biomécanique des patients atteints d'arthrose et entraîner une exacerbation des causes de la progression de la maladie, mais l'effet exact de la suppression de la douleur sur la biomécanique du genou reste inconnu. Ainsi, l'objectif principal de notre étude est de mesurer et vérifier si la suppression de la douleur a un impact sur la mécanique de la marche chez les personnes atteintes de gonarthrose, tel que quantifié par la marge de stabilité à différents instants du cycle de marche.

MÉTHODES : Douze adultes souffrant d'arthrose fémoro-patellaire douloureuse ont été inclus, avec ou sans implication de l'arthrose fémoro-tibiale. L'expérience s'est déroulée avant et 15 min après suppression de la douleur induite par l'injection intra-articulaire de 5 ml de Xylocaïne (1%) dans le genou. Les participants ont marché sur un tapis roulant instrumenté, horizontal puis incliné, pendant 45 secondes à une vitesse confortable. Nous avons traité les données de forces de réaction au sol recueillies pour ces participants. Le centre de pression (CoP), le centre de masse (CoM) et le centre de masse extrapolé (XCoM) ont été calculés pour estimer la marge de stabilité (Hof et al., 2007) pour différents instants du cycle de marche (ToeOff, HeelStrike, minimal) dans les directions médio-latérale (ML) et antéro-postérieure (AP).

RESULTATS : 90% des participants ont présenté une réduction de la douleur de 100%. Pour chaque essai, nous avons isolé les 15 cycles de marche les plus reproductibles pour chaque jambe en utilisant la répétabilité des forces de réaction au sol. Un test de Student apparié a été effectué pour chaque participant pour comparer la marge de stabilité avant et après l'injection, ainsi que la valeur absolue de l'évolution pré-/post- injection, pour la marche horizontale et la marche inclinée. Après l'injection de l'anesthésique, la marge de stabilité a significativement évolué pour ses valeurs minimales, au ToeOff et au HeelStrike dans les directions ML et AP pour l'ensemble de la population, aussi bien en marche horizontale qu'en marche inclinée. Toutefois, il est à noter que chaque sujet a réagi de manière différente suite à la suppression de sa douleur. 19,4% (7/36) des marges de stabilité en ML ont significativement diminué en marche horizontale post- injection, alors que 5,6% (2/36) des marges en ML ont augmenté. En AP, 33,3% (12/36) des marges de stabilité ont diminué et 19,4% (7/36) ont diminué. Pour la marche inclinée, 33,3% (12/36) des marges de stabilité en ML ont significativement diminué en post- injection et 16,7% (6/36) ont diminué.

En AP, 25% (9/36) des marges de stabilité ont augmenté et 25% (9/36) ont diminué. Enfin, la marge de stabilité est significativement différente pour ses valeurs minimales, au ToeOff et au HeelStrike dans les directions ML et AP pour l'ensemble de la population entre la marche horizontale et la marche inclinée, aussi bien en pré- qu'en post- injection.

DISCUSSION : En considérant la population totale, il y a eu une évolution significative des marges de stabilité ML et AP une fois que la douleur a été réduite - ou éliminée, à la fois en marche horizontale et en marche inclinée. Cependant, il n'y a pas eu de comportement général significatif quant au signe de l'évolution. En effet, lorsqu'on considère les sujets individuellement, certains patients présentent une augmentation ou une diminution de la marge de stabilité selon les instants considérés. Cela suggère que les patients réagissent de différentes manières lorsque leur douleur est supprimée. Enfin, il existe une différence significative des marges de stabilité ML et AP entre la marche horizontale et la marche inclinée, avant et après suppression de la douleur.

Mots-clés : Douleur, arthrose, genou, XCoM, marge de stabilité

Margins of Stability before and after Pain Suppression in People with Gonarthrosis: Study of the Impact on Gait Mechanics

Margaux ROHART

ABSTRACT

BACKGROUND AND AIM: According to the World Health Organization (WHO), 4% of the world's population suffers from osteoarthritis (OA), which means more than 300 million people. Among them, 83% suffer from knee osteoarthritis (KOA) which is the most disabling and painful form of OA. In its early stages, the management of OA consists of trying to reduce or even eliminate the pain to provide more comfort to the patient. However, since pain is a body's protective mechanism, its suppression could be deleterious to KOA patients' biomechanics and lead to disease progression's causes exacerbation. However, pain suppression exact effect on knee biomechanics remains unknown. Thus, the main objective of our research study is to measure and verify whether pain suppression has an impact on the gait mechanics in people with KOA, as quantified by the margin of stability at different instants of gait cycle.

METHODS: Twelve adults with painful patellofemoral osteoarthritis were included, with or without femorotibial osteoarthritis involvement. The experiment took place before and 15 min after pain relief induced by intra-articular injection of 5 mL Xylocaine (1%) into the knee. Participants walked on an instrumented treadmill during 45 seconds at comfortable speed. We processed the ground reaction force data collected from these participants. The center of pressure (CoP), the center of mass (CoM), and the extrapolated center of mass (XCoM) were calculated to estimate the margin of stability (Hof et al., 2007) for different gait cycle instants (ToeOff, HeelStrike, minimal) in medio-lateral (ML) and antero-posterior (AP) directions.

RESULTS: 90% of participants presented 100% pain reduction. For each trial, we isolated the fifteen most reproducible gait cycles for each leg using repeatability of ground reaction forces. A paired student test was performed on each participant to compare pre- and post-injection margin of stability, as well as the absolute value of the pre-/post- evolution, for horizontal and declined walking. After injection of the anesthetic, the margin of stability has significantly changed at ToeOff, at HeelStrike, and for its minimum values, in ML and AP directions, for the global population, in both horizontal and declined walking. However, each subject responded differently following pain suppression. 19,4% (7/36) of the ML margins of stability has significantly decreased in horizontal walking post- injection, while 5,6% (2/36) has significantly increased. In AP, 33,3% (12/36) of the margins of stability has decreased and 19,4% (7/36) has increased. For declined walking, 33,3% (12/36) of the ML margin of stability has significantly decreased in post- injection, while 16,7% (6/36) has significantly increased. In AP, 25% (9/36) of the margins of stability has significantly decreased and 25% (9/36) has increased. Finally, the margin of stability was significantly different at ToeOff, at HeelStrike, and for its minimum values in ML and AP directions for the global population between horizontal and declined walking, both in pre- and post- injection.

X

CONCLUSION: Considering the total population, there was a significant evolution on ML and AP margin of stability once the pain had been reduced – or eliminate. However, there was no significant general behavior regarding the evolution's sign. Indeed, when considered individually, some patients presented either increased or decreased margin of stability. This suggests that patients react in different ways when their pain is suppressed. Finally, there was a significant difference on ML and AP margins of stability between horizontal and declined walking, before and after pain suppression.

Keywords: Pain, osteoarthritis, knee, XCoM, margin of stability

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LITTERATURE.....	5
1.1 Anatomie et biomécanique du genou.....	5
1.2 Gonarthrose et douleur.....	8
1.2.1 Définition générale.....	8
1.2.2 Outils, critères de diagnostic et classification.....	10
1.2.3 Douleur arthrosique	11
1.2.3.1 Physiopathologie de la douleur arthrosique.....	12
1.2.3.2 Les échelles de la douleur	14
1.3 Biomécanique à la marche	16
1.3.1 Le cycle de marche	17
1.3.2 Paramètres biomécaniques associés à la marche	20
1.4 Analyse de la mécanique de la marche et marge de stabilité.....	22
1.4.1 Principes de la stabilité dynamique.....	23
1.4.1.1 Paramètres de la stabilité dynamique.....	23
1.4.1.2 Dynamique d'un système bipède	24
1.4.1.3 Conditions pour la stabilité dynamique	26
1.4.2 Notion de marge de stabilité	27
1.4.2.1 Mise en contexte	27
1.4.2.2 Principes généraux	27
1.4.3 Application à la marche	31
1.4.3.1 En médio-latéral (ML)	32
1.4.3.2 En antéro-postérieur (AP)	35
1.4.4 Étude de la marge de stabilité dans différentes populations	37
1.4.4.1 Marge de stabilité en médio-latéral.....	38
1.4.4.2 Marge de stabilité en antéro-postérieur.....	39
1.4.5 Application spécifique chez les personnes gonarthrosiques	40
1.5 Biomécanique, mécanique de la marche et douleur arthrosique.....	41
1.5.1 Marche en plan incliné et gonarthrose	42
1.5.2 Effet de la suppression de la douleur arthrosique sur la mécanique de la marche.....	44
CHAPITRE 2 PROBLEMATIQUE ET OBJECTIFS	47
2.1 Problématique	47
2.1.1 Problématique clinique	47
2.1.2 Problématique technique.....	48
2.2 Objectifs	49
2.2.1 Objectifs cliniques	49
2.2.2 Objectif technique.....	50
2.3 Hypothèses.....	50

CHAPITRE 3	METHODOLOGIE.....	51
3.1	Méthodologie expérimentale	51
3.1.1	Participants.....	51
3.1.2	Instrumentation	51
3.1.3	Déroulement général de l'expérimentation.....	52
3.2	Méthodologie technique.....	53
3.2.1	Variables d'entrée et découpage des cycles de marche	53
3.2.2	Calcul de la marge de stabilité	53
3.2.2.1	Méthode de calcul générale	53
3.2.2.2	Pseudo-code et étapes de calcul	54
3.2.3	Sélection des cycles de marche les plus répétables et normalisation.....	57
3.3	Analyses statistiques	58
CHAPITRE 4	PRESENTATION DES RESULTATS.....	61
4.1	Résultats sur les participants	61
4.1.1	Caractéristiques démographiques des participants	61
4.1.2	Caractéristiques cliniques des participants	61
4.2	Résultats sur la réduction de la douleur	63
4.3	Résultats préliminaires sur les marges de stabilité	64
4.3.1	Étude de l'impact de l'IMC sur la marge de stabilité	64
4.3.2	Étude de l'impact du genre sur la marge de stabilité	65
4.3.3	Étude de la relation entre pourcentage de réduction de la douleur sur la marge de stabilité	66
4.4	Marges de stabilité pré-/post- injection en marche horizontale	68
4.4.1	Analyse sujet par sujet	69
4.4.1.1	Analyse quantitative.....	69
4.4.1.2	Analyse visuelle de la marge de stabilité	71
4.4.2	Analyse de l'évolution « signée » de la marge de stabilité.....	74
4.4.3	Analyses complémentaires.....	75
4.4.3.1	Analyse de puissance	76
4.4.3.2	Analyse de l'évolution de la MoS en valeur absolue (N=12)....	77
4.5	Marges de stabilité pré-/post- injection en marche inclinée	78
4.5.1	Analyse sujet par sujet	79
4.5.2	Analyses de groupe	80
4.6	Comparaison des marges de stabilité en pré- injection : Marche horizontale vs. Marche inclinée.....	81
4.6.1	Analyse sujet par sujet	81
4.6.1.1	Analyse quantitative.....	81
4.6.1.2	Analyse visuelle de la marge de stabilité	83
4.6.2	Analyse de l'évolution « signée » de la MoS (N = 12).....	86
4.6.3	Analyses complémentaires.....	87
4.6.3.1	Analyse de puissance	88
4.6.3.2	Analyse de l'évolution de la MoS en valeur absolue (N=12)....	89
CHAPITRE 5	DISCUSSION	91

5.1	Effets de la suppression de la douleur sur la mécanique de la marche chez des personnes gonarthrosiques	91
5.2	Effets de l'inclinaison de la pente de marche sur la stabilité dynamique des personnes arthrosiques	93
5.3	Stabilité dynamique des personnes arthrosiques et comparaison avec celle des sujets sains de la littérature	95
5.4	Limitations et forces de l'étude.....	98
	CONCLUSION.....	101
	RECOMMANDATIONS	103
ANNEXE I	RECAPITULATIFS DES ETUDES ET RESULTATS DE MARGE DE STABILITE DE LA LITTERATURE	105
ANNEXE II	CRITERES D'INCLUSION ET D'EXCLUSION (Tiré de Bazan Bardales (2018)).....	107
ANNEXE III	FICHE D'EVALUATION CLINIQUE DU GENOU (Tiré de Bazan Bardales (2018)).....	109
ANNEXE IV	RESULTATS DES TESTS T SUJET PAR SUJET POUR CHAQUE INSTANT DE LA MARGE DE STABILITE EN MARCHE HORIZONTALE PRE/POST INJECTION.....	111
ANNEXE V	RESULTATS DES TESTS T SUJET PAR SUJET POUR CHAQUE INSTANT DE L MARGE DE STABILITE EN MARCHE INCLINEE PRE/POST INJECTION.....	117
ANNEXE VI	RESULTATS DES TESTS T SUJET PAR SUJET POUR CHAQUE INSTANT DE LA MARGE DE STABILITE PRE INJECTION ENTRE LA MARCHE HORIZONTALE ET LA MARCHE INCLINEE	123
ANNEXE VII	RESULTATS DES TESTS T SUJET PAR SUJET POUR CHAQUE INSTANT DE LA MARGE DE STABILITE POST INJECTION ENTRE LA MARCHE HORIZONTALE ET LA MARCHE INCLINEE	129
ANNEXE VIII	MARGES DE STABILITE PRE- / POST- INJECTION EN MARCHE INCLINEE / PRESENTATION DES RESULTATS	135
ANNEXE IX	COMPARAISON DES MARGES DE STABILITE ENTRE MARCHE HORIZONTALE ET MARCHE INCLINEE : PRESENTATION DES RESULTATS EN POST- INJECTION	137
ANNEXE X	FICHE RECAPITULATIVE – SUJET S001	141
ANNEXE XI	FICHE RECAPITULATIVE – SUJET S002	143

ANNEXE XII	FICHE RECAPITULATIVE – SUJET S003	145
ANNEXE XIII	FICHE RECAPITULATIVE – SUJET S004	147
ANNEXE XIV	FICHE RECAPITULATIVE – SUJET S005	149
ANNEXE XV	FICHE RECAPITULATIVE – SUJET S006	151
ANNEXE XVI	FICHE RECAPITULATIVE – SUJET S007	153
ANNEXE XVII	FICHE RECAPITULATIVE – SUJET S008	155
ANNEXE XVIII	FICHE RECAPITULATIVE – SUJET S009	157
ANNEXE XIX	FICHE RECAPITULATIVE – SUJET S011	159
ANNEXE XX	FICHE RECAPITULATIVE – SUJET S014	161
ANNEXE XXI	FICHE RECAPITULATIVE – SUJET S015	163
LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....		165

LISTE DES TABLEAUX

	Page	
Tableau 1.1	Classification de Kellgren et Lawrence de l'arthrose du genou	11
Tableau 1.2	Marges de stabilité médio-latérale au ToeOff controlatéral chez les adultes et les enfants sains	38
Tableau 1.3	Marges de stabilité en AP et en ML pour la montée d'escaliers, avant et après traitements contre la douleur gonarthrosique	45
Tableau 1.4	Marges de stabilité en AP et en ML pour la descente d'escaliers, avant et après traitements contre la douleur gonarthrosique	46
Tableau 4.1	Caractéristiques démographiques des participants à l'étude	61
Tableau 4.2	Caractéristiques cliniques des participants à l'étude	62
Tableau 4.3	Douleurs initiales et finales ressenties par chaque participant lors de l'expérimentation	63
Tableau 4.4	Impact de l'IMC sur la marge de stabilité et son évolution avant et après suppression de la douleur quantifiée par la valeur absolue.....	65
Tableau 4.5	Impact du genre sur la marge de stabilité et son évolution avant et après suppression de la douleur quantifiée par la valeur absolue.....	66
Tableau 4.6	Relation entre le pourcentage de réduction de la douleur et l'évolution pré-/post- injection de la marge de stabilité quantifiée par sa valeur absolue	67
Tableau 4.7	Évolutions pré-/post- injection en marche horizontale sujet par sujet.....	70
Tableau 4.8	Valeurs moyennes des marges de stabilité ipsilatérales pré/post injection aux différents instants de la phase de simple appui en marche horizontale (N=12).....	75
Tableau 4.9	Puissances statistiques des tests-T réalisés pour l'ensemble de la population (N=12).....	76
Tableau 4.10	Valeurs absolues moyennes de l'évolution pré-/post- injection des marges de stabilité ipsilatérales aux différents instants de la phase de simple appui en marche horizontale (N=12).....	78
Tableau 4.11	Évolutions pré-/post- injection en marche inclinée sujet par sujet	79

Tableau 4.12	Différences de marges de stabilité sujet par sujet entre la marche horizontale et la marche inclinée en pré-injection	82
Tableau 4.13	Valeurs moyennes des marges de stabilité ipsilatérales pré-injection aux différents instants du cycle de marche pour la marche horizontale et la marche inclinée (N=12)	86
Tableau 4.14	Puissances statistiques des tests-T réalisés pour l'ensemble de la population (N=12).....	88
Tableau 4.15	Valeurs absolues moyennes de la différence marche horizontale/inclinée des marges de stabilité ipsilatérales aux différents instants de la phase de simple appui en pré- injection (N=12).....	89

LISTE DES FIGURES

	Page	
Figure 1.1	Compartiments articulaires du genou	6
Figure 1.2	Anatomie simplifiée du genou	6
Figure 1.3	Les 3 axes de rotation de l'articulation.....	7
Figure 1.4	Cartilage du genou abîmé et fissuré.....	9
Figure 1.5	Division du cycle de marche.....	18
Figure 1.6	Forces de réactions d'une démarche naturelle	22
Figure 1.7	Illustration de la base de support (BoS), du centre de pression (CoP), du centre de masse (CoM) et du centre de masse extrapolé (XCoM) en position statique selon les directions médio-latérale (ML) et antéro-postérieure (AP)	24
Figure 1.8	Modèle du pendule linéaire inversé 3D	25
Figure 1.9	Comparaison du modèle original (à droite) et du modèle modifié (à gauche) du pendule inversé pour l'équation de la marge de stabilité (vue en plan frontal pour la stabilité médio-latérale).....	29
Figure 1.10	Évolution du centre de pression et du centre de masse du sujet humain pendant la marche	32
Figure 1.11	Marges de stabilité « b » et trajectoires dans le plan frontal du CoM, XCoM et CoP aux trois instants de levé du pied en médio-latéral chez l'adulte sain	34
Figure 1.12	Marges de stabilité « b » et trajectoires dans le plan horizontal du CoM, XCoM et CoP aux trois instants de levé du pied en médio-latéral chez un enfant sain	35
Figure 1.13	Illustration de la mesure de la marge de stabilité dans la direction antéro-postérieure avant le contact au sol du pied controlatéral (A) et au milieu de la phase de simple-appui (B).....	36
Figure 1.14	Trajectoires dans le plan horizontal du CoM, XCoM et CoP aux trois instants de levé du pied chez l'adulte amputé (C) et l'adulte sain (D)	39

Figure 1.15	Trajectoires antéro-postérieure de la marge de stabilité (ligne noire), du moment d'extension interne de la hanche (ligne grise pleine), du moment d'extension interne du genou (ligne grise à tirets), du moment de flexion plantaire interne de la cheville (ligne grise à points) pour un sujet	41
Figure 3.1	Pseudo-code pour le calcul de la marge de stabilité à l'aide du logiciel Matlab	54
Figure 3.2	Courbes ML (A) et AP (B) des CoP, CoM et XCoM en marche horizontale pré- injection pour le sujet S001	56
Figure 4.1	Graphique de l'évolution de la marge de stabilité médio-latérale au moment du contact au sol du pied controlatéral en fonction du pourcentage de réduction de la douleur	68
Figure 4.2	Courbes des marges de stabilité moyennes médio-latérale (A) et antéro-postérieure (B) au cours de la phase de simple appui en marche horizontale pré- et post- injection pour le sujet S003	72
Figure 4.3	Courbes des marges de stabilité moyennes médio-latérale (A) et antéro-postérieure (B) au cours de la phase de simple appui en marche horizontale pré- et post- injection pour le sujet S002	73
Figure 4.4	Courbes des marges de stabilité moyennes médio-latérale (A) et antéro-postérieure (B) au cours de la phase de simple appui en marches horizontale (en rouge) et inclinée (en bleu) pré- injection pour le sujet S001	84
Figure 4.5	Courbes des marges de stabilité moyennes médio-latérale (A) et antéro-postérieure (B) au cours de la phase de simple appui en marches horizontale (en rouge) et inclinée (en bleu) pré- injection pour le sujet S007	85

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

CoP	Centre de pression
CoM	Centre de masse
XCoM	Centre de masse Extrapolé
MoS	Marge de stabilité
ML	Médio-latérale
AP	Antéro-postérieure
ToeOff	Levée des orteils du pied controlatéral
HeelStrike	Contact au sol du pied controlatéral
IMC	Indice de masse corporelle
Hz	Hertz
cm	Centimètres
m	Mètres
m/s	Mètres par seconde

INTRODUCTION

L'Organisation Mondiale de la Santé (Étude Global Burden of Disease, OMS, 2010) estime qu'environ 4% de la population mondiale souffre d'arthrose, soit plus de 300 millions de personnes. Au Canada, environ 3,9 millions (13,6%) de personnes âgées de 20 ans et plus doivent composer avec cette pathologie (Agence de la Santé Publique du Canada, 2020). Il s'agirait de l'une des 10 maladies les plus invalidantes, et la principale cause de morbidité, dans les pays développés.

L'arthrose du genou – ou gonarthrose – est la forme d'arthrose la plus invalidante et douloureuse de la pathologie. Chez les 65-75 ans, elle concerne 30% de la population mondiale. La gonarthrose est une pathologie qui touche le cartilage, l'os et la biomécanique du genou et qui entraîne le développement de symptômes tels que la douleur, la raideur et le handicap fonctionnel.

La douleur joue un rôle majeur chez les personnes atteintes de gonarthrose. Ainsi, dans ses premiers stades, la gestion de l'arthrose consiste à essayer de réduire, voire d'éliminer cette douleur. Toutefois, la douleur étant un mécanisme de protection de l'organisme, de précédentes études suggèrent que sa suppression chez les personnes gonarthrosiques pourrait modifier les mécanismes de protection et d'adaptation (Henriksen et al., 2006; Schnitzer et al., 1993; Shrader et al., 2004; Skwara et al., 2009). Ceci pourrait influencer la biomécanique de leurs articulations, de manière protectrice ou délétère selon la pharmacologie administrée, mais l'effet exact de la suppression de la douleur sur la biomécanique du genou reste à ce jour inconnu. En ce sens, il apparaît primordial de pouvoir mesurer et quantifier de manière objective l'effet de cette réduction ou suppression de douleur sur la biomécanique du genou et la mécanique de la marche chez ces patients.

C'est dans ce contexte qu'une première étude pilote a été menée par Maria Bazan (2020), dont l'objectif général était de vérifier si la suppression de la douleur chez les gonarthrosiques avait un effet immédiat sur la biomécanique tridimensionnelle de leur genou

et de leur cheville lors de la marche sur un tapis roulant instrumenté. Le panel de participants comporte 12 adultes souffrant d'arthrose fémoro-patellaire douloureuse, avec ou sans atteinte d'arthrose fémoro-tibiale. L'expérimentation s'est déroulée avant et 15 min après injection intra-articulaire au genou de 5 cc de Xylocaïne à 1%. Dans son étude, Maria Bazan (2020) a observé que l'effet de la suppression de la douleur sur la biomécanique articulaire 3D au genou ainsi qu'à la cheville était quantifiable lors de la marche horizontale sur tapis roulant, mais très variable d'un sujet à l'autre. Nous concernant, le projet porte sur le traitement des données cinétiques à la marche de ces participants, mesurées via un tapis roulant instrumenté de plateformes de force. L'objectif principal est de mesurer et vérifier si la suppression de la douleur a un impact sur la mécanique de la marche, tel que quantifiée par la marge de stabilité (Hof et al., 2007). Cette dernière caractérise l'éloignement du centre de masse extrapolé (XCoM) par rapport à la base de support (BoS) et/ou au centre de pression (CoP). Ainsi, le centre de pression (CoP), le centre de masse (CoM) et le centre de masse extrapolé (XCoM) ont été calculés pour estimer la marge de stabilité pour différents instants du cycle de marche (ToeOff, HeelStrike, minimal) dans les directions médio-latérale (ML) et antéro-postérieure (AP), au cours de la marche horizontale et de la marche inclinée. Par ailleurs, le protocole initial contenant des essais de marche sur un tapis roulant à l'horizontal et incliné de 8 degrés vers le bas, nous avons également souhaité explorer l'effet de l'inclinaison du tapis sur la marge de stabilité.

Ce mémoire est divisé en cinq chapitres. Le premier chapitre correspond à la recension de la littérature existante ; il permet de préciser le contexte et de fournir une meilleure compréhension de l'anatomie du genou, de la gonarthrose, des outils existants pour la pose de diagnostic, et de la douleur arthrosique. Ce chapitre présente également les caractéristiques de la marche, les paramètres biomécaniques associés, ainsi que la marge de stabilité comme indicateur de la régulation de l'équilibre. Enfin, ce chapitre propose un aperçu des écrits existants sur la suppression de la douleur chez les gonarthrosiques et son impact sur la biomécanique à la marche. Le deuxième chapitre résume les problématiques cliniques et techniques de l'étude, générées à partir de la revue de littérature, et présente les objectifs et hypothèses qui en découlent. Le chapitre 3 détaille le recrutement des

participants, le protocole expérimental et la méthodologie du projet. Le chapitre 4 présente les résultats obtenus pour une marche horizontale et une marche inclinée, en pré- et post-injection, et les analyses statistiques réalisées pour tous les essais confrontés les uns aux autres. Le chapitre 5 amène une discussion sur les différents résultats du chapitre 4, les interprétations que l'on peut en faire, ainsi que les limitations de l'étude. Enfin, ce mémoire se termine par une conclusion générale et des recommandations pour de futures recherches.

CHAPITRE 1

REVUE DE LITTERATURE

1.1 Anatomie et biomécanique du genou

Le rôle de chaque articulation est de permettre le mouvement du corps humain tout en supportant les forces induites ; l'étude de ces forces et mouvements étant appelée la biomécanique. En particulier, l'articulation du genou a pour rôle de fournir une certaine liberté de mouvement tout en assurant stabilité/équilibre et sécurité, que ce soit pendant une activité statique ou une activité dynamique comme la marche, le jogging ou la montée d'escaliers.

Le genou, qui relie la cuisse à la jambe, est considéré comme l'articulation la plus complexe du corps humain (Troa, 2016). Il s'agit en fait de l'association de 2 articulations distinctes, qui permettent les mouvements d'allongement et de fléchissement des membres inférieurs. D'un côté, on trouve l'articulation bi-condylienne fémoro-tibiale (Figure 1.1) qui assure la jonction entre le tibia proximal et le fémur distal. De l'autre, l'articulation trochléenne fémoro-patellaire (Figure 1.1) relie le fémur distal à la patella – aussi communément appelée rotule (Figure 1.2) (Chhabra et al., 2001). Ces trois os sont entourés d'une membrane étanche, appelée capsule articulaire, qui permet l'étanchéité de l'articulation et sa lubrification grâce à la sécrétion du liquide synovial (Troa, 2016).

Les différentes jonctions osseuses du genou sont assurées par des surfaces cartilagineuses (Figure 1.2), dont l'épaisseur est d'environ 3 à 4 millimètres. Elles permettent un glissement des surfaces articulaires lors du mouvement. Le cartilage assure aussi la réduction des contraintes mécaniques imposées à l'articulation grâce à la répartition des pressions et à la capacité d'amortissement de ce tissu (« Les Articulations Du Genou » s. d.).

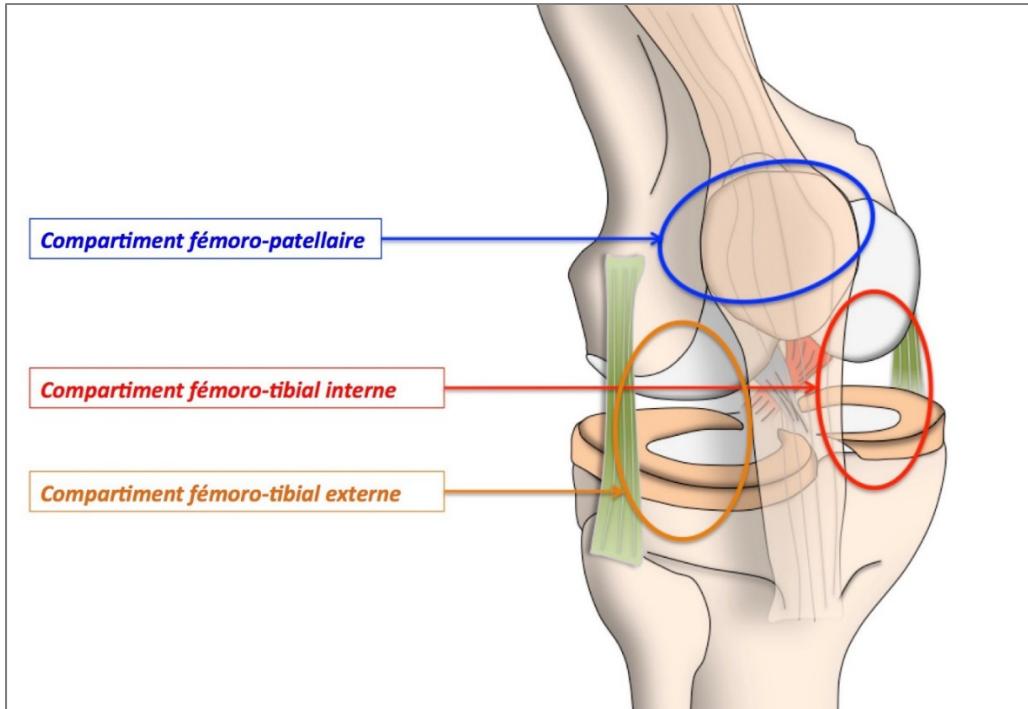


Figure 1.1 Compartiments articulaires du genou
Tiré de Centre ostéo-articulaire des Cèdres (2022)

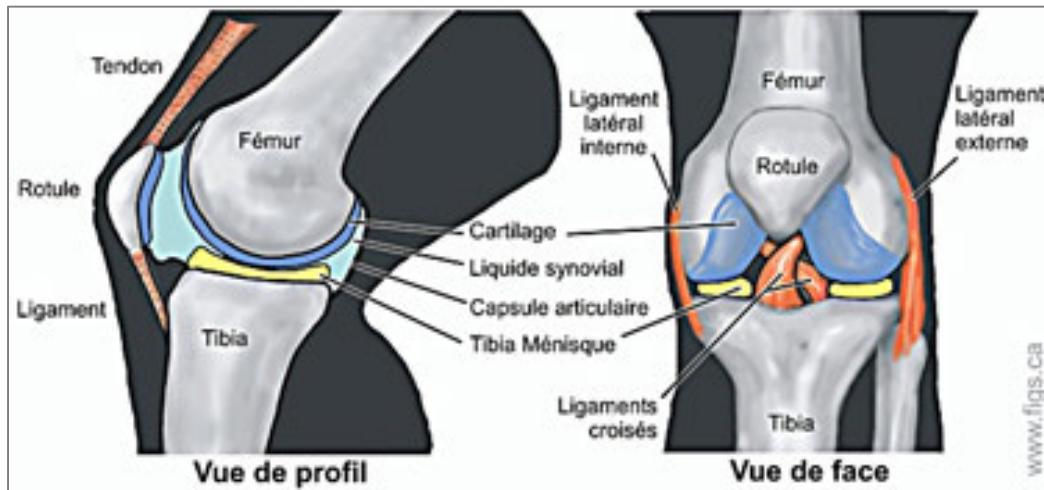


Figure 1.2 Anatomie simplifiée du genou
Tiré de La Fondation Canadienne d'Orthopédie (2015)

La stabilité dynamique du genou, ainsi que sa mobilité, est assurée par la présence de multiples muscles et tendons au sein de l'articulation, par quatre ligaments principaux et par

les ménisque (Flandry, 2011; Troa, 2016). Ils servent de stabilisateurs, de manière passive ou active, et préviennent – voire limitent – les mouvements de l'articulation lorsque cela est nécessaire. Une mauvaise interaction de ces structures peut entraîner une altération de la biomécanique articulaire suite à la modification des charges et des exigences fonctionnelles existantes (Chhabra et al., 2001).

Afin d'assurer ses fonctions, le genou est capable de se mouvoir selon 3 axes de rotation (Figure 1.3) – la flexion-extension, l'adduction-abduction (ou varus-valgus), et la rotation interne-externe – et 3 axes de translation – antéro-postérieure, médio-latérale, et céphale/caudale (Chhabra et al., 2001).

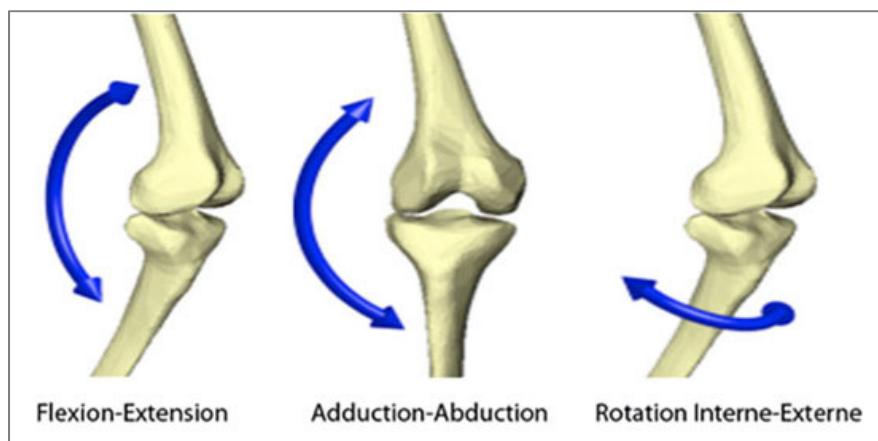


Figure 1.3 Les 3 axes de rotation de l'articulation
Tiré de Bazan Bardales (2018, p. 7)

Le mouvement principal du genou est la flexion-extension, qui s'exerce dans le plan sagittal selon l'axe médio-latéral (Chhabra et al., 2001). La flexion varie entre un angle de 0° (pleine extension) à 135° en moyenne en actif, voire jusqu'à 150° (flexion maximale) en passif. De son côté, le mouvement d'adduction-abduction s'effectue dans le plan frontal selon l'axe antéro-postérieur ; tandis que le mouvement de rotation interne-externe s'exerce uniquement lorsque le genou est en flexion. Les amplitudes de mouvement de l'articulation dans ces directions sont nettement plus faibles que pour la flexion-extension (0° à 135° en moyenne en actif). En effet, les mouvements antéro-postérieurs sont passivement retenus par les

ligaments croisés (Chhabra et al., 2001) et ceux de rotation sont limités par l'extension maximale des ligaments collatéraux et croisés (Davies et al., 2004; Pomajzl & Bicos, 2015).

1.2 Gonarthrose et douleur

1.2.1 Définition générale

L'Organisation Mondiale de la Santé (OMS) estime qu'environ 4% de la population mondiale souffre d'arthrose, soit plus de 250 millions de personnes. Parmi eux, 83% sont atteints d'arthrose du genou – ou « gonarthrose » –, la forme la plus invalidante et douloureuse de la pathologie. En effet, l'arthrose du genou se caractérise par des douleurs et une limitation fonctionnelle importante de l'articulation (Farrokhi et al., 2016 ; Henriksen et al., 2006).

D'un point de vue médical, l'arthrose du genou est définie comme l'usure du cartilage de l'articulation, en particulier au niveau des extrémités du fémur, du tibia et de la rotule (Figure 1.4) (Fingleton, 2015; O'Neill, 2018). Par ailleurs, cette pathologie conduit également à l'épaississement de la capsule articulaire, ainsi qu'à une hypertrophie de l'os (O'Neill, 2018).

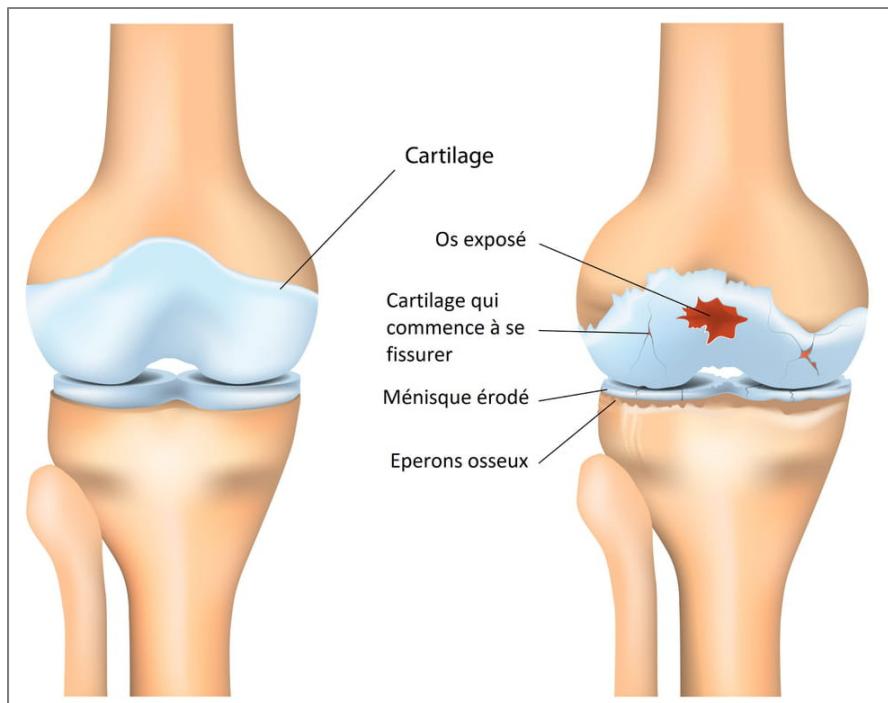


Figure 1.4 Cartilage du genou abîmé et fissuré
Tiré de Designua – 123RF (2022)

La destruction progressive du cartilage génère parfois de fortes douleurs, qui sont souvent réduites par la prise de médicaments antalgiques et anti-inflammatoires. Lorsque les médicaments ne suffisent plus à pallier la douleur ou le déficit fonctionnel, la chirurgie est alors envisagée et la pose de prothèse devient nécessaire. En effet, puisqu'il n'existe pas de traitement permettant la repousse du cartilage, ce sont chaque année plus d'un million de prothèses qui sont posées (Michel et al., 2020).

La pathogenèse de l'arthrose est particulièrement compliquée à définir. Il s'agirait avant tout de « l'interaction complexe entre des phénomènes mécaniques, biochimiques, cellulaires, génétiques et immunologiques » (Kohn et al., 2016). En effet, il semblerait que les individus âgés de plus de 50 ans et du sexe féminin sont plus sujets à être atteints d'arthrose; tout comme les personnes en surpoids (60.5% de risque), présentant des antécédents familiaux, pratiquant un métier ou une activité sportive nécessitant de nombreux abaissements et impacts (Ebell, 2018). Enfin, d'après les données du « Johnston County Osteoarthritis

Project », les hommes présentent environ 40% de risque de développer une arthrose symptomatique, contre 47% chez les femmes (Neogi, 2014).

1.2.2 Outils, critères de diagnostic et classification

La suspicion d'arthrose est généralement émise par un médecin généraliste ou un médecin du sport. Pour confirmer le diagnostic, le patient doit subir dans un premier temps un examen clinique des articulations et répondre à plusieurs questions. En effet, le médecin évalue l'aspect du genou, sa souplesse et son fonctionnement articulaire. Outre la douleur articulaire, les patients gonarthrosiques présentent une stabilité et une proprioception articulaire diminuées. Cela s'accompagne généralement d'une plus grande laxité articulaire médiale, d'une flexion réduite du genou lors de la phase d'appui en charge et de grands moments d'adduction du genou (Sidi Mammar, 2013).

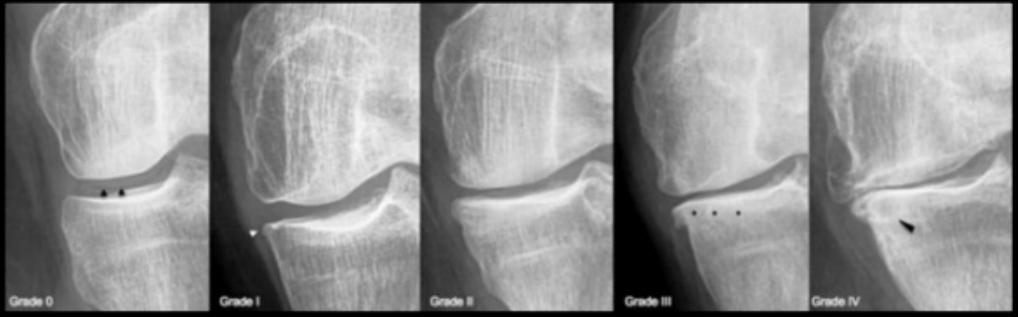
L'évaluation clinique s'accompagne presque toujours de clichés radiographiques (Neogi, 2014; Pereira et al., 2011). En effet, la radiographie permet de constater ou non la présence d'un pincement articulaire caractéristique. Toutefois, il semblerait que les résultats radiographiques ne soient pas toujours en adéquation avec les symptômes du patient (Ebell, 2018).

L'arthrose peut généralement être subdivisée en 2 catégories : l'arthrose primaire – dite idiopathique – et l'arthrose secondaire. Du point de vue de l'étiologie, la première catégorie est relativement indéfinie, bien que l'influence des facteurs génétiques, de l'âge, l'ethnicité et des facteurs biomécaniques soit reconnue. De son côté, l'arthrose secondaire implique souvent un traumatisme passé, une infection, une inflammation ou des étiologies biochimiques connues (Kohn et al., 2016).

Plusieurs études ont tenté de définir les critères de diagnostic de l'arthrose, notamment en confrontant les radiographies avec les douleurs articulaires signalées par les patients (Kohn et al., 2016). Parmi ces études, on trouve notamment la classification radiographique de

l'arthrose de Kellgren et Lawrence (KL, 1957), présentée dans le Tableau 1.1. Celle-ci propose une classification à cinq niveaux de la gravité arthrosique selon différents critères radiographiques. En outre, la classification KL demeure la plus utilisée au sein des études concernant l'arthrose.

Tableau 1.1 Classification de Kellgren et Lawrence de l'arthrose du genou
 (A) Stades radiologiques ; (B) Description des grades radiographiques
 Tiré de Bazan Bardales (2018, p. 33)

A


Grade radiographique	0	I	II	III	IV
Classification	Normale	Douteuse	Légère	Modérée	Sévère
Description	Aucune caractéristique d'arthrose	Ostéophyte de très petite taille; signification douteuse	Ostéophyte certain : interligne normal	Réduction modérée de l'interligne	Réduction marquée de l'interligne, sclérose sous-chondrale

1.2.3 Douleur arthrosique

La douleur est définie par l'Association Internationale pour l'Étude de la Douleur comme étant « une sensation désagréable et une expérience émotionnelle associées à une potentielle ou existante lésion tissulaire, ou décrite en ces termes ». C'est avant tout un phénomène subjectif que chacun expérimente de sa propre façon. La perception de l'expérience met en jeux différents facteurs biologiques, psychologiques et sociaux. En principe, lorsqu'une partie du corps est douloureuse, cela signifie que quelque chose ne va pas ; la douleur joue alors le rôle d'alerte (Neogi, 2014). En outre, si la sensation persiste, on parle de douleur chronique, souvent limitante et contraignante dans la vie de tous les jours. Ce sont ces symptômes qui poussent un individu à aller consulter un professionnel médical.

La douleur est le premier symptôme de l'arthrose (Alghadir et al., 2018; Farrokhi et al., 2016; Neogi, 2014; O'Neill, 2018). En effet, puisque la pathologie ne se guérit pas, les personnes souffrant d'arthrose sont souvent sujets à des douleurs chroniques. Toutefois, les conditions d'installation dans le temps de cette douleur ne sont pas encore bien définies. Joue-t-elle un rôle nociceptif important ? Représente-t-elle une douleur mal adaptée ? Ou reflète-t-elle d'autres aspects de l'expérience de la douleur ? (Neogi, 2014)

1.2.3.1 Physiopathologie de la douleur arthrosique

De nombreuses études ont cherché à comprendre l'origine et le comportement de la douleur arthrosique. Celle-ci est reconnue comme évoluant d'une douleur intermittente et intense, notamment lors des premiers stades d'arthrose, à une douleur persistante mais plus légère (Neogi, 2014; O'Neill, 2018). Cela a notamment été mis en évidence par (Hawker et al., 2011). Toutefois, il est important de préciser que la sévérité et le stade de la pathologie ne peuvent être uniquement associés à ces symptômes (Neogi, 2014); les douleurs ne pouvant être corrélées à la gravité des modifications articulaires observées (Fingleton, 2015). En effet, les épisodes douloureux varient considérablement. L'intensité et les caractéristiques de la douleur ressentie diffèrent d'un individu à l'autre, mais également d'une journée à l'autre pour un même individu. En effet, la douleur est soulagée avec le repos. De même, elle est généralement plus intense en fin de journée (Ebelle, 2018).

De manière générale, bien qu'il puisse s'agir d'une douleur projetée, la douleur arthrosique a tendance à survenir au sein de l'articulation affectée. Ainsi, elle peut être aussi bien intra- qu'extra-articulaire (Neogi, 2014). Dans le cadre de l'arthrose du genou, l'articulation présente de nombreux neurones afférents – appelés « nocicepteurs » – qui détectent la douleur survenant dans les différents tissus touchés par l'arthrose : le périoste, l'os, ainsi que les tissus mous dont les ligaments, les ménisques et la synovie. D'origine multifactorielle, il semblerait que la douleur arthrosique résulte de l'activation des mécanismes neurophysiologiques soit centraux, soit périphériques, ou bien de l'association des deux (Fingleton, 2015).

Dans un premier temps, la douleur arthrosique peut « résulter de la sensibilisation des nocicepteurs du tissu somatique profond local du genou lors d'une inflammation » (Fingleton, 2015). En effet, des débris microscopiques de cartilage peuvent être présents au sein de l'articulation. Considérés comme des corps étrangers, la réponse inflammatoire du système immunitaire est mise en jeu ; les débris sont alors phagocytés – internalisées – par les cellules synoviales (O'Neill, 2018). On parle alors de sensibilisation périphérique, où les douleurs proviennent notamment de la synovite. Cela concerne généralement des stades légers à modérés de la pathologie.

Dans un second temps, l'altération et la perte de cartilage entraînées par l'arthrose ne peuvent pas être la source directe des douleurs arthrosiques puisque les structures cartilagineuses ne sont pas innervées. Toutefois, lors de stades particulièrement avancés de la pathologie, on peut constater une invasion neurovasculaire à la jonction ostéochondrale (O'Neill, 2018). C'est l'apparition de signaux neuronaux pathologiques émis par cette structure qui entraîne des modifications du système nerveux central (Fingleton, 2015), provoquant les douleurs. Il s'agit alors d'une sensibilisation centrale.

Identifier les sources de la douleur arthrosique et les mécanismes mis en jeu est primordial. Aujourd'hui, la plupart des études traitant de la douleur arthrosique abordent le sujet du point de vue de l'articulation fémoro-tibiale. Peu d'informations existent quant à la douleur générée par l'articulation fémoro-patellaire, et l'on peut se poser la question de l'influence de la localisation de la douleur sur les difficultés fonctionnelles liées à la gonarthrose. En ce sens, l'étude de (Farrokhi et al., 2016) a établi que la douleur globale et la douleur combinée fémoro-patellaire et fémoro-tibiale sont associées à un examen clinique moins performant que lors d'une douleur isolée au genou, quelle que soit sa localisation au sein de l'articulation.

1.2.3.2 Les échelles de la douleur

Caractériser de manière précise l'intensité de la douleur ressentie est compliqué. Puisque cette sensation est propre à la perception de chacun, les outils de mesure à disposition sont plutôt subjectifs (Breivik et al., 2008). Ainsi, l'intensité de la douleur peut être mesurée selon différentes échelles d'auto-évaluation et questionnaires, uni- ou multidimensionnels. Les plus reconnues dans le domaine médical sont l'échelle verbale simple (EVS), l'échelle visuelle analogique (EVA) et l'échelle numérique (EN) (Alghadir et al., 2018; Neogi, 2014); chacune présentant des catégories de réponse, méthodes d'applications et de correction d'information différentes, les rendant toutes uniques (Alghadir et al., 2018). En outre, l'Initiative sur les Méthodes, les Mesures et l'évaluation de la douleur dans les essais cliniques (IMMPACT) propose de nombreuses recommandations pour la mesure des résultats des essais sur la douleur chronique qui peuvent être utiles pour l'évaluation de routine de la douleur (Breivik et al., 2008).

Dans un premier temps, l'EVA, l'EN et l'EVS sont des méthodes génériques unidimensionnelles ; c'est-à-dire qu'elles traitent de la douleur dans une seule de ses composantes (Hawker et al., 2011). La plupart du temps, elles sont utilisées pour permettre au patient de décrire sa douleur actuelle ; on obtient donc l'intensité subjective de la douleur ressentie en instantané ou dans les 24 dernières heures (Breivik et al., 2008; Hawker et al., 2011). Ainsi, ces échelles sont capables de détecter l'évolution de la douleur chronique en cas d'arthrose.

L'échelle verbale analogique (EVA) est une échelle continue de 10 cm, graduée en mm, où l'extrémité gauche représente l'absence de douleur (graduation 0 mm) et l'extrémité droite la présence d'une douleur maximale intolérable (graduation 100 mm) (Hawker et al., 2011). L'intensité de la douleur est déterminée en mesurant la distance en millimètres entre la marque effectuée par le patient et l'unité 0. On obtient ainsi un score entre 0 et 100 mm, où plus le score est élevé plus la douleur est intense (Hawker et al., 2011). Une étude récente menée par Alghadir et al. (2018) a conclu que l'EVA était la méthode la plus fiable et la plus

sensible pour la mesure des douleur gonarthrosiques, notamment presqu'elle présente 101 niveaux de réponse. Toutefois, cette méthode semble être trop complexe pour les personnes âgées notamment qui ont parfois du mal à comprendre les instructions. De plus, c'est une méthode uniquement visuelle, qui ne peut donc être utilisée à l'oral et requiert des capacités d'écriture.

L'échelle numérique (EN) comprend 11 graduations unitaires allant de 0 à 10, où 0 représente l'absence de douleur et 10 la pire douleur possible (Breivik et al., 2008; Hawker et al., 2011). Contrairement à l'EVA, cette méthode présente l'avantage de pouvoir s'effectuer sous forme écrite et orale ; elle est facile, rapide et simple d'utilisation. La fiabilité des résultats chez les personnes âgées notamment est donc plus élevée (Hawker et al., 2011). En outre, cette méthode ne nécessite pas une vision claire, de la dextérité, du papier et un stylo. Lorsqu'elle est effectuée par téléphone, le patient doit indiquer le numéro qui correspond le plus – ou le mieux – à l'intensité de sa douleur ; par écrit, le patient est invité à entourer ce numéro ou à le pointer du doigt. Pour mesurer la douleur gonarthrosique, l'EN est régulièrement associée à des questionnaires plus détaillés qui permettent de mieux circonscrire la symptomatologie du genou (Hawker et al., 2011).

L'échelle verbale visuelle (EVS) est une échelle catégorielle qui comprend divers adjectifs reflétant la graduation de l'intensité de la douleur perçue. Le patient est invité à sélectionner l'adjectif correspondant le mieux à l'expression de sa douleur. Sous forme écrite ou orale, cette méthode d'évaluation de la douleur est beaucoup moins performante que l'EN ou l'EVA dans la détection des changements d'intensité (Breivik et al., 2008).

Dans un second temps, des questionnaires génériques sur la douleur multidimensionnelle existent, comme le formulaire de McGill, l'échelle d'évaluation de la douleur chronique ou le formulaire abrégé de l'échelle de la douleur corporelle. En particulier, l'évaluation de la douleur arthrosique, surtout lorsqu'elle est chronique, nécessite des outils multidimensionnels adaptés. En ce sens, des échelles fonctionnelles spécifiques à la pathologie ont été développées, avec par exemple l'indice de l'arthrose des universités

Western Ontario et McMaster : « WOMAC OA Index » (Breivik et al., 2008; Hawker et al., 2011). Ce type d'outils sert notamment à évaluer l'impact de la douleur sur les fonctions physiques, émotionnelles et sociales de l'individu, ainsi que sa qualité de vie. Par ailleurs, il existe également un questionnaire spécifique pour la douleur arthrosique, nommé « Mesure de la douleur arthrosique intermittente et constante » – ou « Measure of Intermittent and Constant OA Pain ») (Hawker et al., 2011). En outre, un nouvel instrument a été développé par l'entreprise internationale OARSI/OMERACT pour tenter de mieux déterminer et caractériser la douleur. L'objectif de ICOAP (« Intermittent and Constant OA Pain ») est d'évaluer différentes facettes de la douleur arthrosique intermittente, notamment celle du genou et de la hanche. Pour cela, la fréquence d'apparition et l'intensité de la douleur sont mesurées, ainsi que les effets sur le sommeil et la qualité de vie ; les sentiments de frustration ou de contrariété sont identifiés et leur degré mesuré, tout comme les potentielles causes d'apparition de la douleur (Neogi, 2014).

1.3 Biomécanique à la marche

La marche est le mode de locomotion le plus naturel chez l'Homme. Marcher, c'est d'abord « mettre un pied devant l'autre » pour pouvoir se déplacer de manière autonome d'un point A à un point B. D'un individu à l'autre, une activité comme la marche est variable (Megrot, 2011). Elle est caractérisée par la répétition de mouvements des segments corporels pour déplacer le corps vers l'avant tout en maintenant l'équilibre (Armand et al., 2015).

L'analyse quantifiée de la marche est un examen médical indispensable pour la prise en charge des patients présentant des troubles de la marche ou une pathologie des membres inférieurs (Armand et al., 2015). Le but de cet examen est de mesurer, en laboratoire, la marche d'un patient. Il permet d'identifier les défauts de marche et de diagnostiquer les causes et pathologies reliées.

1.3.1 Le cycle de marche

D'un point de vue mécanique, la marche est une activité cyclique complexe et dynamique. Il s'agit d'une translation de l'ensemble du corps, consécutive à des mouvements de rotations (Armand et al., 2015).

Puisqu'elle est cyclique, on peut caractériser la marche par le cycle de marche. Il est défini par le temps et l'ensemble des phénomènes compris entre deux événements particuliers identiques pour un même membre inférieur. Bien que le cycle de marche ait sa propre durée et que cette durée puisse être un paramètre variable, l'instant initial – ou le début du cycle de marche – est habituellement normalisée afin de faciliter la comparaison entre individus, ainsi que celle entre différents cycles de marche d'un même individu. Par convention, le cycle de marche commence par le contact initial d'un pied (0%) et se termine par le contact suivant du même pied (100%). Ce dernier représente également le contact initial du cycle de marche suivant (Armand et al., 2015; Fusco, 2008; Megrot, 2011). De plus, le cycle de marche est décomposé en plusieurs phases en fonction de la relation entre les pieds et leurs points de contact avec le sol. Plusieurs solutions ont été proposées dans la littérature (Ducroquet, 1965 ; Whittle, 1991 ; Perry, 1992).

Deux phases principales composent le CM, en alternance pour chacun des membres inférieurs droit et gauche : la **phase d'appui** – qui correspond à toute la période où le pied est en contact avec le sol (environ 60% du cycle) –, et la **phase oscillante** – qui correspond à l'avancée du membre inférieur lorsque le pied est en l'air (environ 40% du cycle) (Armand et al., 2015; Fusco, 2008; Megrot, 2011). Si l'on considère les différentes sous-phases existantes, le cycle de marche peut être divisé en sept périodes distinctes (Figure 1.5).

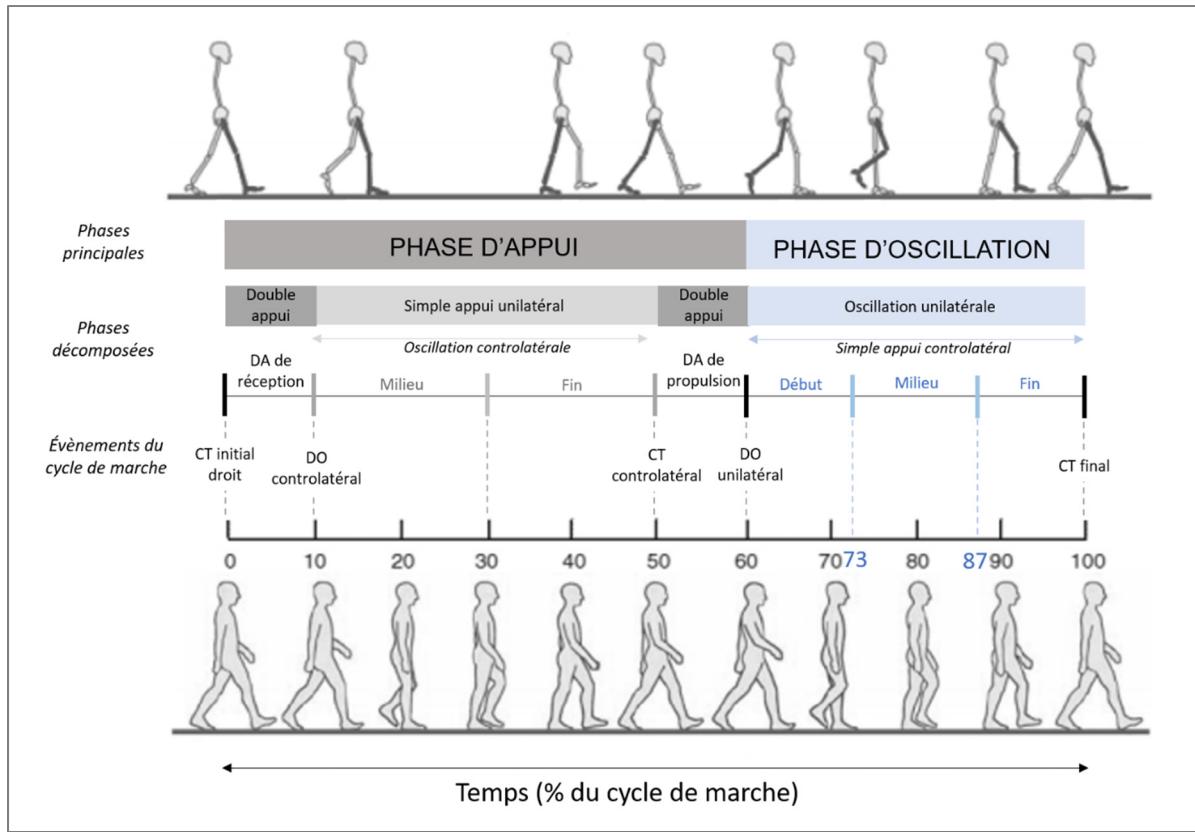


Figure 1.5 Division du cycle de marche

Tiré et adapté de Armand et al. (2015, p. 1917) ; Bazan Bardales (2018, p. 21) ; Fusco (2008, p. 50)

La période de double appui (DA) initial – ou de réception –, est la première étape du cycle de marche, qui représente 10% de celui-ci. Initiée dès le premier contact du talon avec le sol, elle se poursuit par la réponse à l'appui, c'est-à-dire la mise en charge du membre inférieur homolatéral. Cette période nécessite l'absorption du choc, la stabilisation du membre inférieur qui prend l'appui, ainsi que la préservation de la progression et de la vitesse de marche. Elle prend fin au décollement des orteils controlatéraux (Fusco, 2008; Megrot, 2011).

Pendant la deuxième période du cycle de marche appelée **phase d'appui unipodale – ou phase de simple appui unilatéral –**, le membre inférieur en appui doit supporter le poids du

corps. En parallèle, le membre inférieur controlatéral progresse (Fusco, 2008; Megrot, 2011). Cette phase représente 40% du cycle de marche et peut être divisée en deux sous-phases :

- **Le milieu d'appui** correspond à la première moitié du simple appui. Durant cette période (10 à 30%), le membre inférieur est stable et le corps se déplace vers l'avant.
- **La période de fin d'appui** intervient de 30 à 50% du cycle de marche lorsque le poids du corps passe d'une position arrière à une position avant par rapport à l'appui. Cette deuxième partie du simple appui commence à l'ascension du talon et se termine au début de l'appui controlatéral.

A mi-parcours (50%), le cycle de marche comporte une deuxième phase bipodale, **la période de pré-oscillation – ou période de double appui de propulsion –**, qui débute au contact initial controlatéral et se termine au décollement des orteils du pied en appui. Cette phase permet le transfert du poids vers l'avant et donc l'avancée du corps dans la même direction. En parallèle, le pied ipsilatéral se prépare à la phase oscillante suivante (Fusco, 2008; Megrot, 2011).

Enfin, le cycle de marche se termine par une **phase oscillante – ou oscillation unilatérale –** sans contact avec le sol, durant laquelle le membre oscillant (i.e. le membre ipsilatéral) passe d'une position en arrière à une position en avant de l'appui controlatéral (Fusco, 2008). Cette phase peut être subdivisée en 3 sous-phases distinctes (Perry, 1992) :

- De 60 à 73%, **la période du début de la phase oscillante** assure la liberté du passage du pas. Cette sous-phase débute avec la perte de contact du pied ipsilatéral avec le sol (Megrot, 2011), et l'accélération du membre oscillant (Armand et al., 2015). Le tronc se déplace en avant, sur le membre inférieur controlatéral, jusqu'à ce que le poids du corps soit uniquement réparti sur celui-ci.

- Lors du **milieu de la phase oscillante** (73 à 87%), le poids du corps se déplace à nouveau sur le pied controlatéral, jusqu'à ce que le tibia ipsilatéral soit vertical et la flexion de genou et de hanche équivalents.
- La **fin de la phase oscillante** intervient de 87 à 100% du cycle de marche, dès lors que le pied ipsilatéral se positionne pour l'attaque du talon suivante. Cette dernière période se termine lorsque le pied ipsilatéral entre en contact avec le sol.

Ainsi, un cycle de marche complet se caractérise par des périodes alternées d'appui unipodal et bipodal (Parent, 2003) ; il comporte 2 phases de double appui, une phase de simple appui ipsilatérale et une phase oscillante ipsilatérale (Figure 1.5).

1.3.2 Paramètres biomécaniques associés à la marche

L'analyse de la marche se caractérise notamment par l'observation du mouvement des articulations et des segments corporels dans les trois dimensions, ainsi que l'étude des forces appliquées à ces articulations, l'activité musculaire, le placement des pieds et les paramètres spatio-temporels (Armand et al., 2015).

- Les **données spatio-temporelles** sont liées aux caractéristiques du cycle de marche d'un patient et donnent une idée générale de sa marche. Ces paramètres sont souvent utilisés dans les études lorsqu'il s'agit d'observer des différences inter- ou intra- population au niveau de la marche et de l'attitude adaptée par les individus. On retrouve entre autres la durée du cycle de marche (en secondes), la cadence (nombre de pas par minute), la longueur de pas (en mètres), la largeur de pas (en mètres), la longueur de foulée (en mètres), la vitesse de marche (en mètres/secondes), et la durée des phases de simple et double appui (en secondes ou en %). En particulier, la vitesse de marche dépend de l'activité effectuée et tend à diminuer avec l'âge. Cette mesure est le résultat du produit de la longueur de pas et de la cadence. Selon la tranche d'âge et le genre, la vitesse moyenne de marche varie de 0.943 m/seconde – pour les femmes entre 80 et 99 ans –, et

1.434 m/seconde – pour les hommes âgés de 40 à 49 ans (Bohannon & Williams Andrews, 2011).

- La **cinématique** fait référence à l'étude du mouvement du corps, uniquement dans sa composante observable et indépendamment de la cause du mouvement. En particulier, la cinématique articulaire correspond à l'analyse de la variation angulaire de l'articulation entre deux segments au cours du cycle de marche. Dans le cadre de la marche, la cinématique tridimensionnelle du genou et de la cheville sont souvent étudiées. Elle est définie par la quantification du mouvement du genou – ou de la cheville – dans les trois dimensions (plans sagittal, frontal et transversal). Ces données permettent d'identifier les défauts de marche pour chaque articulation/segment, dans chaque plan et à chaque instant du cycle de marche (Armand et al., 2015).
- La **dynamique inverse** permet l'analyse des forces et moments appliqués aux articulations du corps humain lorsqu'il est en mouvement. Dans le cas de la marche, le mouvement est défini par les phases d'impulsion et de réception du cycle de marche. Cela permet de mesurer principalement les efforts musculaires aux articulations.
- Les **données électromyographiques** correspondent aux périodes et à l'intensité de contraction des muscles. Elles permettent d'identifier les périodes anormales de contraction, de cocontraction ou encore une activité spastique (Armand et al., 2015). La prise en compte de ces données est primordiale pour l'analyse de la biomécanique du mouvement humain puisque ce sont les muscles qui permettent la production de mouvement, le contrôle de la posture, ainsi que la stabilisation des articulations (Sidi Mammar, 2013).
- Les **données cinétiques** correspondent à l'analyse des forces, des moments et des puissances intervenant dans la réalisation du mouvement observé ; ici au cours du cycle de marche. L'étude de ces forces est particulièrement utile pour analyser la démarche ou la course d'un individu, puisqu'elles permettent de caractériser les processus de

mouvement, l'allure et les changements de la démarche, ainsi que les déplacements du centre de gravité du corps. Plusieurs forces interviennent dans l'activité de marche comme la force gravitationnelle ou la force de réaction. Cette dernière existe pour chaque force qui s'exerce sur un corps et permet par exemple de ne pas « s'enfoncer » dans le sol. Le point d'application de la force de réaction au sol est le centre de pression (CoP). En pratique, durant la phase d'appui, il y a création d'une force de réaction au sol que l'on peut mesurer (Sidi Mammar, 2013) dans ses composantes verticale, antéro-postérieure (AP) et médio-latérale (ML) (Figure 1.6).

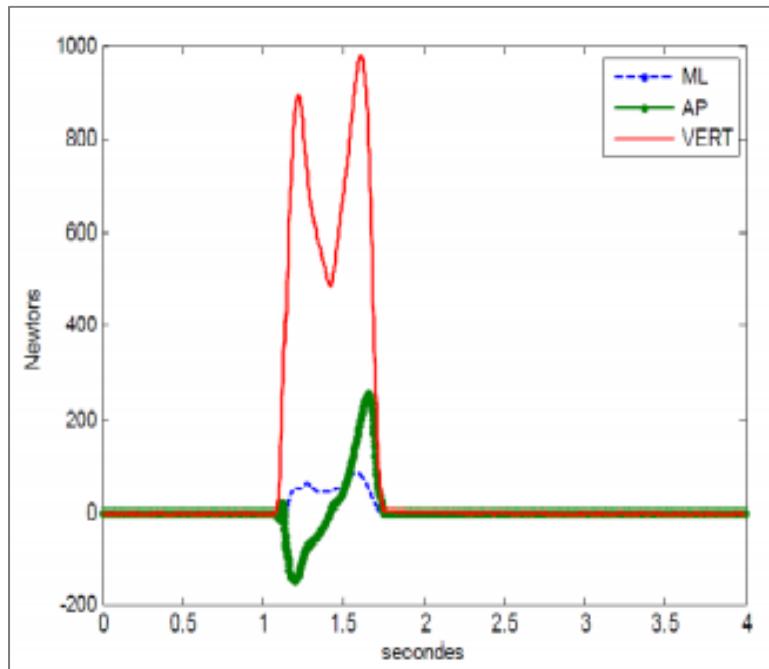


Figure 1.6 Forces de réactions d'une démarche naturelle
Tiré de R. Aissaoui (2018, cours GTS504, ETS)

1.4 Analyse de la mécanique de la marche et marge de stabilité

D'après Gage, cinq critères caractérisent une marche « normale » : la stabilité lors de la phase d'appui du cycle de marche, un passage du pas qui se fait avec aisance, un positionnement correct du pied à la fin de la phase oscillante du cycle de marche, une longueur de pas adéquate ainsi que la conservation de l'énergie (efficience). Dans ce projet,

nous nous intéresserons plus particulièrement à la stabilité au cours de la phase d'appui afin de caractériser la marche chez les personnes gonarthrosiques.

1.4.1 Principes de la stabilité dynamique

Lorsqu'on s'intéresse à la mécanique de la marche, il est nécessaire de comprendre les mécanismes de l'équilibre dynamique du corps humain.

1.4.1.1 Paramètres de la stabilité dynamique

Le maintien de l'équilibre est lié aux différents points d'appui de l'organisme, en particulier au placement des pieds. Ainsi, la stabilité dynamique du corps humain dépend entre autre de la base de support, du centre de pression et du centre de masse extrapolé (Hof et al., 2005; Hof, 2008) (Figure 1.7).

- La **base de support (BoS)** représente la zone de portée possible du centre de pression ; c'est la plus petite surface convexe contenant tous les points de contact entre le pied et le sol.
- Le **centre de pression (CoP)** est le barycentre des pressions de contact entre le pied et le sol. Dans le cas où le sol est défini comme un plan du repère, le CoP représente aussi l'origine du vecteur de réaction au sol, c'est-à-dire le point d'application de la force de réaction du sol sur les pieds. Bien que le CoP soit par définition « mécaniquement » contraint à l'intérieur de la BoS, des contraintes extérieures (physiologiques ou psychologiques) réduisent souvent la zone d'excursion du CoP.
- Le **centre de masse extrapolé (XCoM)** est défini par la projection verticale du CoM sur le sol à laquelle s'ajoute une proportion de la vitesse horizontale du système (Hof et al., 2005; Hof, 2008).

- Le **centre de masse (CoM)** correspond au barycentre des masses du corps, c'est-à-dire au point central de l'ensemble de toutes les masses constituant le système, ici le corps humain.

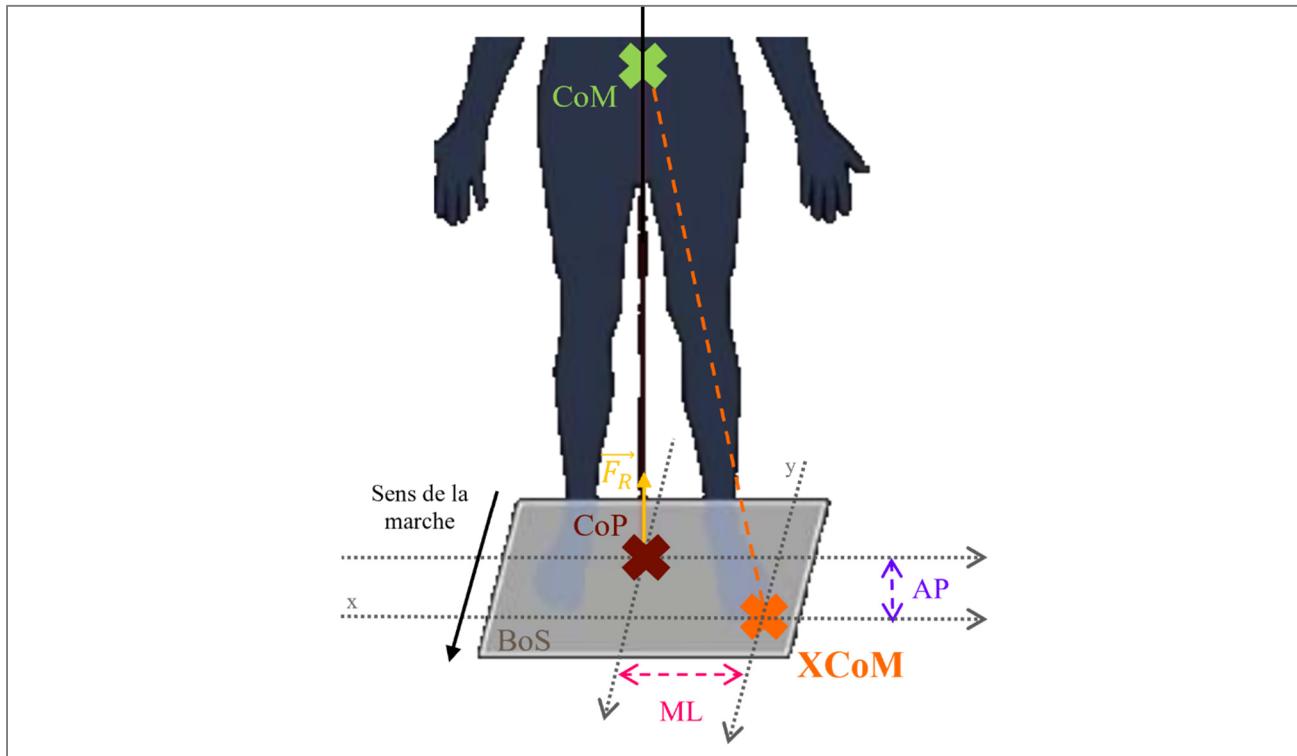
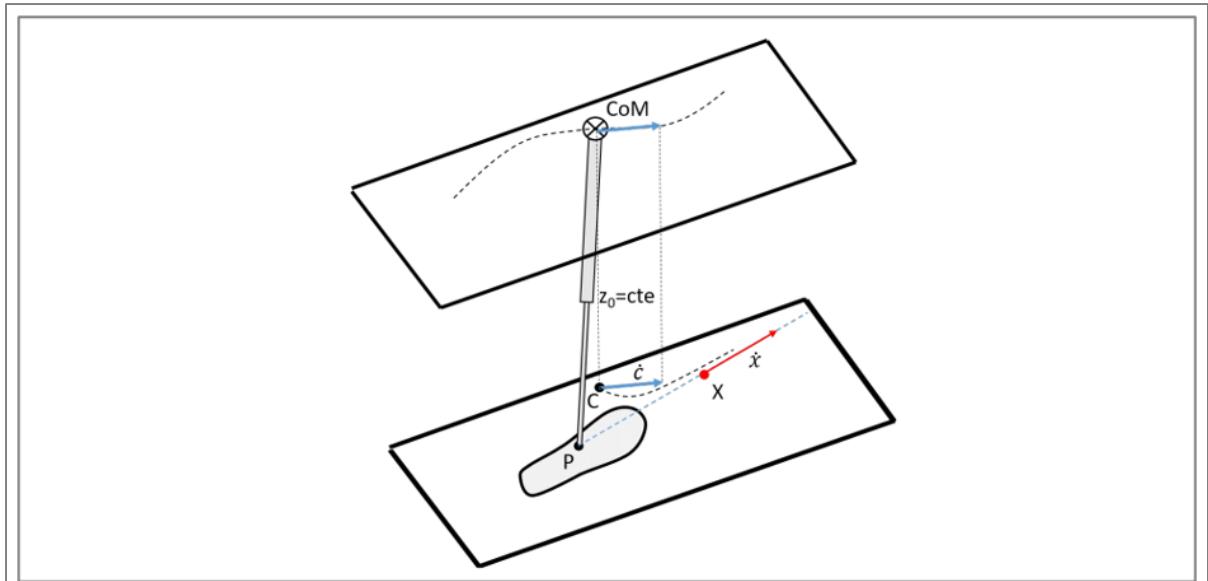


Figure 1.7 Illustration de la base de support (BoS), du centre de pression (CoP), du centre de masse (CoM) et du centre de masse extrapolé (XCoM) en position statique selon les directions médio-latérale (ML) et antéro-postérieure (AP)

1.4.1.2 Dynamique d'un système bipède

Pour étudier le placement des pieds (position et instant), et ainsi observer les mécanismes de stabilité dynamique du corps, il est classique de modéliser le corps humain selon un pendule linéaire inversé (Figure 1.8) (Hof et al., 2005, 2007; Hof, 2008; Robert, 2019).



Avec P la position du CoP ; z₀ la hauteur constante pour le CoM ; C la projection verticale du CoM au sol et X le XCoM. Ce système permet notamment d'étudier la régulation de l'équilibre dans le plan frontal au cours de la marche grâce à l'instant et la position de pose des pieds.

Figure 1.8 Modèle du pendule linéaire inversé 3D
Tiré de Robert (2019, p. 31)

Dans ces conditions, la dynamique du système s'écrit :

$$p - c = \frac{\ddot{c}}{\omega_0^2} \quad (1.1)$$

Avec p et c les vecteurs position au sol du CoP et CoM respectivement, $\omega_0 = \sqrt{\frac{g}{h}}$ la pulsation propre du pendule, et \ddot{c} l'accélération du CoM.

De cette façon, il existe une position particulière du CoP telle que le CoM va se retrouver à l'arrêt au-dessus d'un point virtuel, le XCoM, défini par :

$$x = c + \frac{\dot{c}}{\omega_0^2} \quad (1.2)$$

Avec x le vecteur position du XCoM, et \dot{c} la vitesse du CoM.

Par ailleurs, le XCoM est contrôlé par la position p du COP, tel que :

$$x(t) = (x(t_0) - p)e^{\omega_0 t} + p \quad (1.3)$$

On se retrouve alors avec un système où le CoM converge vers un point particulier, le XCoM, piloté via la position du CoP.

1.4.1.3 Conditions pour la stabilité dynamique

D'après (Hof et al., 2005), trois situations peuvent se présenter à chaque instant t si l'on fait abstraction de ce qu'il se passe à l'instant t+1 suivant :

1. $c < x < p < BoS_{max}$, tel que la stabilité de l'individu est assurée par l'arrêt de la chute du CoM dans la direction de la vitesse ;
2. $c < p < x < BoS_{max}$, où le CoM va continuer à chuter dans la direction de sa vitesse jusqu'à dépasser le CoP, sauf si le CoP est déplacé dans cette direction dans un temps imparti pour obtenir $x < p$ et se retrouver dans le cas précédent tel que la chute est évitée;
3. $x > BoS_{max}$, où l'on se retrouve dans le cas précédent (chute dans la direction de la vitesse du CoM), mais sans que cette chute ne puisse être enravée par un déplacement du CoP au-delà du XCoM. En effet, le CoP est par définition contraint à l'intérieur de la BoS ($p < XCoM$). Seule une action de rattrapage alternative permet d'éviter cette chute. Par exemple, un agrandissement de la BoS via un pas de rattrapage permet de se retrouver dans la condition précédente.

C'est donc le maintien du XCoM entre les deux pieds – dans la BoS – qui caractérise la régulation de l'équilibre dynamique dans le plan frontal.

1.4.2 Notion de marge de stabilité

1.4.2.1 Mise en contexte

A ce jour, aucun consensus n'existe quant à la méthode la plus efficace pour étudier la stabilité dynamique au cours de la marche (Siragy & Nantel, 2018). Chaque méthode reflète un aspect unique des mécanismes de stabilité neuromusculaires et dépend des conditions de marche (non perturbée ou perturbée). Il est donc primordial de choisir avec soin la méthode de quantification de l'équilibre dynamique qui correspond le mieux aux attentes de l'étude en question.

Pour ce projet de recherche, nous avons choisi de nous concentrer sur la **marge de stabilité** (MoS), principalement utilisée pour décrire le contrôle de l'équilibre pendant la marche dans les directions médio-latérale (ML) (Hof et al., 2005; Hof, 2008) et antéro-postérieure (AP). L'avantage de cette méthode c'est qu'elle permet une évaluation de la stabilité dynamique de manière simplifiée puisque le calcul de la MoS nécessite uniquement la connaissance des forces de réaction au sol, comme nous le verrons dans le Chapitre 3 - Méthodologie. Lorsqu'il s'agit de populations pathologiques, la MoS permet notamment de mesurer leurs capacités de stabilité à la marche et leurs stratégies d'adaptation. De plus, il s'agit d'un marqueur objectif de résultat, de réponse au traitement ou de progression de la maladie (Watson et al., 2021). En outre, selon comment la MoS est calculée, elle est aussi un paramètre caractéristique de la mécanique de la marche, cette dernière étant reliée aux stratégies de maintien de l'équilibre au travers du placement des pieds et d'éventuelles stratégies complémentaires mises en jeu.

1.4.2.2 Principes généraux

Dans les conditions du pendule inversé (Figure 1.8), le vecteur entre le CoP et le XCoM caractérise la direction et l'importance de la divergence du XCoM par rapport au CoP et à la base de support. Cette distance est appelée « **marge de stabilité** » (MoS) (Hof et al., 2005; Robert, 2019) ; elle détermine comment le XCoM se déplace par rapport à la BoS et

notamment s'il se situe à l'intérieur de celle-ci. Sur la Figure 1.7, la MoS est représentée dans la direction ML par la flèche rose et dans la direction AP par la flèche violette.

Hof et al. (2005) sont les premiers à avoir présenté une méthode de calcul de la MoS. Celle-ci repose sur les conditions dynamiques du modèle du pendule inversé (Figure 1.8). Lorsque la MoS est étudiée au cours de la marche, il est classique d'émettre plusieurs hypothèses initiales :

- La position du CoP est supposée constante au cours de la phase d'appui en ML (Hof et al., 2005; Hof, 2008; Robert, 2019) ;
- La phase de double appui est négligée tel que la position du CoP change instantanément entre chaque pas (Hof, 2008; Robert, 2019).

Dans ces conditions, la base de support peut être assimilée au CoP, de sorte que la MoS représente la distance entre le CoP et le XCoM. C'est notamment le cas dans les études de (Hof et al., 2005; Hof, 2008; Robert, 2019). En pratique, puisque le CoP est considéré constant au cours de la phase de simple appui, cela revient à utiliser une valeur moyenne du CoP pour calculer la MoS selon une équation de type :

$$MoS(t)_{Hof} = CoP - XCoM(t) \quad (1.4)$$

Toutefois, certaines études choisissent de conserver la distance entre la base de support et le XCoM pour caractériser la MoS (Hou et al., 2020; Tracy et al., 2019).

Bien que le déplacement du CoP peut être négligé dans la direction ML au cours de la phase de simple appui car celui-ci ne se déplace que très peu dans cette direction au sein de la base de support ; cette hypothèse n'est pas fondamentalement vraie dans la direction AP où la position du CoP évolue considérablement entre le ToeOff controlatéral et le HeelStrike controlatéral, notamment avec le déroulé du pied ipsilatéral. De ce fait, et pour respecter un peu plus les conditions réelles de la marche, certaines études se sont appliquées à intégrer de nouvelles variables dans le calcul de la MoS. C'est notamment le cas de (Terry et al., 2014), qui propose une version « modifiée » de la dynamique du système où la vitesse initiale du

CoP est prise en compte dans la régulation de l'équilibre. L'idée est d'introduire dans le calcul la position et la vitesse du CoP tel que celui-ci n'est plus considéré constant au cours de la phase de simple appui. Une nouvelle variable rentre alors en jeu : celle du CoP extrapolé, nommé XCoP, défini comme la position du CoP associée à sa vitesse. D'un point de vue mathématique, ce nouveau modèle du pendule inversé (Figure 1.9) implique une nouvelle équation de mouvement différente de l'équation (1.1), telle que :

$$c(t) - p(t) = \frac{e^{\omega_0 t} (c_0 - p_0 + \omega_0 \times (c_0 - p_0))}{2\omega_0} - \frac{(c_0 - p_0 - \omega_0 \times (c_0 - p_0))}{2\omega_0 e^{\omega_0 t}} \quad (1.5)$$

Avec p et c les vecteurs position au sol du CoP et CoM respectivement, p_0 et c_0 leur vitesse respective à $t = 0$, et $\omega_0 = \sqrt{\frac{g}{h}}$ la pulsation du pendule.

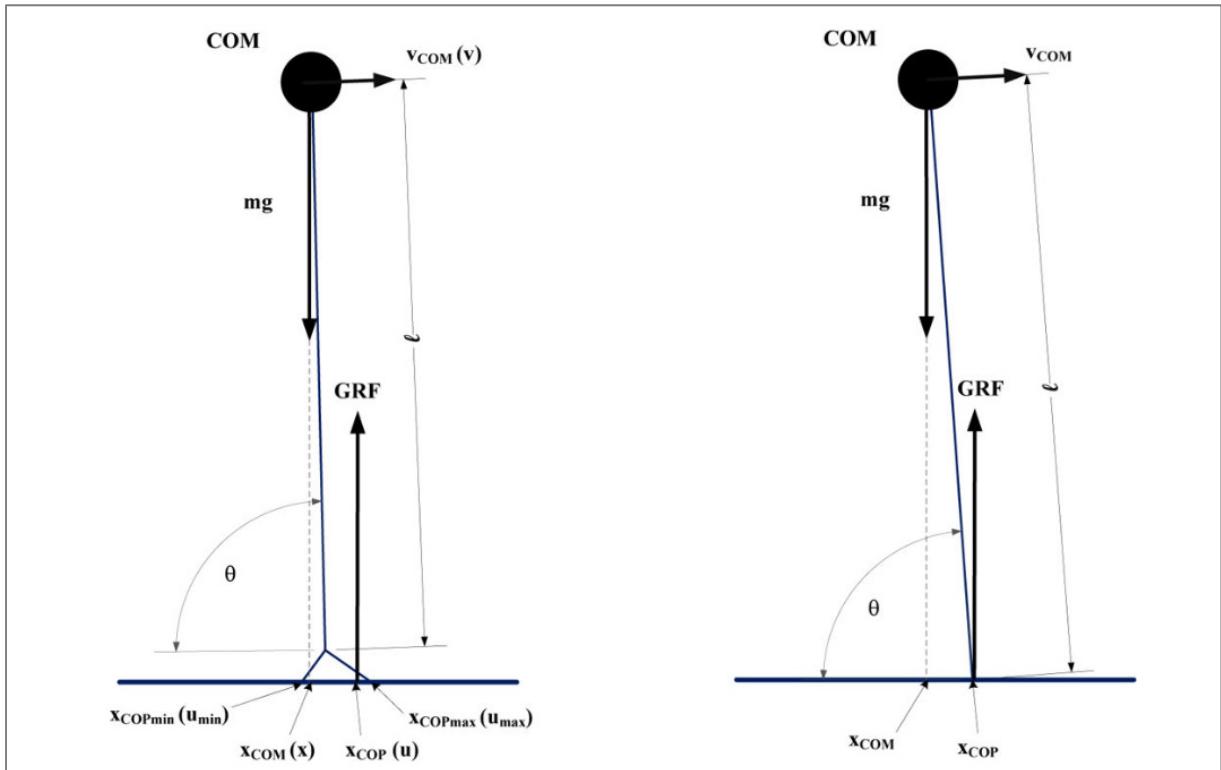


Figure 1.9 Comparaison du modèle original (à droite) et du modèle modifié (à gauche) du pendule inversé pour l'équation de la marge de stabilité (vue en plan frontal pour la stabilité médio-latérale)

Tiré de Terry et al. (2014, p. 8)

Dès lors, en considérant que $p(t) = c(t)$ définit la limite pour la stabilité dynamique, la MoS devient la distance entre le XCoP et le XCoM, et peut s'écrire selon les équations (1.6), (1.7) et (1.8) suivantes :

$$MoS(t)_{Terry} = \left| \left(p_0 + \frac{\dot{p}_0}{\omega_0} \right) - \left(c_0 + \frac{\dot{c}_0}{\omega_0} \right) \right| \quad (1.6)$$

$$MoS(t)_{Terry} = \left| \left(p_0 + \frac{\dot{p}_0}{\omega_0} \right) - x_0 \right| \quad (1.7)$$

$$MoS(t)_{Terry} = |XCoP(t) - XCoM(t)| \quad (1.8)$$

Avec p_0 , c_0 et x_0 les vecteurs position au sol du CoP, CoM et XCoM respectivement;

\dot{p}_0 et \dot{c}_0 leur vitesse respective à $t = 0$, et $\omega_0 = \sqrt{\frac{g}{h}}$ la pulsation du pendule.

La littérature actuelle présente donc différentes façons de calculer la MoS, résultant notamment d'une multitude de définitions de la base de support dans le calcul. Il existe aussi des disparités quant aux traitements effectués sur les variables initiales pour aboutir aux valeurs de la MoS, avec par exemple une fréquence de filtrage du CoP différente (Buurke et al., 2019, 2020; Hof, 2008; Ma et al., 2021; Ochs et al., 2021). Cependant, quelque soient les conditions du calcul, la MoS apparaît toujours comme un « *paramètre critique caractérisant le maintien d'équilibre dans le plan frontal [d'un individu] au cours de la marche en ligne droite* » (Robert, 2019). C'est un indicateur intéressant pour évaluer le risque de chute à court terme chez les patients sains et pathologiques, notamment au cours de la marche (Ma et al., 2021). Le terme de « marge de stabilité » reste toutefois controversé puisqu'à ce jour il est utilisé pour faire référence à une seule forme d'instabilité en particulier – soit lorsqu'un pas croisé est nécessaire pour rétablir l'équilibre. L'instabilité peut cependant se traduire de différentes manières selon le type de population concerné ; elle s'exprime notamment différemment en ML et en AP.

1.4.3 Application à la marche

La stabilité dynamique au cours de la marche fait référence, d'après (Hof, 2005), à un état stable du corps humain au cours du cycle de marche où :

- L'individu ne tombe pas ;
- L'individu peut facilement suivre un itinéraire défini (linéaire ou curviligne) ;
- La vitesse de marche est constante au sein d'un intervalle de 20% de la vitesse de référence;
- La largeur du pas n'est ni trop grande ni trop petite.

De nombreuses études abordant la stabilité dynamique, et notamment l'utilisation de modèles réductionnistes, ont démontré que les propriétés géométriques et dynamiques d'un bipède passif sont suffisantes pour assurer une marche stable dans le plan sagittal (Kuo, 1999). Ceci n'est pas vrai pour le plan frontal (Hof et al., 2007) où un mécanisme actif de régulation de l'équilibre est nécessaire.

Au cours de la marche, les positions du CoP et du CoM sont amenées à évoluer (Figure 1.10). Au début de la phase de simple appui, le tronc est supporté par la jambe unilatérale et le CoM « chute » passivement vers le pied controlatéral au cours de cette phase (Robert, 2019). De son côté, le CoP évolue le long de l'axe du pied ipsilatéral, puis change brusquement de direction lors du passage du simple au double appui (Boutin et al., 2009). C'est le pas et l'appui au sol du pied controlatéral qui permet de conserver la stabilité en déplaçant le CoP. En pratique, cela signifie qu'une perturbation de l'équilibre peut être compensée par un changement dans la position du pied et donc du CoP, tel que cette modification de la position est proportionnelle à la vitesse d'accélération du CoM (Hof et al., 2007).

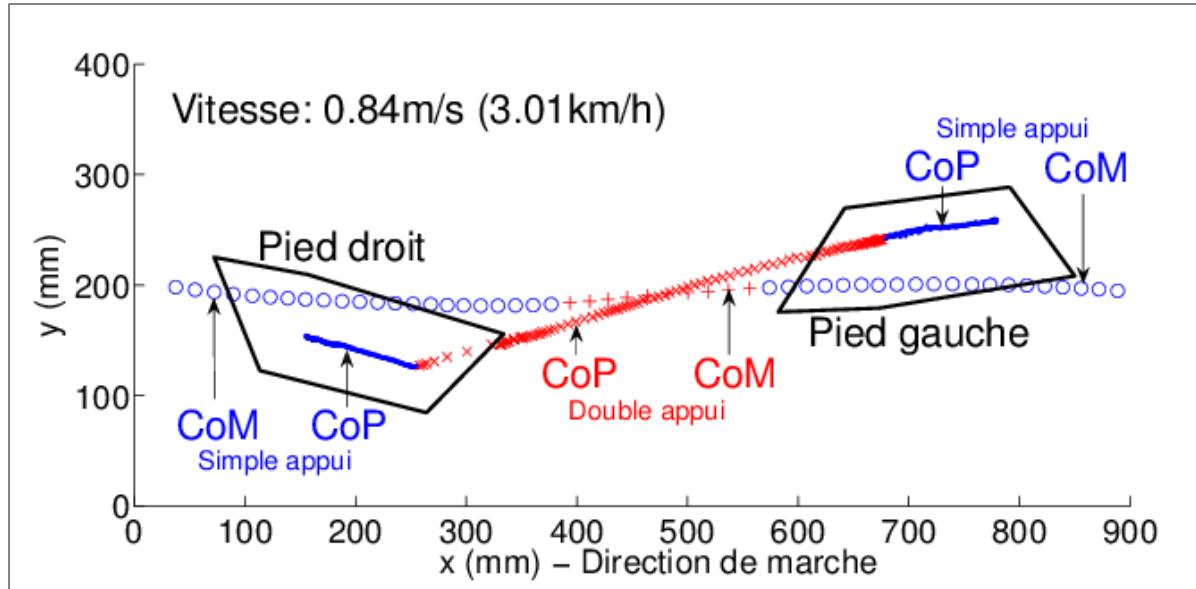


Figure 1.10 Évolution du centre de pression et du centre de masse du sujet humain pendant la marche

Tiré de Boutin et al. (2009, p. 3)

La dynamique du système au cours de la marche est déterminée par l'état initial $x(t_0) - p$ selon les équations (1.1) et (1.3) présentées au 1.4.1.2, où t_0 est l'instant de début du simple appui et p la position du CoP (Robert, 2019).

1.4.3.1 En médio-latéral (ML)

Pour assurer la stabilité ML au cours du cycle de marche, il faut qu'au contact du pied ipsilatéral au sol, le CoP soit positionné à une certaine distance latérale (droite ou gauche) du XCoM (Hof, 2008). De cette façon, la composante ML de la MoS est imposée positive lorsque le XCoM est médial par rapport au CoP, et négative sinon.

De manière générale, des valeurs extrêmes de la MoS en ML sont signe d'une marche inefficace (Robert, 2019) où l'individu aura nécessairement mis en place différentes stratégies de compensation. En pratique, une valeur négative dans cette composante est signe d'un XCoM qui bascule dans la direction latérale, tel que l'individu devra effectuer un pas croisé pour maintenir l'équilibre. A contrario, pour une valeur anormalement élevée de la

MoS ML, il sera nécessaire d'augmenter la largeur des pas et/ou de diminuer la durée de la phase de simple appui. Dans ce cas, l'individu aura une meilleure capacité à supporter des perturbations, et donc par définition une meilleure stabilité en ML. De son côté, une faible valeur de la MoS ML est associée à une plus faible stabilité dans cette direction mais à une marche plus efficace et moins énergivore.

Ainsi, dans la direction médio-latérale (ML), il existe une certaine régulation active du placement des pieds et du CoP, ainsi que de l'inertie du haut du corps, pour maintenir l'équilibre au cours de la marche.

Les Figure 1.11 et Figure 1.12 suivantes présentent les trajectoires latérales suivies par le CoM, le CoP et le XCoM au cours d'un cycle de marche pour des adultes sains (Hof et al., 2005) et pour des enfants/adolescents sains (Robert, 2019).

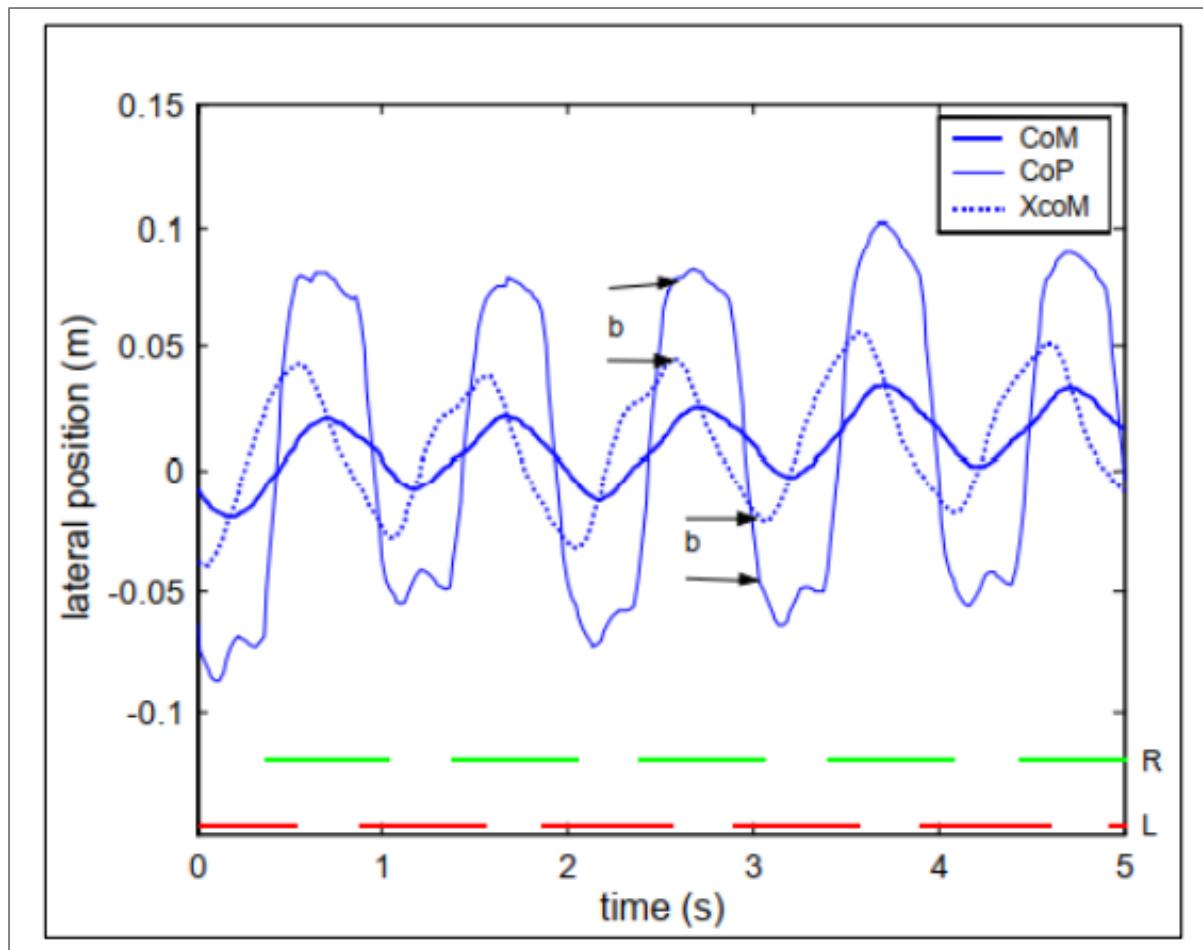


Figure 1.11 Marges de stabilité « b » et trajectoires dans le plan frontal du CoM, XCoM et CoP aux trois instants de levé du pied en médio-latéral chez l'adulte sain
Tiré de Hof et al. (2005, p. 7)

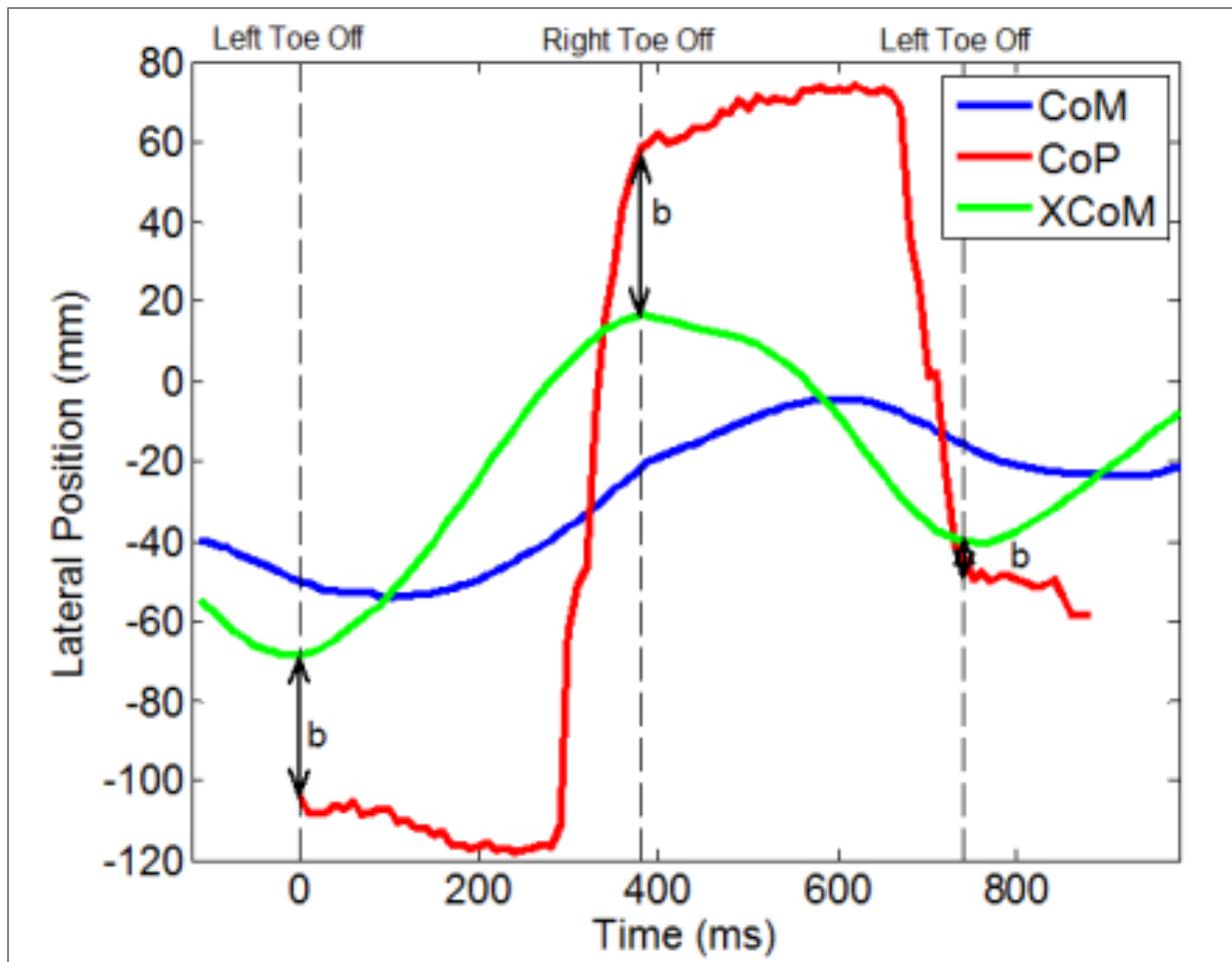


Figure 1.12 Marges de stabilité « b » et trajectoires dans le plan horizontal du CoM, XCoM et CoP aux trois instants de levé du pied en médio-latéral chez un enfant sain
Tiré de Robert (2019, p. 33)

1.4.3.1 En antéro-postérieur (AP)

Pour assurer une marche efficace dans la direction AP, il faut qu’au contact du pied ipsilatéral au sol, le CoP soit positionné derrière le XCoM (Hof, 2008). Dans ces conditions, le XCoM va dépasser les limites AP de la base de support, tel que la MoS sera négative (Falltafti et al., 2020). Cela se traduit par une certaine instabilité intrinsèque, nécessaire à la progression du corps vers l’avant au cours de la marche (van Meulen et al., 2016).

Peu d'études sur le sujet existent à ce jour, mais on sait que de manière générale, des valeurs positives et négatives de la MoS AP caractérisent respectivement une certaine stabilité et instabilité de l'individu (Tracy et al., 2019). En pratique, le signe de la MoS AP est amené à changer au cours de la phase d'appui unilatérale lors du passage du pas. En effet, au début de la phase de simple appui, la MoS AP sera nécessairement négative puisque le CoM « chute » vers l'avant afin de permettre au corps d'avancer. Cette MoS négative indique que le XCoM est en dehors de la base de support. Une fois le passage du pas effectué, la MoS doit nécessairement être positive si l'individu veut s'assurer une marche efficace et contrôler la « chute » vers l'avant nécessaire au déplacement. La Figure 1.13 illustre la mesure de la MoS dans la direction antéro-postérieure avant le contact au sol du pied controlatéral (A) et au milieu de la phase de simple-appui (B).

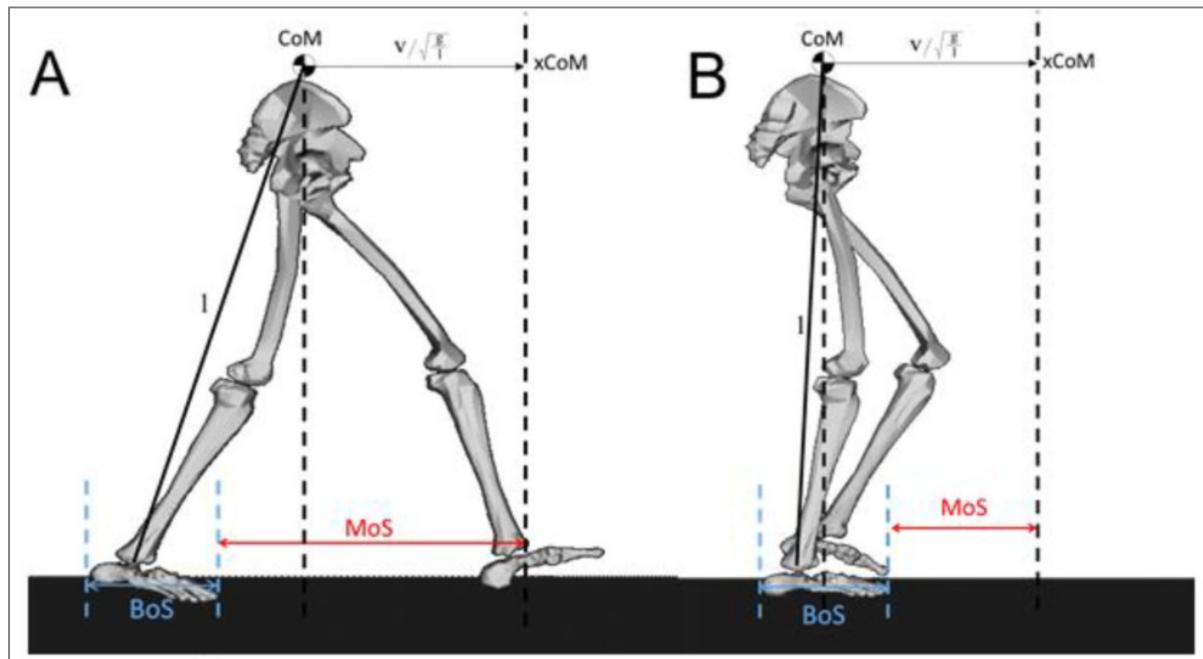


Figure 1.13 Illustration de la mesure de la marge de stabilité dans la direction antéro-postérieure avant le contact au sol du pied controlatéral (A) et au milieu de la phase de simple-appui (B)

Tiré de Tracy et al. (2019, p. 13)

In fine, une augmentation de la MoS AP implique une meilleure stabilité AP. En effet, plus la MoS AP va être grande, plus la base de support sera grande en AP, et plus la longueur de pas

sera nécessairement grande également. De même, une diminution de la stabilité dynamique peut être décrite comme une diminution de la MoS AP et/ou une augmentation de son écart-type (Fallahtafti et al., 2020). En effet, une augmentation de la variabilité de la MoS peut refléter une augmentation de la fréquence des ajustements et des réponses correctives du placement des pieds (Fallahtafti et al., 2020).

1.4.4 Étude de la marge de stabilité dans différentes populations

La marge de stabilité, comme représentation de la gestion de l'équilibre au cours de la marche, a déjà été largement utilisée pour évaluer les anomalies de la marche et les risques de chute chez de nombreuses populations cliniques. Parmi elles on trouve des sujets adultes sains (Herssens et al., 2020; Hof et al., 2005; Lencioni et al., 2020; Onushko et al., 2019), des enfants et adolescents sains (Robert, 2019), des amputés transfémoraux (Hof et al., 2007), des enfants souffrant de paralysie cérébrale (Delabastita et al., 2016; Ma et al., 2021; Tracy et al., 2019), des adultes ayant survécu à un accident vasculaire cérébral (AVC) (Buurke et al., 2020; Hak et al., 2013), des adultes souffrant de la maladie de Parkinson (Martelli et al., 2017; Siragy et al., 2020, 2021), des personnes souffrant de maladies pulmonaires obstructives (Fallahtafti et al., 2020), et plus rarement des personnes souffrant d'autres pathologies comme la paraparésie spastique héréditaire (van Vugt et al., 2019), la démence (Mehdizadeh et al., 2020), la sclérose en plaques (Peebles et al., 2016) ou encore d'une lésion incomplète de la moelle épinière (Ochs et al., 2021; Viramontes et al., 2020). Les résultats de ces études sont disponibles en Tableau-A I-1 pour les valeurs de MoS en ML et en Tableau-A I-2 pour les valeurs de MoS en AP.

Selon la population étudiée et la pathologie associée, les chercheurs ont privilégié l'une et/ou l'autre des composantes de la MoS lors de leurs calculs et analyses. Les prochaines sous-parties donnent un aperçu des résultats obtenus dans la direction ML et dans la direction AP pour différentes populations.

1.4.4.1 Marge de stabilité en médio-latéral

Lorsqu'il s'agit de populations saines, on observe peu de différence dans la direction ML entre des enfants (Robert, 2019) et des adultes (Hof et al., 2005). D'après (Robert, 2019), la MoS tend à se réduire au cours de l'enfance pour atteindre à 10 ans une valeur quasiment identique à celle observée par (Hof et al., 2005) chez des adultes (Tableau 1.2). Ceci pourrait se traduire par une maturation de la stabilité dynamique au cours des premières années de vie d'un enfant, ou bien à l'amélioration de cette stabilité par un apprentissage des mécanismes liés à sa régulation.

Tableau 1.2 Marges de stabilité médio-latérale au ToeOff controlatéral chez les adultes et les enfants sains

Tiré et adapté de Hof et al. (2005, p. 7) et Robert (2019, p. 33)

Population saine	Enfants	Adultes
Marge de stabilité (en cm)	4,5	4

Lorsqu'on s'intéresse aux populations pathologiques, il est important de considérer la tendance plus significative à la chute qui existe lorsqu'un individu est touché par une pathologie, résultant d'une certaine difficulté à maintenir l'équilibre dynamique au cours de la marche. Par exemple, pour les personnes présentant une amputation fémorale, l'asymétrie à la marche se traduit par une phase d'appui plus courte et une MoS plus large dans la direction ML. En effet, les résultats obtenus dans l'étude de (Hof et al., 2007) chez les sujets amputés donnaient, pour une vitesse de 1 m/s, une MoS minimale moyenne de 2.74 cm (+/- 0.54) pour la jambe amputée et de 1.90 cm (+/- 0.62) pour la jambe saine. En comparaison, les sujets sains avaient une MoS minimale moyenne de 1.61 cm (+/- 0.71) pour la jambe gauche et de 1.67 cm (+/- 0.70) pour la jambe droite. La Figure 1.14 présente les positions du CoP, du CoM, et du XCoM pour un sujet amputé (C) et un sujet sain (D).

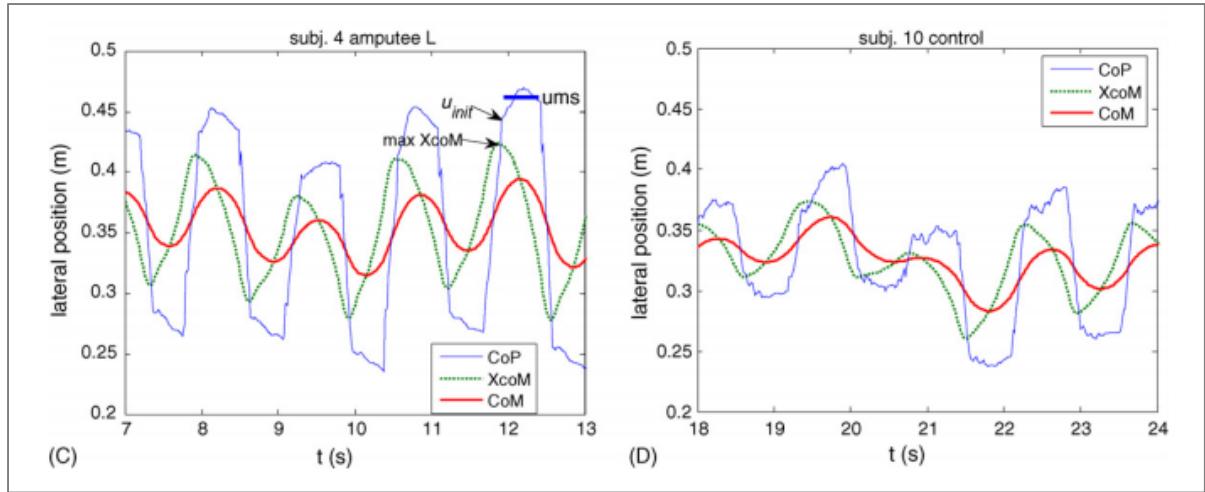


Figure 1.14 Trajectoires dans le plan horizontal du CoM, XCoM et CoP aux trois instants de levé du pied chez l'adulte amputé (C) et l'adulte sain (D)
Tiré de Hof et al. (2007, p. 253)

De façon générale, il a été montré que la MoS dans la direction ML semble être plus large lorsque l'individu souffre d'une pathologie ou présente un handicap (Buurke et al., 2020; Hof et al., 2007; Tracy et al., 2019), bien que cela ne soit pas une vérité absolue (Siragy et al., 2021). Ce résultat traduit une meilleure stabilité ML dynamique à la marche par rapport aux sujets contrôles. Cela peut s'expliquer par des stratégies compensatoires mises en place par les sujets pathologiques, comme une largeur de pas ou une vitesse différente. Le Tableau-A I-1 présente un récapitulatif des études et résultats considérés en ML.

1.4.4.2 Marge de stabilité en antéro-postérieur

D'abord uniquement utilisée pour observer les mécanismes de la stabilité dynamique en médio-latéral, la MoS permet aussi d'obtenir des informations quant au comportement dans la direction antéro-postérieure (AP). Les résultats obtenus pour différentes pathologies sont présentés au Tableau-A I-2. Afin de comparer ces résultats, les signes de la MoS ont été uniformisés tel que l'évolution de la MoS au cours du cycle de marche coïncide avec l'accélération du CoM.

De façon générale, la littérature pour la MoS en AP (Tableau-A I-2) ne permet pas de conclure sur la stabilité AP dynamique des populations pathologiques. Certaines études ont observé que la MoS en AP au contact du pied controlatéral au sol était plus petite pour la jambe pathologique que pour la jambe non-pathologique (Buurke et al., 2020; Hak et al., 2013; Siragy et al., 2021; van Meulen et al., 2016). Toutefois, (Tracy et al., 2019) ont confronté les valeurs de la MoS pour une population pathologique (i.e des enfants souffrant de paralysie cérébrale) à celles obtenues pour une population saine (i.e des enfants sains) et n'ont observé aucune différence entre la MoS en AP au moment du contact du pied au sol et au milieu de la phase oscillante.

1.4.5 Application spécifique chez les personnes gonarthrosiques

A notre connaissance, il n'existe aucune étude traitant de la marge de stabilité au cours de la marche chez des personnes souffrant d'arthrose du genou. Toutefois, les équipes de recherche de (Hou et al., 2020) et de (Koyama et al., 2015) ont étudié la marge de stabilité pour cette population au cours d'autres activités telles que la montée et descente d'escalier.

L'objectif de la recherche de (Koyama et al., 2015) était d'étudier la performance des personnes atteintes de gonarthrose médiale au cours de la descente d'escaliers. Pour cela, ils ont évalué la stabilité dynamique des 23 participants grâce à la position AP du XCoM et son écart-type, ainsi qu'à travers la marge de stabilité. L'âge moyen des participants était de 66.7 ans (+/- 8.5) et différent grades KL de gonarthrose étaient inclus. Seule la jambe la plus symptomatique a été prise en compte pour les analyses. La valeur moyenne obtenue pour la MoS est de 2.8 cm (+/- 2.9). Les résultats ont démontré une corrélation positive entre la marge de stabilité moyenne au cours de l'activité et le temps nécessaire pour réaliser un test de montée/descente chronométré. La Figure 1.15 suivante présente la trajectoire AP suivie par la MoS pour un sujet. La ligne rouge représente l'instant T (en sec) choisi pour réaliser les analyses plus poussées.

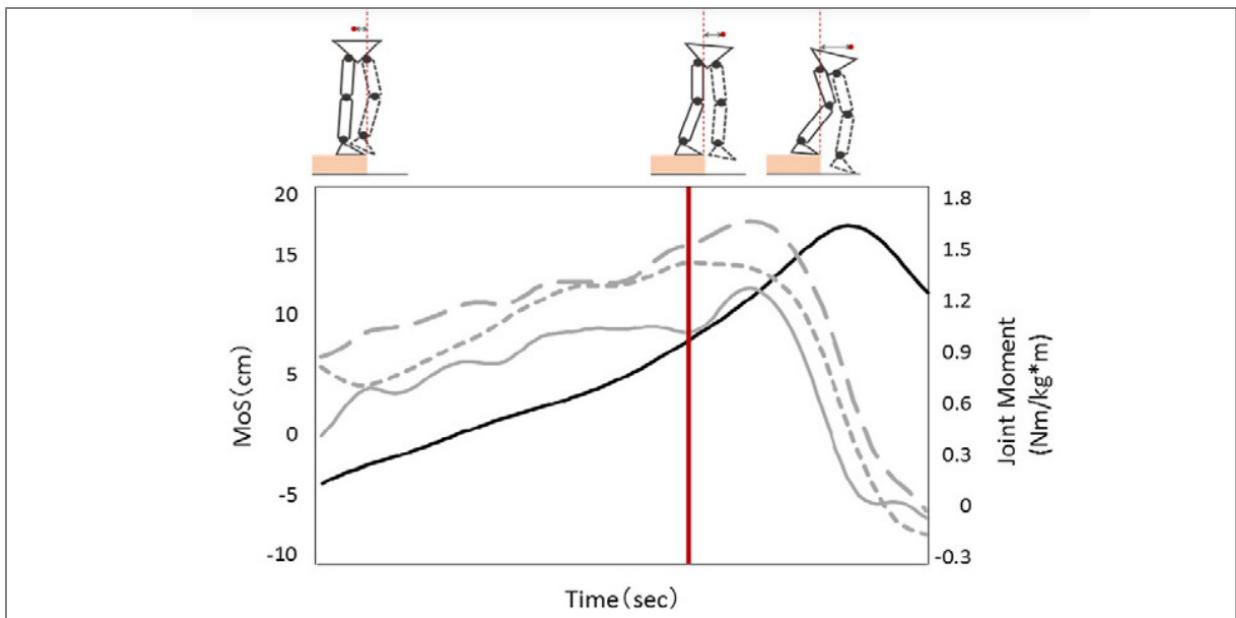


Figure 1.15 Trajectoires antéro-postérieure de la marge de stabilité (ligne noire), du moment d'extension interne de la hanche (ligne grise pleine), du moment d'extension interne du genou (ligne grise à tirets), du moment de flexion plantaire interne de la cheville (ligne grise à points) pour un sujet
Tiré de Koyama et al. (2015, p. 1068)

De leur côté, (Hou et al., 2020) ont étudié l'impact de l'électro-acupuncture sur la stabilité dynamique des personnes âgées souffrant de gonarthrose au cours de la montée-descente d'escaliers. Pour cela, la marge de stabilité a été calculée avant et après traitement selon les directions ML et AP à trois instants précis du cycle de marche : au contact initial du pied, au milieu de la phase de simple appui, et au soulèvement des orteils. Les valeurs obtenues avant suppression de la douleur sont de l'ordre de -13,68 cm à -2,82 cm en ML et de -16,42 cm à 9,26 cm en AP pour la montée d'escaliers. Pour la descente d'escaliers, la MoS variait entre -26,39 cm et -1,88 cm en ML et entre -24,93 cm et -1,86 cm en AP.

1.5 Biomécanique, mécanique de la marche et douleur arthrosique

60 à 80% des personnes souffrant d'arthrose du genou ressentent une certaine instabilité à la marche. Cette sensation s'explique notamment par la présence de certaines altérations de la biomécanique du genou (Baker et al., 2019) comme une amplitude de mouvement limitée de

l'articulation, ou encore par la faiblesse musculaire et la douleur présentes chez cette population (SchmitT & Rudolph, 2007; Tarni et al., 2020). Or, un mauvais équilibre dynamique conduit à l'augmentation de 54% du risque de chute chez les personnes gonarthrosiques de 50 ans et plus (Hou et al., 2020).

1.5.1 Marche en plan incliné et gonarthrose

De nombreuses études ont mis en évidence le caractère plus challengeant de la marche en plan incliné par rapport à la marche sur sol plat (Ferraro et al., 2013; Leroux et al., 2006; Rodrigues et al., 2019; Vieira et al., 2017). En effet, la marche en plan incliné requiert des adaptations biomécaniques, cinématiques et spatio-temporelles afin de faire progresser le CoM du corps vers l'avant et vers le haut (ou le bas) contre une demande gravitationnelle accrue (Ferraro et al., 2013; Vieira et al., 2017). Ainsi, pour une population saine, l'augmentation de l'inclinaison de la pente s'associe classiquement avec une diminution de la cadence et de la vitesse, ainsi qu'une augmentation de la longueur du pas et de la longueur de foulée (Ferraro et al., 2013; Lange et al., 1996). La littérature suggère également qu'il existe une plus grande excursion du mouvement du CoM lors de la montée et descente de pentes par rapport à un sol plat (Ferraro et al., 2013). Cette dernière est associée à une baisse du contrôle de la stabilité dynamique et à des besoins d'équilibre plus importants (Leroux et al., 2006), notamment compensés par les adaptations spatio-temporelles présentées ci-dessus. Ces modifications suggèrent que pour marcher sur une surface inclinée, un individu cherchera à modifier son schéma de marche afin d'augmenter sa stabilité posturale, notamment en s'assurant que son XCoM reste dans la base de support (Ferraro et al., 2013). Paradoxalement, les changements effectués pour améliorer la stabilité au cours de la marche en plan incliné peuvent conduire à une marche moins sûre et moins efficace (Ferraro et al., 2013). Par ailleurs, les études de (Desrosiers et al., 2015; Rodrigues et al., 2019) ont mis en évidence les mêmes adaptations pour des populations pathologiques (lésion de la moelle épinière, amputés), en observant que l'inclinaison de la surface de marche entraînait des modifications spatio-temporelles et biomécaniques encore plus importantes que pour une population saine. In fine, ces différentes études affirment que lorsque l'équilibre ou la

sécurité est une préoccupation, les personnes âgées ont tendance à privilégier la stabilité, tandis que les jeunes adultes préfèreraient optimiser la progression vers l'avant, la mobilité et l'efficacité de leur marche (Ferraro et al., 2013; Vieira et al., 2017). Ceci est possible grâce à la modification de leur schéma de marche.

L'influence de l'inclinaison du plan de marche sur la biomécanique du genou a notamment été étudiée par (Tarni et al., 2020) pour des personnes saines et gonarthrosiques. Les résultats de cette étude ont montré que l'inclinaison du plan de marche conduisait à l'augmentation de l'angle de flexion-extension pour chacune des populations, ainsi qu'à l'augmentation de la différence inter-population. En effet, à 0° d'inclinaison du tapis roulant, pour une vitesse de marche de 2,5 km/h, les valeurs maximales moyennes des angles de flexion-extension variaient de 38,5° (genou gauche) à 41,8° (genou droit) pour les patients arthrosiques contre 45,01° (genou gauche) à 50,93° (genou droit) pour les sujets sains ; tandis qu'à 7° d'inclinaison, les valeurs maximales étaient respectivement de 40,8° à 43,7° et de 50,69° à 54,09° (Tarni et al., 2020). Il s'agit, à notre connaissance, de la seule étude ayant illustré les modifications biomécaniques initiées par la présence d'arthrose pour une marche inclinée.

Aucun résultat n'est disponible pour la marge de stabilité (MoS) au cours de la marche en plan incliné pour la population gonarthrosique. Néanmoins, l'étude de (Vieira et al., 2017) propose une analyse de la MoS pour 37 personnes âgées ne souffrant pas d'arthrose et 50 jeunes adultes sains dans ces conditions de marche pour une vitesse propre préférentielle. D'après l'approche de (Hak et al., 2013), la MoS en ML était calculée comme la distance entre le XCoM et le 5^e métatarsé du pied ipsilatéral, et la MoS en AP était calculée comme la distance entre le XCoM et le talon du pied ipsilatéral. Les résultats de cette étude montrent que la MoS ML diminue pour chacun des groupes lorsque la pente est inclinée de 8% vers le bas. Concernant la MoS AP, (Vieira et al., 2017) ont obtenu des valeurs supérieures pour la marche inclinée vers le bas par rapport à la marche horizontale.

1.5.2 Effet de la suppression de la douleur arthrosique sur la mécanique de la marche

Les études menées par (Baker et al., 2019) et (Na et al., 2018) suggèrent que l’altération de la biomécanique articulaire dans le cadre de l’arthrose du genou ne surviendrait que chez des individus présentant des symptômes douloureux. Ainsi, si l’altération de la biomécanique articulaire chez les personnes gonarthrosiques est liée à la présence de douleur, il paraît judicieux d’étudier l’impact de la suppression de la douleur arthrosique. Ainsi, quelques études ont été menées avec l’objectif de constater les potentiels effets de cette suppression sur la biomécanique articulaire et la stabilité dynamique.

A ce jour et à notre connaissance, on compte seulement quatre études significatives réalisées avec des participants humains (Henriksen et al., 2006; Schnitzer et al., 1993; Shrader et al., 2004; Skwara et al., 2009) pour l’impact sur la biomécanique articulaire. Chaque étude proposait une injection de médicament anti-inflammatoire ou anesthésique pour diminuer et/ou supprimer la douleur chez les participants. Des examens cliniques ont été réalisés avant et après injection, incluant une analyse détaillée de la marche et parfois des analyses tridimensionnelles.

Outre la réduction de la douleur arthrosique – voire sa suppression –, il a été observé que la réduction de la douleur tend à normaliser l’attitude à la marche chez une personne gonarthrosique (Schnitzer et al., 1993). En effet, l’étude de (Henriksen et al., 2006) a démontré que les charges articulaires – c’est-à-dire les forces nettes intersegmentaires –, relativement faibles chez les personnes gonarthrosique, retrouvaient lors de la fin de la phase d’appui unipodal des valeurs comparables à celles observées au sein du groupe de sujets de référence. De leur côté, (Skwara et al., 2009) ont démontré que l’amplitude de mouvement du genou était nettement améliorée chez les patients suivant le traitement à l’hyaluronane, tandis qu’une phase « stance » plus courte et une phase « swing » plus longue ont été observées chez les patients ayant reçu de la triamcinolone. Enfin, dans l’étude de (Shrader et al., 2004), la vitesse de marche, la cadence, et le moment d’adduction externe maximum du genou avaient augmenté après injection. Toutefois, pour cette étude, la réduction de la douleur n’a

eu aucun impact significatif sur la biomécanique articulaire dans les trois plans anatomiques pour les angles de flexion/extension, abduction/adduction, et rotation interne/externe au cours de la marche.

D'autre part, à notre connaissance, l'étude de (Hou et al., 2020) est la seule aujourd'hui à aborder l'impact de la suppression de la douleur arthrosique sur la stabilité dynamique au travers de la MoS mais seulement pour un mouvement de montée et descente d'escalier. Les résultats obtenus montrent qu'au contact initial du pied, la MoS en ML est plus grande une fois la douleur diminuée, que ce soit en montée (Tableau 1.3) ou descente des escaliers (Tableau 1.4). Au milieu de la phase de simple appui, la MoS en ML diminue avec les traitements contre la douleur. Aucun changement significatif n'est observable pour la MoS minimale et la MoS au moment de soulèvement des orteils en AP et en ML.

Tableau 1.3 Marges de stabilité en AP et en ML pour la montée d'escaliers, avant et après traitements contre la douleur gonarthrosique
Tiré de Hou et al. (2020, p. 4)

Event	Variables	TEA group (Mean ± SD)		MEA group (Mean ± SD)		Comparisons between groups	
		Before	After	Before	After	F value	P
	Pain	5.17 ± 3.68	2.50 ± 2.20	5.83 ± 4.36	3.05 ± 2.60	0.304	0.585
	Velocity (m/s)	0.49 ± 0.09	0.52 ± 0.06	0.52 ± 0.09	0.51 ± 0.07	1.267	0.269
	Step width (m)	0.09 ± 0.03	0.08 ± 0.03	0.08 ± 0.02	0.08 ± 0.03	0.626	0.434
<i>Margin of stability (m)</i>							
IC	A/P direction	0.0926 ± 0.1251	0.1041 ± 0.1085	0.0851 ± 0.1234	0.1123 ± 0.1073	0.089	0.768
	M/L direction	-0.0282 ± 0.1115	-0.0546 ± 0.1020	-0.0301 ± 0.1085	-0.0625 ± 0.0914	0.057	0.813
TO	A/P direction	-0.1665 ± 0.0387	-0.1769 ± 0.0344	-0.1677 ± 0.0288	-0.1797 ± 0.0360	0.050	0.825
	M/L direction	-0.1344 ± 0.0281	-0.1390 ± 0.0290	-0.1334 ± 0.0291	-0.1380 ± 0.0317	0.004	0.947
MS	A/P direction	-0.0080 ± 0.0190	-0.0049 ± 0.0077	-0.0044 ± 0.0219	-0.0021 ± 0.0119	0.610	0.440
	M/L direction	-0.0641 ± 0.0538	-0.0462 ± 0.0606	-0.0658 ± 0.0620	-0.0522 ± 0.0613	0.077	0.783
MIN	A/P direction	-0.1642 ± 0.0396	-0.1741 ± 0.0363	-0.1637 ± 0.0343	-0.1767 ± 0.0394	0.093	0.762
	M/L direction	-0.1368 ± 0.0272	-0.1412 ± 0.0268	-0.1354 ± 0.0281	-0.1396 ± 0.0316	0.012	0.914

Tableau 1.4 Marges de stabilité en AP et en ML pour la descente d'escaliers, avant et après traitements contre la douleur gonarthrosique
Tiré de Hou et al. (2020, p. 5)

Event	Variables	TEA group (Mean ± SD)		MEA group (Mean ± SD)		Comparisons between groups	
		Before	After	Before	After	F value	P
	Velocity (m/s)	0.49 ± 0.09	0.53 ± 0.05	0.53 ± 0.10	0.53 ± 0.08	1.240	0.273
	Step width (m)	0.12 ± 0.03	0.11 ± 0.03	0.13 ± 0.04	0.12 ± 0.04	0.366	0.549
<i>Margin of stability (m)</i>							
IC	A/P direction	-0.0769 ± 0.1579	-0.0728 ± 0.1604	-0.0654 ± 0.1498	-0.1088 ± 0.1419	1.009	0.323
	M/L direction	-0.0188 ± 0.1889	-0.0483 ± 0.2012	-0.0728 ± 0.2172	-0.0255 ± 0.2118	0.687	0.413
TO	A/P direction	-0.2328 ± 0.0228	-0.2451 ± 0.0264	-0.2196 ± 0.0681	-0.2107 ± 0.0544	5.199	0.029
	M/L direction	-0.2375 ± 0.0299	-0.2470 ± 0.0333	-0.2212 ± 0.0873	-0.2269 ± 0.0756	1.221	0.277
MS	A/P direction	-0.0186 ± 0.0281	-0.0270 ± 0.0365	-0.0255 ± 0.0351	-0.0243 ± 0.0365	0.292	0.593
	M/L direction	-0.0687 ± 0.0895	-0.0881 ± 0.1024	-0.0858 ± 0.1010	-0.0656 ± 0.0956	1.259	0.270
MIN	A/P direction	-0.2493 ± 0.0271	-0.2597 ± 0.0322	-0.2537 ± 0.0350	-0.2519 ± 0.0259	1.456	0.236
	M/L direction	-0.2639 ± 0.0253	-0.2765 ± 0.0237	-0.2347 ± 0.1242	-0.2726 ± 0.0262	0.317	0.577

Bien que ces résultats soient fournis pour une montée-descente d'escaliers et non pour une marche sur tapis instrumenté, il est intéressant de considérer l'étude de (Hou et al., 2020) dans le cadre d'un avant/après traitement de réduction de la douleur. En effet, les deux traitements employés dans cette étude conduisent à une diminution de la douleur perçue par les patients, et il s'agit là des seuls résultats actuellement disponibles quant à l'impact de la suppression de la douleur sur la mécanique de la marche chez les personnes atteintes d'arthrose du genou.

In fine, la littérature existante démontre que la gonarthrose a un impact sur la biomécanique articulaire, ainsi que la stabilité statique et dynamique des sujets atteints de la pathologie, et que la suppression de la douleur ressentie semblerait limiter cet impact. A ce jour, nous disposons de nombreux outils pour étudier le contrôle de l'équilibre et observer les modifications de la stabilité dynamique au cours de la marche tels que la cinématique, l'étude des forces internes et externes au corps et leurs points d'applications, les paramètres spatio-temporels, ou encore les activations musculaires. Toutefois, ces outils ont été jusqu'à présent peu utilisés pour des populations gonarthrosiques, et encore moins pour étudier l'effet de la suppression de la douleur gonarthrosoique sur la mécanique de la marche.

CHAPITRE 2

PROBLEMATIQUE ET OBJECTIFS

2.1 Problématique

2.1.1 Problématique clinique

Dans ses premiers stades, la prise en charge de la gonarthrose consiste à essayer de réduire, voire d'éliminer, la douleur pour apporter plus de confort au patient. Toutefois, la douleur étant un mécanisme de protection de l'organisme, sa suppression pourrait être délétère pour la biomécanique des patients atteints d'arthrose et entraîner une exacerbation de la progression de la maladie.

De manière générale, la littérature présente surtout des études traitant en particulier de l'impact de l'arthrose sur la biomécanique articulaire, notamment en comparant une population saine (contrôle) avec une population arthrosique (pathologique) (Henriksen et al., 2006; Schnitzer et al., 1993; Shrader et al., 2004; Skwara et al., 2009). Bien que les observations faites divergent, ces études suggèrent que la réduction de la douleur entraîne une modification de la biomécanique du genou à la marche, exprimant de manière général un retour à une attitude de marche saine.

Au niveau de la mécanique de la marche, il a été observé que la stabilité dynamique des personnes atteintes de gonarthrose est diminuée par rapport à celles des sujets sains (Takacs et al., 2014). En particulier, les résultats obtenus par (Hou et al., 2020) au cours de montées et descentes d'escaliers montrent que la suppression de la douleur génère des modifications au niveau de la marge de stabilité chez ces participants. Toutefois, l'étude de (Hou et al., 2020) semble être la seule à proposer une quantification de la marge de stabilité chez des personnes arthrosiques, et l'objectif principal de cette recherche était avant tout de comparer deux méthodes de suppression de la douleur. Ainsi, l'effet exact de la suppression de la douleur sur la biomécanique du genou et de la marche reste à ce jour inconnu.

Par ailleurs, il n'existe, à notre connaissance, aucune étude ayant analysé la stabilité dynamique d'une population au cours de la marche sur tapis incliné. Toutefois, (Tarni et al., 2020) ont montré que l'amplitude de mouvement et les angles de flexion-extension du genou arthrosique étaient différentes selon l'inclinaison du tapis de marche. De plus, des changements sur la biomécanique du genou étaient observables par rapport à un genou sain. La biomécanique du genou étant étroitement liée à la mécanique de la marche, il apparaît nécessaire d'étudier la stabilité à la marche des personnes gonarthrosiques sur un plan incliné pour mieux comprendre les mécanismes mis en place pour assurer ou non la stabilité dans ces conditions.

2.1.2 Problématique technique

L'effet de la suppression de la douleur sur la mécanique de la marche peut être étudié, entre autres, grâce à la marge de stabilité (MoS), qui décrit le contrôle de l'équilibre dynamique. Cette distance entre le CoP et le XCoM permet de quantifier l'éloignement du CoM par rapport au CoP au cours de la marche, et d'émettre des liens directs avec le maintien de la stabilité du corps.

Plusieurs méthodes de calcul de la MoS sont retrouvées dans la littérature existante. Bien qu'une majorité d'études ne détaillent pas suffisamment leur méthode de traitement des données, la méthode de (Hof, 2005) semble être la plus utilisée. Par ailleurs, aucun consensus ne semble exister quant aux conditions associées au calcul, et chaque étude propose plus ou moins sa propre compréhension des paramètres utilisés, notamment au niveau de la définition de la base de support. De ce fait, des disparités existent quant à la représentation physique de la MoS avec d'un côté la distance entre les limites de la base de support et le XCoM (Hou et al., 2020; Tracy et al., 2019), et de l'autre la distance entre le CoP et le XCoM (Hof, 2008; Hof et al., 2005; Robert, 2019). Cela génère notamment des différences au niveau des équations de calcul, auxquelles s'ajoutent parfois des fréquences de filtrage du CoP différentes pour obtenir la position du XCoM. En outre, pour respecter un peu plus les

conditions réelles de la marche, certaines études se sont appliquées à intégrer de nouvelles variables dans le calcul de la MoS, notamment la prise en compte de la vitesse initiale du CoP dans la régulation de l'équilibre (Terry et al., 2014). Ainsi, les résultats des différentes études sont difficilement comparables entre eux puisque que la méthodologie initiale pour le calcul de la MoS diffère. Par ailleurs, il semble que peu d'études aient étudié cette variable à la fois dans les directions ML et AP.

2.2 Objectifs

2.2.1 Objectifs cliniques

L'objectif clinique principal de ce projet de recherche est de mesurer et vérifier si la suppression de la douleur a un impact sur la mécanique de la marche chez les personnes atteintes de gonarthrose, tel que quantifié par la marge de stabilité à différents instants du cycle de marche.

Le premier objectif clinique secondaire est de décrire la MoS des personnes gonarthrosiques dans les directions ML et AP, à la fois pour une marche sur tapis horizontal et pour une marche sur tapis incliné. Cela permettra de proposer une analyse de la stabilité dynamique de la population dans ces conditions de marche.

Le second objectif secondaire est de comparer les valeurs de MoS obtenues pour une marche horizontale avec celles obtenues pour une marche inclinée, et d'observer les potentielles disparités qui existent selon le type d'inclinaison.

Grâce à ce projet, nous pourrons proposer des données préliminaires utiles à de futures études de plus grande envergure.

2.2.2 Objectif technique

L'objectif technique principal de ce projet de recherche est de proposer une méthode de calcul de la MoS qui soit simple à reproduire et applicable à la fois dans la direction ML et dans la direction AP.

2.3 Hypothèses

L'hypothèse principale de ce projet de maîtrise est que la suppression de la douleur gonarthrosique aurait un effet immédiat sur la mécanique de la marche, plus ou moins variable et quantifiable selon les individus.

L'absence de comportement général significatif sur l'évolution de la MoS en ML et en AP une fois que la douleur a été réduite – ou éliminée – est une possibilité ; on s'attend toutefois à observer des différences significatives pour chaque participant individuellement. En outre, on s'attend à ce que chaque participant réagisse de manière différente lorsque leur douleur est supprimée.

L'hypothèse secondaire de ce projet de recherche est que la MoS en marche inclinée serait différente de celle en marche horizontale. En effet, l'inclinaison vient exercer un certain stress sur l'articulation du genou au cours de la marche ; ce qui nous laisse supposer que le contrôle de l'équilibre dynamique sous la contrainte serait légèrement différent.

CHAPITRE 3

METHODOLOGIE

3.1 Méthodologie expérimentale

Le protocole d’acquisition de ce projet de recherche a été approuvé par les comités d’éthique de la recherche du Centre Hospitalier Universitaire de Montréal (CHUM) – Projet CE16.001 – et de l’École de Technologie Supérieure (ETS) – Projet H20151101. Les acquisitions biomécaniques ont été réalisées au sein du Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie (LIO) et du Centre de Recherche du Centre Hospitalier Universitaire de Montréal (CRCHUM) dans le cadre de la maîtrise de Maria Bazan (Bazan Bardales, 2018).

3.1.1 Participants

Au total, nous disposons de données pour 15 participants, tous souffrant d’arthrose fémoro-patellaire douloureuse, avec ou sans atteinte d’arthrose fémoro-tibiale. Pour chaque sujet, la douleur ressentie devait être supérieure à 3/10 sur l’échelle numérique. Un formulaire de consentement a été signé par l’ensemble des participants. Pour notre étude, nous avons exclu 3 participants qui n’avaient pas complété l’expérimentation suite à une intensité insuffisante de la douleur ressentie le jour-même ou dont les signaux mesurés n’étaient pas exploitables. Ainsi, ce sont les données de douze participants qui ont été étudiées.

3.1.2 Instrumentation

Un tapis roulant instrumenté a été utilisé pour l’expérimentation. Ce dernier était équipé de 2 plateformes de force AMTI™ (Advanced Mechanical Technology, Inc, Watertown, MA, USA) fonctionnant à 2 kHz qui ont enregistré les forces de réaction au sol.

3.1.3 Déroulement général de l'expérimentation

Les données sociodémographiques et cliniques ont été recueillies pour chaque participant grâce à un questionnaire distribué aux participants. Avant de commencer la partie expérimentale, une évaluation clinique du genou a été réalisée par un médecin d'après la fiche de l'Association québécoise des médecins du sport (ANNEXE III). Des clichés radiographiques ont également été réalisés en amont de l'expérimentation afin de venir confirmer le diagnostic d'arthrose, le stade, et les symptômes cliniques.

Deux phases de tests ont été réalisées pour chaque expérimentation : avant et 15 min après injection intra-articulaire au genou d'un anesthésique (5 cc de Xylocaïne à 1%). Il a été demandé aux participants de marcher sur un tapis roulant instrumenté à une vitesse qui leur était confortable, préalablement définie au cours d'une période d'entraînement sur le tapis. Une vitesse dite « de confort » correspond à la vitesse de marche pour laquelle le sujet n'est pas essoufflé. La vitesse a été conservée identique pour l'ensemble des phases de test pour chaque sujet individuellement.

Au cours de chaque phase, l'intensité de la douleur ressentie par le participant a été mesurée sur une échelle numérique de 0 à 10, avant et après la période de marche. Deux essais ont été réalisés par phase : un essai en marche horizontale et un essai en marche inclinée, d'une durée de 60 secondes chacun. Pour la marche inclinée, le tapis était incliné en descente et la pente était de 8%.

In fine, les données biomécaniques ont été enregistrées pour chaque patient lors de 4 essais distincts :

- Marche Horizontale Pré- Injection
- Marche Inclinée Pré- Injection
- Marche Horizontale Post- Injection
- Marche Inclinée Post- Injection

3.2 Méthodologie technique

3.2.1 Variables d'entrée et découpage des cycles de marche

Afin de procéder au calcul de la MoS, plusieurs paramètres d'entrée ont été extraits des acquisitions expérimentales. Ainsi, les plateformes de force intégrées au tapis roulant ont permis l'acquisition des forces de réaction au sol et de la position du CoP pour chaque jambe au cours de l'enregistrement : le *CoP_Gauche* et le *CoP_Droit*. Ces données ont permis de découper les cycles de marche pour chaque jambe à partir de l'instant de l'attaque du talon, détecté avec un seuil de 2% du poids du corps. De cette manière, les événements controlatéraux de levée des orteils (*ToeOff*) et de pose du talon (*HeelStrike*) ont pu être déterminés pour chaque cycle de marche pour chaque jambe.

3.2.2 Calcul de la marge de stabilité

3.2.2.1 Méthode de calcul générale

Dans le cadre de ce mémoire, nous nous sommes intéressés à la façon la plus simple et pertinente de calculer la marge de stabilité à partir des données de forces de réaction au sol existantes. Pour rappel, l'objectif était d'évaluer la stabilité dynamique au cours de la phase de simple appui à la fois dans les directions ML et AP.

Pour cela, nous avons choisi d'étudier la MoS selon l'approche de (Hof et al., 2005), présentée dans la partie 1.4.2, qui ne fait pas appel à l'hypothèse d'un CoP constant sur l'axe ML. Nous avons calculé la MoS comme la différence entre la position du CoP et celle du XCoM pour chaque instant de la phase de simple appui pour la jambe la plus arthrosique. De cette façon, la MoS permet de quantifier l'éloignement du CoM par rapport au CoP au cours de la phase de simple appui. Pour chaque essai, la MoS a ensuite été observée indépendamment dans les directions ML et AP pour trois instants spécifiques. Ainsi, ce sont six valeurs de la MoS que nous avons étudiées :

1. MoS ML minimale sur la phase de simple appui ;

2. MoS ML au ToeOff controlatéral, soit à la levée des orteils du pied opposé à la jambe observée ;
3. MoS ML au HeelStrike controlatéral, soit au contact au sol du pied opposé à la jambe observée ;
4. MoS AP minimale sur la phase de simple appui ;
5. MoS AP au ToeOff controlatéral ;
6. MoS AP au HeelStrike controlatéral.

3.2.2.2 Pseudo-code et étapes de calcul

Le pseudo-code qui a été utilisé pour générer les résultats attendus à partir des données cinétiques existantes est présenté dans la Figure 3.1 suivante. L'écriture du code a été effectuée sur le logiciel MatlabTM (*Mathworks, version R2021a*) à l'aide de la bibliothèque *LIOMT*. Cette dernière a été créée au LIO ; elle permet de formaliser les données expérimentales acquises au sein du laboratoire et comporte de nombreuses fonctions permettant le traitement de données biomécaniques à la marche.

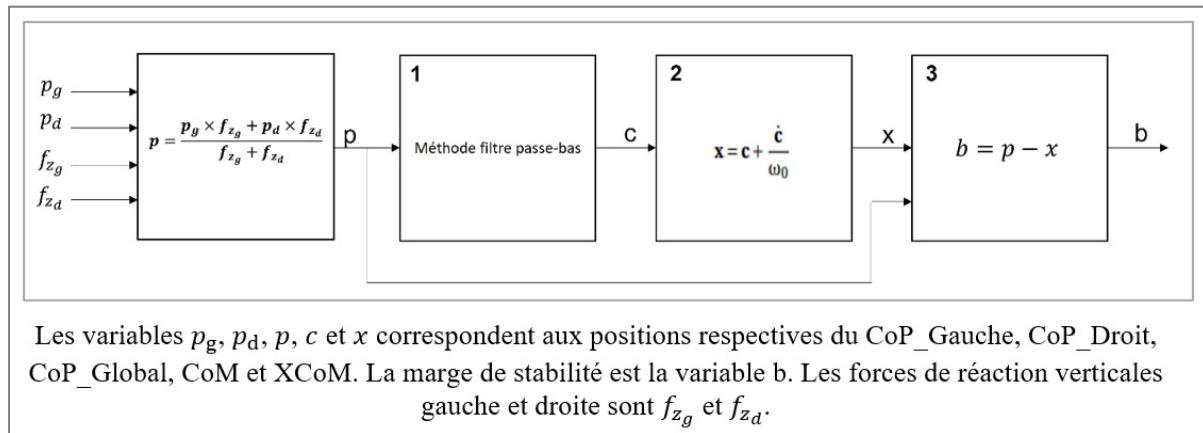


Figure 3.1 Pseudo-code pour le calcul de la marge de stabilité à l'aide du logiciel Matlab

1. Dans un premier temps, les signaux du CoP_Gauche et du CoP_Droit sont traités de sorte à supprimer les valeurs manquantes au profit de zéros pour faciliter l'utilisation des méthodes de calcul ultérieures. On vient filtrer le CoP_Gauche et le CoP_Droit pour obtenir le CoP_Global avec la formule du barycentre ; c'est-à-dire que les signaux d'entrée sont pondérés respectivement par les forces verticales puis additionnés entre eux. De cette manière, on obtient le CoP dit ‘global’ pour l'intégralité du système du pendule inversé étudié, que l'on filtre pour supprimer le bruit et lisser les courbes avec un filtre *butter* d'ordre 2.

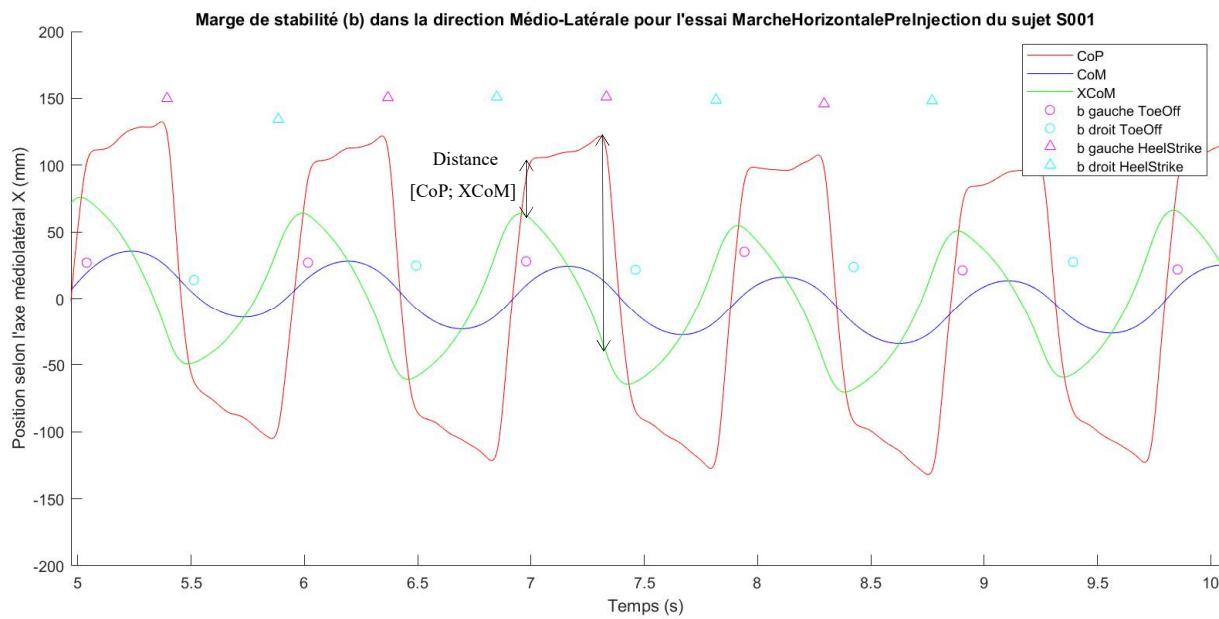
2. La position c du CoM est ensuite calculée à partir de la position p du CoP ‘global’. Pour cela, nous avons privilégié la méthode du filtre passe-bas (Hof, 2005) qui s'adapte parfaitement aux données de marche collectées sur tapis roulant. En pratique, on applique à p un filtre passe-bas de premier ordre avec une fréquence $f_0 = \frac{\omega_0}{2\pi} \approx 0,5 \text{ Hz}$ où $\omega_0 = \sqrt{\frac{g}{l}}$; puis on applique le filtre une seconde fois de manière inversée pour supprimer le déphasage. Pour ce projet, la fonction LIOMT *filter* a été utilisée pour effectuer les deux phases de calcul d'un coup ; il s'agit en fait de l'équivalent de la fonction Matlab *filtfilt*, écrite au format LIOMT.

3. A partir de la position c du CoM, on vient calculer la position x du XCoM selon l'équation (1.2) avec $\omega_0 = \sqrt{\frac{g}{h}}$, qui fournit la position du projeté du CoM dans la base de support, associée à la vitesse. Ici, la fonction Matlab *diff* a été utilisée pour calculer la dérivée première de c .

4. Enfin, la dernière étape génère la marge de stabilité en ML et en AP aux différents instants de la phase de simple appui à partir de p et x , respectivement les positions du CoP et du XCoM. Pour cela, il a été nécessaire de séparer chaque variable d'entrée selon leurs composantes ML et AP.

Évolution des CoP, CoM, XCoM au cours du cycle de marche et visualisation des MoS aux différents instants de la phase de simple appui – Exemple pour le sujet S001

A



B

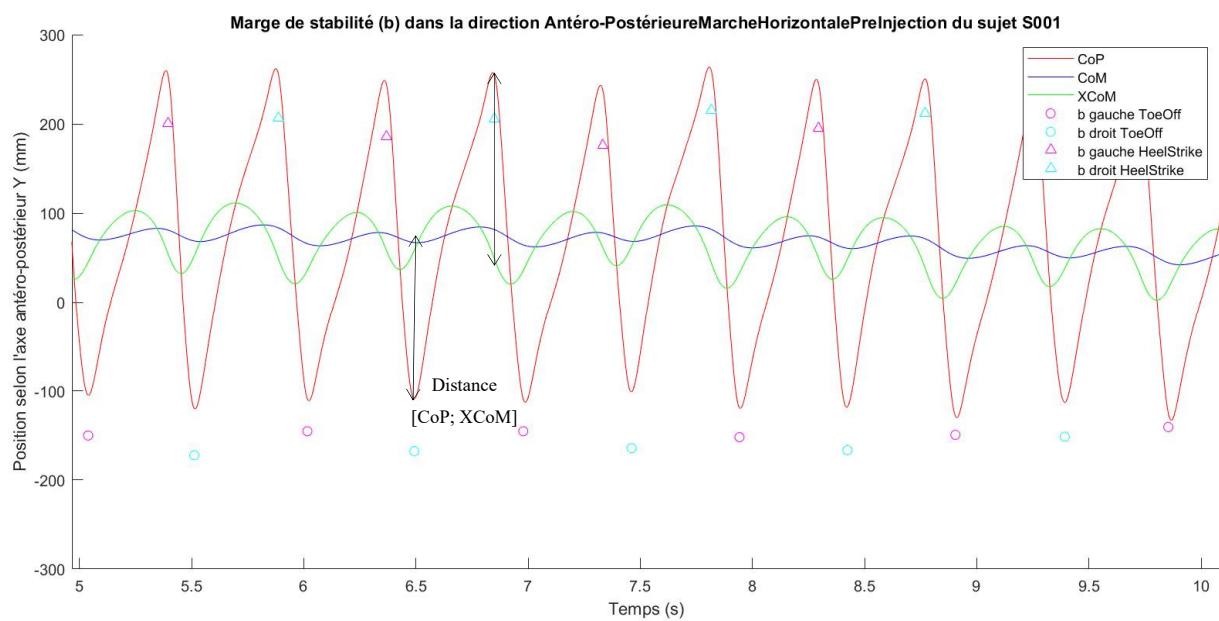


Figure 3.2 Courbes ML (A) et AP (B) des CoP, CoM et XCoM en marche horizontale pré-injection pour le sujet S001

Exemple pour visualiser la distance [CoP ; XCoM] calculée

Le découpage des cycles de marche effectué sur les variables d'entrée a été appliqué à chacune des variables calculées de sorte qu'une fois les vecteurs MoS générés en ML et en AP, on puisse facilement récupérer les valeurs de la MoS pour les instants qui nous intéressent (*voir* 3.2.2.1).

Afin de mieux comprendre la nature de la variable MoS, la Figure 3.2 ci-dessus présente les courbes du CoP, CoM et XCoM dans les composantes ML et AP au cours de la marche horizontale pré-injection pour le sujet S001. Pour chaque phase de simple appui, les MoS au ToeOff et au HeelStrike controlatéraux sont identifiées comme la distance entre le point de la courbe du CoP et celui de la courbe du XCoM à ces instants.

3.2.3 Sélection des cycles de marche les plus répétables et normalisation

Pour procéder à l'analyse statistique et afin de limiter la variabilité, les quinze cycles de marche les plus répétables ont été sélectionnés pour chaque sujet en appliquant la méthode RMSE (Root Mean Square Error) sur les forces de réaction au sol expliquée ci-après. Ceci a pour effet de diminuer la variabilité des données en éliminant les valeurs extrêmes. Le nombre de quinze a été choisi suite aux travaux et conclusions de (Dyas, 2019).

En pratique, le cycle le moins répétable parmi les β cycles – c'est-à-dire celui qui s'écarte le plus de la moyenne – va être identifié grâce au calcul de l'erreur quadratique moyenne (RMSE) comme le cycle où l'erreur est la plus grande, d'après l'équation (3.1). Le cycle est ensuite supprimé et le calcul est répété pour les $\beta-1$ cycles. Ainsi de suite jusqu'à obtenir les 15 cycles les plus répétables. Les 15 phases de simple appui les plus répétables ont ensuite été extraites.

$$\text{RMSE} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (X_i - \bar{X})^2}{N}} \quad (3.1)$$

Où X_i correspond à l'erreur du point i , \bar{X} correspond à la moyenne des erreurs et N correspond au nombre total d'erreurs individuelles.

Par ailleurs, la variabilité de la marche humaine impose la normalisation du cycle de marche. Ainsi, les quinze phases de simple appui ont été normalisées de 0 à 100% entre la levée des orteils du pied controlatéral (ToeOff controlatéral – 0%) et le contact au sol du talon controlatéral (HeelStrike controlatéral – 100%).

3.3 Analyses statistiques

Plusieurs tests statistiques ont été utilisés dans ce projet pour réaliser nos analyses statistiques et évaluer les différences entre chaque essai (pré-/post- injection, marche horizontale/inclinée). Pour cela, nous avons utilisé le logiciel Statgraphics™ (*Centurion, version 18.1.14*).

Dans un premier temps, des analyses statistiques ont été réalisées pour déterminer l'impact de différents facteurs sur la réduction de la douleur, les valeurs de MoS et son évolution pré-/post- injection. En particulier, la bilatéralité de l'arthrose, le nombre de genoux injectés, l'IMC et le genre ont été étudiés avec des analyses de variance (ANOVA). La valeur $P = 0,05$ a été utilisée comme seuil pour la différence statistiquement significative, avec un intervalle de confiance de 95%. De plus, le pourcentage de réduction de la douleur a été étudié à l'aide d'une régression linéaire afin d'établir la relation entre ce dernier et l'évolution pré-/post- injection de la MoS.

Dans un second temps, nous nous sommes intéressés à l'évolution de la MoS « signée » – c'est-à-dire en tenant compte du signe de l'évolution –, ainsi qu'à son évolution en valeur absolue afin d'observer l'existence d'une évolution indépendamment du signe. Pour comparer les valeurs pré-/post- injection de la MoS sur l'ensemble de la population, le test t de Student a été utilisé avec $P = 0,05$ comme seuil pour une différence statistiquement significative. Les valeurs pré-/post- injection de la MoS ont été comparées et testées pour chacun des six instants du cycle de marche étudiés (*voir 3.2.2.1*). De même, l'évolution pré- / post- injection en valeur absolue de la MoS a été analysée à l'aide de tests t de Student. De

plus, ce type de test a été utilisé pour évaluer les différences entre la marche horizontale et la marche inclinée en termes de valeurs de MoS en pré- et en post- injection respectivement.

Enfin, une analyse de puissance a été réalisée à l'aide du logiciel G*PowerTM (*G*Power, version 3.1.9.2*) à partir de la taille de l'échantillon de notre étude (N=12), du type de test réalisé (ANOVA ou Test-T) et de l'écart-type obtenue pour chaque MoS moyenne calculée pour la population globale. La puissance statistique d'un essai mesure sa capacité à mettre en évidence l'effet d'un traitement si celui-ci existe, c'est-à-dire la probabilité d'obtenir un vrai résultat positif. Ainsi, calculer la puissance de notre étude revient à vérifier la capacité de nos tests à mettre en évidence l'effet de la suppression de la douleur sur la mécanique de la marche si celui-ci existe.

CHAPITRE 4

PRESENTATION DES RESULTATS

4.1 Résultats sur les participants

4.1.1 Caractéristiques démographiques des participants

Douze participants atteints d'arthrose fémoro-patellaire douloureuse ont été inclus dans cette étude. Parmi ces neuf femmes et ces trois hommes, deux participants présentaient un IMC normal, six étaient en surpoids, et quatre en situation d'obésité.

Les données sociodémographiques moyennes des participants sont présentées dans le Tableau 4.1 suivant.

Tableau 4.1 Caractéristiques démographiques des participants à l'étude

Caractéristiques démographiques	Participants gonarthrosiques
Taille de l'échantillon (n)	12
Âge moyen (année)	$61,1 \pm 8,4$
Taille (m)	$1,60 \pm 0,06$
Poids corporel moyen (Kg)	$75,1 \pm 12,0$
Indice de masse corporelle [IMC] (Kg/m ²)	$29,3 \pm 5,2$
Vitesse de marche (m/s)	$1,03 \pm 0,3$

4.1.2 Caractéristiques cliniques des participants

Le Tableau 4.2 présente les caractéristiques cliniques des participants à l'étude, avec entre autres la bilatéralité de l'arthrose, la localisation de la douleur, ainsi que le nombre de genoux

injectés lors de l'expérimentation. Neuf participants présentaient une gonarthrose bilatérale et deux d'entre eux ont reçu une injection aux deux genoux. Pour rappel, lorsqu'un seul genou a été injecté, il s'agit du genou mesuré, c'est-à-dire le genou le plus arthrosique et douloureux. De son côté, le genou dominant correspond à la jambe utilisée par le participant pour frapper dans un ballon. Cette information est fournie à titre indicatif.

Les participants ont été diagnostiqués à des dates très variables par rapport à l'expérimentation : allant de moins d'un an (8,3% – 1/12) à plus de 10 ans (25% – 3/12). La localisation de la douleur variait d'un participant à l'autre, et 91,7% (11/12) d'entre eux prenaient des médicaments pour soulager ce symptôme.

Tableau 4.2 Caractéristiques cliniques des participants à l'étude

SUJET	Genou dominant	Genou mesuré	Douleur	Bilatéralité	Nombre de genoux injectés
S001	D	G*	A/M bil	Oui	1
S002	D	G*	L	Non	1
S003	D	D	M bil	Oui	1
S004	D	G*	M bil	Oui	1
S005	G	D*	A/M bil	Oui	1
S006	D	D	M bil	Oui	1
S007	G	G	A/M/L bil	Oui	1
S008	D	D	A/M/L	Non	1
S009	D	G*	A/M/L bil	Oui	2
S011	D	D	A/M/L/P bil	Oui	1
S014	D	G*	M/L bil	Non	1
S015	D	D	M/L/P bil	Oui	2

* Genou mesuré (= genou où est installé le KneeKG™) différent du genou dominant

A : complexe antérieure de l'articulation ; M : complexe médial de l'articulation ; L : complexe latéral de l'articulation ; bil : douleur bilatérale.

4.2 Résultats sur la réduction de la douleur

L'intensité de la douleur a été mesurée pour chaque participant avant et après injection de l'analgésique. Les pourcentages de réduction de la douleur sont présentés dans le Tableau 4.3 suivant. Il existe une réduction statistiquement significative de la douleur après injection. En effet, la douleur moyenne ressentie par les participants est passée de $4,63 \pm 1,97$ avant injection à $0,46 \pm 0,75$ après injection. En outre, 66,7% (8/12) des participants se sont vu réduire leur douleur de 100%.

Tableau 4.3 Douleurs initiales et finales ressenties par chaque participant lors de l'expérimentation

SUJET	Douleur initiale	Douleur fin	Réduction de la douleur
S001	3,5	0	100%
S002	3,5	2	43%
S003	5	0	100%
S004	3,5	1,5	57%
S005	4	1,5	62%
S006	3	0	100%
S007	9,5	0,5	95%
S008	4	0	100%
S009	7,5	0	100%
S011	5	0	100%
S014	3	0	100%
S015	4	0	100%
Moyenne	4,63	0,46	90%
Ecart-type	1,97	0,75	0,18
Médiane	4	0	100%

Afin de déterminer si la bilatéralité de l'arthrose et le nombre de genoux injectés avaient un impact sur la réduction de la douleur, les participants ont été regroupés en trois groupes distincts d'après ces facteurs :

- 1) Arthrose non bilatérale et un genou injecté,
- 2) Arthrose bilatérale et un genou injecté,
- 3) Arthrose bilatérale et deux genoux injectés.

Un test ANOVA à 1 facteur a montré que ce n'était pas le cas ($P = 0,4237$), avec un intervalle de confiance de 95%. Ce résultat a été confirmé avec le test non-paramétrique de Kruskal-Wallis ($P = 0,4626$), au niveau de confiance de 95%. Ainsi, les douze participants pouvaient être réunis dans un même groupe, indépendamment de ces critères. Compte-tenu de la petite taille des groupes, il s'agissait avant tout de venir confirmer cette possibilité.

La suite des résultats sera donc présentée indépendamment de la localisation de l'arthrose, de sa bilatéralité, et du nombre de genoux injecté(s) chez un même participant.

4.3 Résultats préliminaires sur les marges de stabilité

Avant de poursuivre sur l'analyse des marges de stabilité, nous avons désiré vérifier si certaines variables (IMC, genre, pourcentage de réduction de la douleur) avaient un impact sur les analyses statistiques de comparaison des marges de stabilité. Pour cela, nous nous sommes concentrés sur les résultats de MoS en marche horizontale, puisque l'existence ou non de l'influence d'un facteur devrait être valable pour les deux types de marche.

4.3.1 Étude de l'impact de l'IMC sur la marge de stabilité

L'indice de masse corporel (IMC) est un facteur souvent regardé lorsqu'il s'agit de réaliser une analyse de la marche. En effet, les personnes en situation de surpoids ou d'obésité ont nécessairement plus de difficultés à se mouvoir.

Pour s'affranchir d'un possible effet de l'IMC sur la MoS, nous avons réalisé des tests ANOVA sur les valeurs de MoS pour les essais en marche horizontale pré-injection avec comme facteur les différentes classes d'IMC (normal, surpoids, obésité, obésité morbide). De plus, les mêmes tests ont été réalisés avec les valeurs absolues moyennes de l'évolution pré-/post- injection ; le but étant d'observer si l'IMC est un facteur confondant dans le calcul de

l'évolution pré-/post- injection de la MoS. Les valeurs P pour chacun des tests sont présentées dans le Tableau 4.4 suivant.

Tableau 4.4 Impact de l'IMC sur la marge de stabilité et son évolution avant et après suppression de la douleur quantifiée par la valeur absolue

Marges de stabilité et instants de la phase de simple appui	P-value : Impact de l'IMC sur la MoS	P-value : Impact de l'IMC sur l'évolution Pré-/Post-
Marge en ML		
· Minimale	0,3338	0,5716
· Au ToeOff controlatéral	0,3338	0,5716
· Au HeelStrike controlatéral	0,3205	0,7924
Marge en AP		
· Minimale	0,1288	0,6640
· Au ToeOff controlatéral	0,1236	0,5986
· Au HeelStrike controlatéral	0,3228	0,5875

On observe qu'il n'y a pas de différence statistiquement significative entre les groupes d'IMC différents pour les valeurs de MoS en ML et en AP pour les trois instants de la phase de simple appui étudiés. De même, l'évolution pré-/post- injection de la MoS n'est pas influencée par l'IMC des participants.

4.3.2 Étude de l'impact du genre sur la marge de stabilité

Des tests ANOVA à 1 facteur ont été réalisés pour étudier l'influence du genre sur les valeurs de MoS et les valeurs absolues moyennes de l'évolution pré-/post- injection pour chaque instant de la phase de simple appui considérés. Les résultats sont présentés dans le Tableau 4.5.

On observe que d'après notre population, le fait de séparer les sujets selon leur genre n'a pas d'impact sur les valeurs de MoS en ML et en AP pour chaque instant de la phase de simple appui étudié. Toutefois, le genre de l'individu semble influer sur l'évolution pré-/post-injection de la MoS AP au contact du pied controlatéral au sol. Aucune relation statistiquement significative entre les deux variables n'a été observée pour les autres instants de la phase de simple appui.

Tableau 4.5 Impact du genre sur la marge de stabilité et son évolution avant et après suppression de la douleur quantifiée par la valeur absolue

Marges de stabilité et instants de la phase de simple appui	P-value : Impact du genre sur la MoS	P-value : Impact du genre sur l'évolution Pré-/Post-
Marge en ML		
· Minimale	0,7631	0,4290
· Au ToeOff controlatéral	0,7631	0,4290
· Au HeelStrike controlatéral	0,7860	0,6567
Marge en AP		
· Minimale	0,1871	0,1425
· Au ToeOff controlatéral	0,1757	0,0436*
· Au HeelStrike controlatéral	0,0637	0,8428

4.3.3 Étude de la relation entre pourcentage de réduction de la douleur sur la marge de stabilité

Puisque l'on s'intéresse à l'impact de la réduction de la douleur sur la stabilité dynamique et en particulier la marge de stabilité, nous avons étudié la relation entre le pourcentage de réduction de la douleur et les valeurs absolues moyennes de l'évolution pré-/post- injection pour chaque instant de la phase de simple appui considérés. Pour cela, des tests de régression linéaire ont été réalisés. Les résultats sont présentés dans le Tableau 4.6.

On observe qu'il n'y a pas de relation statistiquement significative entre le pourcentage de réduction de la douleur et l'évolution pré-/post- injection de la MoS. Ceci suggère qu'à partir du moment où il a une réduction de la douleur, qu'elle soit de 40% ou 100%, il existe une évolution pré-/post- injection de la MoS. Les parties suivantes présenteront les résultats obtenus pour les analyses spécifiques à l'étude de l'évolution de la MoS une fois la douleur réduite – ou supprimée –, et à la comparaison des résultats entre les marches horizontale et inclinée.

Tableau 4.6 Relation entre le pourcentage de réduction de la douleur et l'évolution pré-/post- injection de la marge de stabilité quantifiée par sa valeur absolue

Marges de stabilité et instants de la phase de simple appui	P-value : Relation pourcentage de réduction de la douleur et évolution Pré-/Post-
Marge en ML	
· Minimale	0,5974
· Au ToeOff controlatéral	0,5974
· Au HeelStrike controlatéral	0,1819
Marge en AP	
· Minimale	0,0973
· Au ToeOff controlatéral	0,0981
· Au HeelStrike controlatéral	0,5672

La Figure 4.1 suivante présente le nuage de points pour le lien entre la réduction de la douleur et l'évolution pré- / post- injection de la MoS en ML au HeelStrike controlatéral. On observe la dispersion des données.

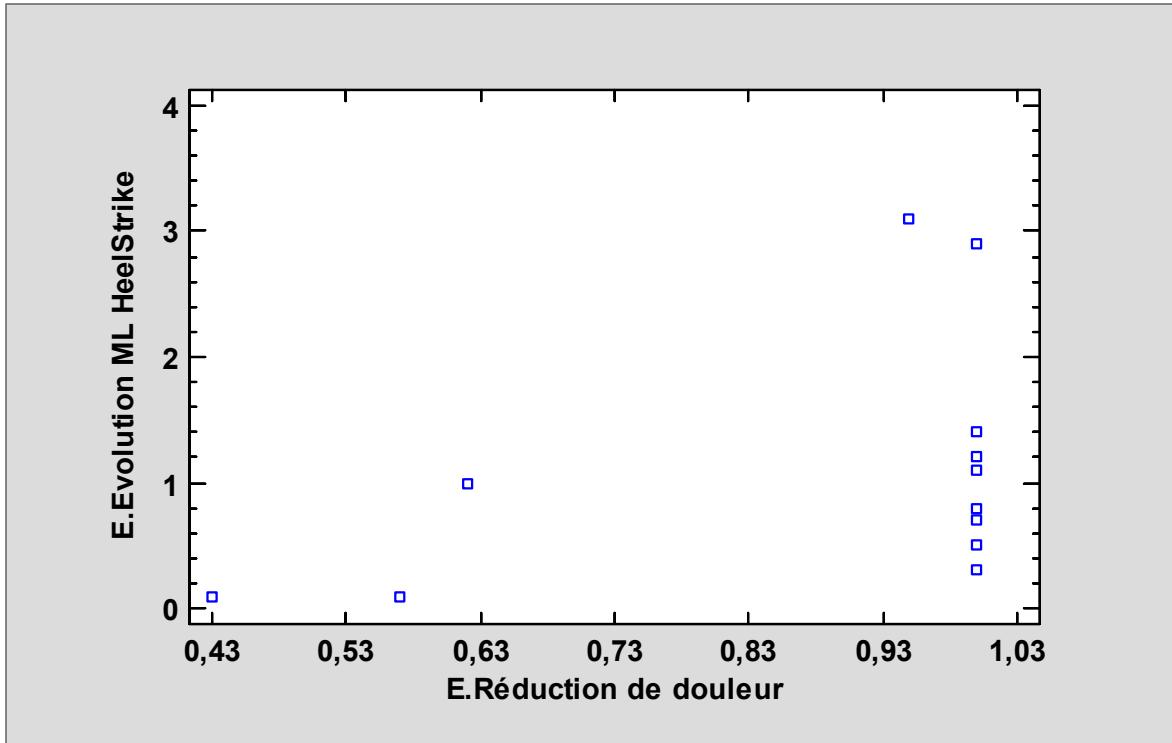


Figure 4.1 Graphique de l'évolution de la marge de stabilité médio-latérale au moment du contact au sol du pied controlatéral en fonction du pourcentage de réduction de la douleur

4.4 Marges de stabilité pré-/post- injection en marche horizontale

L'objectif de cette partie est de mettre en évidence l'effet de la suppression de la douleur sur la stabilité dynamique des personnes gonarthrosiques au cours de la marche horizontale, telle que quantifiée par la MoS et son évolution pré-/post- injection. Dans un premier temps, nous présenterons les résultats obtenus lorsque chaque sujet était son propre contrôle. Dans un second temps, les résultats seront présentés pour l'analyse « signée » de l'évolution de la MoS pour la population globale, pour laquelle une analyse de puissance a été réalisée. Enfin, nous décrirons les résultats pour l'analyse en valeur absolue de l'évolution pré-/post- injection de la MoS.

4.4.1 Analyse sujet par sujet

Une fiche récapitulative a été constituée pour chaque sujet ; celle-ci présente les données cliniques et expérimentales, ainsi que les courbes des CoP, CoM et XCoM pour toute la durée d'acquisition. Les fiches pour l'ensemble des participants sont disponibles en ANNEXE X à ANNEXE XXI.

4.4.1.1 Analyse quantitative

Dans un premier temps, pour chaque sujet, nous avons comparé les résultats pour les essais pré- et post- injection afin d'observer pour chaque individu s'il existe ou non un effet sur la mécanique de la marche lié à la suppression de la douleur. Nous avons évalué individuellement les différences statistiques pré- et post- injection pour chaque instant de la marge grâce à un test-T apparié. Les résultats obtenus sont présentés dans le Tableau 4.7. Les résultats détaillés pour chaque sujet sont disponibles en ANNEXE IV.

Tableau 4.7 Évolutions pré-/post- injection en marche horizontale sujet par sujet

	S001	S002	S003	S004	S005	S006	S007	S008	S009	S011	S014	S015
Intensité de douleur Pré-Injection	3,5	3	5	3,5	4	3	9,5	4	7,5	5	3	4
Intensité de douleur Post-Injection	0	2	0	1	1,5	0	0,5	0	0	0	0	0
% Réduction	100	43	100	57	62	100	95	100	100	100	100	100
Vitesse de marche (m/s)	1,3	1,2	0,8	1,2	1,2	1,5	0,5	1,3	0,7	0,9	0,7	1
MARGES												
ML min	7,41%	-4,2%	-2,1%	-5,1%	-10,8%	5,4%	-11,1%	-3,2%	10,2%	-3,6%	-3,8%	-34,9%
ML ToeOff	7,41%	-4,2%	-2,1%	-5,1%	-10,8%	5,4%	-11,1%	-3,2%	10,2%	-3,6%	-3,8%	-34,9%
ML HeelStrike	-3,4%	-0,8%	4,2%	-0,7%	-8,6%	9,0%	-16,6%	13,8%	-5,3%	-10,4%	-3,3%	-14,7%
AP min	-3,3%	-4,1%	-16,9%	-1,5%	-4,5%	2,9%	13,8%	-8,3%	26,9%	7,5%	-14,3%	-5,6%
AP ToeOff	-5,6%	-5,0%	-14,1%	-1,5%	-6,4%	3,0%	13,8%	-8,3%	24,6%	7,6%	-14,3%	-6,9%
AP HeelStrike	-2,1%	-5,9%	0,0%	-3,1%	1,9%	4,1%	-20,2%	-2,2%	25,0%	-7,0%	5,3%	21,3%
Formule % : $\frac{\text{MoS}_{\text{post}} - \text{MoS}_{\text{pré}}}{\text{MoS}_{\text{pré}}} \times 100$; % : Diminution pré-/post- statistiquement significative ; + : Augmentation pré-/post-statistiquement significative.												

Chaque pourcentage correspond à la différence entre la valeur de la marge pré-injection et celle post-injection pour un même instant de la phase de simple appui, soit avant et après réduction/suppression de la douleur. Ce pourcentage a été calculé selon l'équation (4.1) suivante :

$$\frac{\text{MoS}_{\text{post}} - \text{MoS}_{\text{pré}}}{\text{MoS}_{\text{pré}}} \times 100 \quad (4.1)$$

Un pourcentage en gras correspond à une différence pré-/post- injection statistiquement significative d'après les tests-T effectués.

On observe que 39% (28/72) des MoS ont évolué de manière statistiquement significative après réduction – suppression – de la douleur. Parmi ces modifications, 68% (19/28)

correspondent à des diminutions des valeurs de la MoS. In fine, il existe trois types d'évolution pré-/post- injection concernant les MoS :

- 1) Aucun changement pré-/post- injection pour 61% (44/72) des MoS ;
- 2) Diminution pré-/post- injection de la valeur de la MoS pour 26% (19/72) des MoS ;
- 3) Augmentation pré-/post- injection de la valeur de la MoS pour 12,5% (9/72) des MoS.

Si l'on considère seulement les huit sujets où la réduction de la douleur était de 100%, les pourcentages précédents deviennent respectivement : 1) 76% (55/72) ; 2) 14% (10/72) ; et 3) 10% (7/72). On observe que la tendance entre diminutions et augmentations pré-/post-injection s'équilibre.

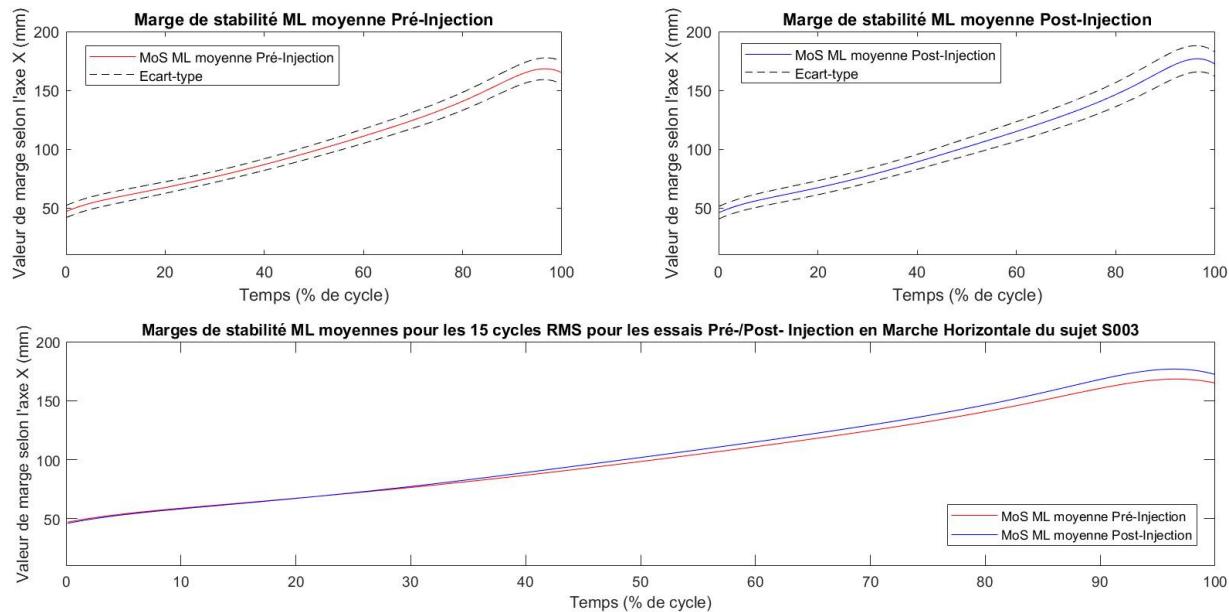
4.4.1.2 Analyse visuelle de la marge de stabilité

Dans un second temps, nous avons regardé et comparé les courbes pré- et post- injection des MoS moyennes en ML et en AP pour chaque sujet individuellement. Pour cela, nous avons calculé la moyenne et l'écart-type de la MoS au cours de la phase d'appui pour les 15 cycles de marche les plus répétables (*voir CHAPITRE 3*).

A titre d'exemple, les Figure 4.2 et Figure 4.3 présentent les courbes superposées pré-injection (en rouge) et post-injection (en bleu) pour chacune des composantes de la MoS moyenne, respectivement pour le sujet S003 dont la réduction de la douleur était de 100% et pour le sujet S002 dont la réduction de la douleur était de 43%.

Comparaison pré- et post-injection – S003

A



B

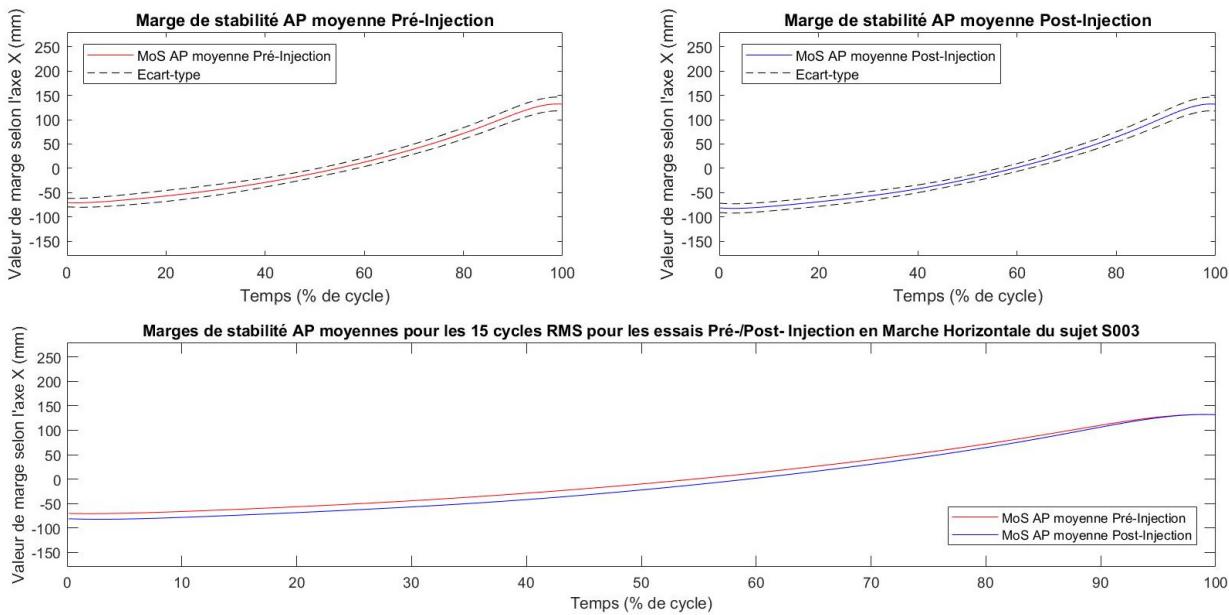


Figure 4.2 Courbes des marges de stabilité moyennes médio-latérale (A) et antéro-postérieure (B) au cours de la phase de simple appui en marche horizontale pré- et post- injection pour le sujet S003

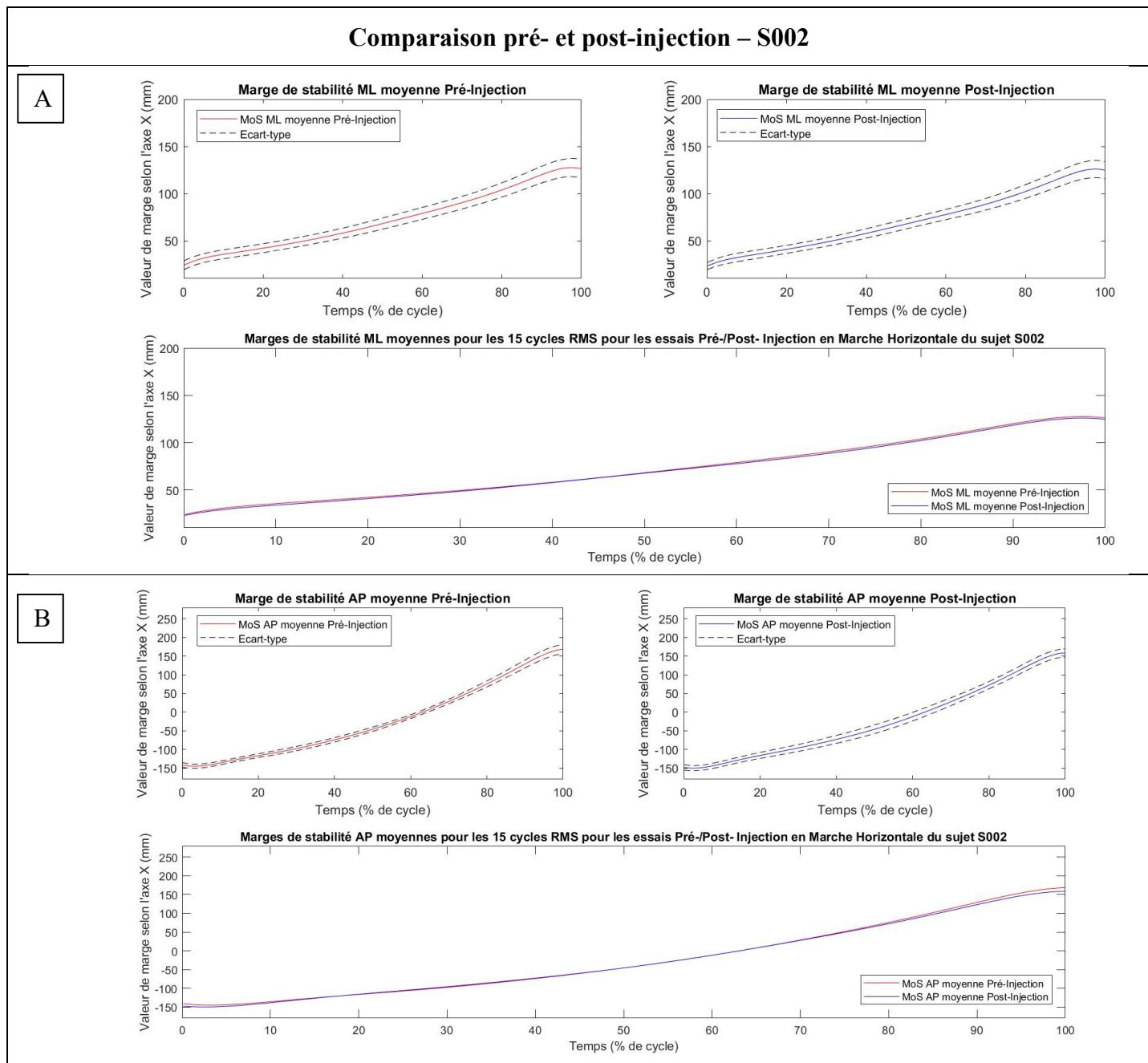


Figure 4.3 Courbes des marges de stabilité moyennes médio-latérale (A) et antéro-postérieure (B) au cours de la phase de simple appui en marche horizontale pré- et post- injection pour le sujet S002

On observe que pour le sujet S003, la MoS ML post- injection est légèrement inférieure à la MoS ML pré- injection de 0% à 22% de la phase de simple appui, puis il y a une augmentation post- injection croissante de la MoS ML de 22% à 100% – particulièrement visible à partir de 45%. Par ailleurs, l'écart-type de la MoS ML apparaît plus grand une fois la douleur supprimée chez le sujet S003. En AP, sa MoS post- injection est inférieure à celle pré- injection jusqu'à environ 90% de la phase de simple appui, où la différence pré-/post- injection devient progressivement minime puis nulle lors du HeelStrike controlatéral.

De son côté, le sujet S002 présente une légère diminution post- injection de la MoS ML sur l'ensemble de la phase de simple appui. Il n'y a pas changement d'évolution post- injection au cours de la phase de simple appui dans cette direction. En AP, la différence pré-/post- injection évolue au cours de la phase de simple appui et alterne entre diminution et augmentation, même si de manière générale les différences – quelques soit leur signe – sont minimes jusqu'à environ 92% de la phase de simple appui où la diminution pré-/post- injection est plus facilement visible.

4.4.2 Analyse de l'évolution « signée » de la marge de stabilité

L'analyse sujet par sujet nous a permis d'observer qu'une fois la douleur supprimée, la quasi-totalité des sujets ont eu un effet sur leur MoS pour au moins un des instants de la phase de simple appui observés et une direction. La partie suivante présente les résultats des analyses de groupe que nous avons réalisées, pour la population en intention de traiter – c'est-à-dire pour tous les sujets quel que soit leur niveau de diminution de la douleur –, pour la marche horizontale.

Le Tableau 4.8 présente les valeurs des MoS en ML et en AP aux trois instants de la phase de simple appui pour les douze participants, ainsi que les résultats des tests-T appariés correspondants.

Tableau 4.8 Valeurs moyennes des marges de stabilité ipsilatérales pré/post injection aux différents instants de la phase de simple appui en marche horizontale (N=12)

Marges de stabilité et instants de la phase de simple appui	Moyenne ± ET Pré-Injection (cm)	Moyenne ± ET Post-Injection (cm)	P-value
Marge en ML			
· Minimale	3,61 ± 0,88	3,43 ± 0,93	0,224
· Au ToeOff controlatéral	3,61 ± 0,88	3,43 ± 0,93	0,224
· Au HeelStrike controlatéral	13,93 ± 3,37	13,33 ± 2,63	0,159
Marge en AP			
· Minimale	-11,27 ± 3,54	-11,41 ± 3,86	0,626
· Au ToeOff controlatéral	-11,06 ± 3,37	-11,26 ± 3,73	0,484
· Au HeelStrike controlatéral	15,09 ± 5,16	15,13 ± 5,16	0,917

Aucune différence statistiquement significative avant et après l'injection n'est observable sur l'ensemble de la population (Tableau 4.8).

4.4.3 Analyses complémentaires

Les analyses précédentes ne nous ont pas permis de démontrer l'existence d'un comportement général quant à l'évolution de la MoS en ML et en AP une fois que la douleur a été réduite – ou éliminée. Toutefois, un résultat non significatif ne permet pas de conclure car l'absence de significativité statistique peut vouloir dire trois choses différentes :

- 1) La puissance de l'essai est trop faible pour permettre la mise en évidence d'une différence potentielle ;
- 2) Les évolutions pré-/post- individuelles se compensent tel que la différence entre les moyennes pré- et post- injection pour la population globale est égale à zéro ;
- 3) La suppression de la douleur n'a pas d'effet sur la mécanique de la marche telle que quantifiée par la MoS.

L'hypothèse n°3 est rejetée car nous avons observé un effet individuel pour la majorité des sujets lors de l'analyse sujet par sujet. Néanmoins, nous avons réalisé des analyses complémentaires afin de confirmer ou rejeter les hypothèses n°1 et n°2.

4.4.3.1 Analyse de puissance

L'analyse de puissance a été réalisée pour les tests-T sur l'évolution « signée » de la MoS (Tableau 4.8), en tenant compte de la taille de notre échantillon ($N=12$) et de la taille d'effet observée pour la MoS aux différents instants. Il s'agit d'un test bilatéral. Les résultats sont présentés au Tableau 4.9.

Tableau 4.9 Puissances statistiques des tests-T réalisés pour l'ensemble de la population ($N=12$)

Marges de stabilité et instants de la phase de simple appui	Différence absolue entre les moyennes pré-/post- (cm)	Taille d'effet	Puissance du test-T
Marge en ML			
· Minimale	0,18	0,36	32,1%
· Au ToeOff controlatéral	0,18	0,36	32,1%
· Au HeelStrike controlatéral	0,6	0,44	41,1%
Marge en AP			
· Minimale	0,14	0,14	11,9%
· Au ToeOff controlatéral	0,2	0,21	16,7%
· Au HeelStrike controlatéral	0,04	0,03	6,1%

On observe que la puissance est particulièrement faible pour les tests-t réalisés pour la MoS AP minimale, au ToeOff, et au HeelStrike. Cela suggère que la taille de notre échantillon est trop faible pour pouvoir détecter l'effet de la suppression de la douleur s'il existe. Néanmoins, il reste nécessaire de réaliser une analyse de l'évolution de la MoS en valeur

absolue pour observer si les évolutions pré-/post- individuelles se compensent ou non, tel que la différence entre les moyennes pré- et post- injection pour la population globale serait égale à zéro.

4.4.3.2 Analyse de l'évolution de la MoS en valeur absolue (N=12)

Bien que l'analyse de puissance suggère que la taille de notre échantillon est trop petite, l'absence de résultat significatif pourrait être expliquée par le fait que chaque participant pourrait réagir de manière différente lorsque leur douleur est supprimée ; c'est-à-dire en ayant une MoS post-injection soit augmentée, soit diminuée, soit inchangée. Ainsi, nous avons réalisé une nouvelle analyse de groupe en considérant l'évolution pré-/post- injection comme une valeur absolue afin de s'affranchir du signe de l'évolution. L'idée est de neutraliser le potentiel effet compensatoire des augmentations et diminutions des MoS suite à la réduction de la douleur. Pour cela, une analyse à une variable a été réalisée pour chaque instant de la MoS, pour l'ensemble de la population (N=12). Les résultats sont présentés dans le Tableau 4.10.

On observe que lorsqu'on neutralise le signe de l'évolution pré-/post- injection de la MoS, cette dernière est statistiquement significative pour les trois instants de la phase de simple appui en ML et en AP pour la marche horizontale (Tableau 4.10).

Tableau 4.10 Valeurs absolues moyennes de l'évolution pré-/post- injection des marges de stabilité ipsilatérales aux différents instants de la phase de simple appui en marche horizontale (N=12)

Marges de stabilité et instants de la phase de simple appui	Valeur absolue de l'évolution moyenne ± ET Pré-/Post- Injection (cm)	P-value
Marge en ML		
· Minimale	0,33 ± 0,40	0,015*
· Au ToeOff controlatéral	0,33 ± 0,40	0,015*
· Au HeelStrike controlatéral	1,10 ± 0,98	0,003*
Marge en AP		
· Minimale	0,84 ± 0,46	5,3E-05*
· Au ToeOff controlatéral	0,87 ± 0,37	6,5E-06*
· Au HeelStrike controlatéral	0,99 ± 0,86	0,002*

*Évolution statistiquement significative

4.5 Marges de stabilité pré-/post- injection en marche inclinée

L'objectif de cette partie est de quantifier l'effet de la suppression de la douleur sur la stabilité dynamique des personnes gonarthrosiques au cours de la marche inclinée, telle que quantifiée par la MoS et son évolution pré-/post- injection. Les mêmes analyses réalisées pour la marche horizontale (*voir 4.4*) ont été effectuées pour la marche en plan incliné. Seuls les résultats différents de ceux observés en marche horizontale seront présentés ci-dessous. Les résultats détaillés pour l'analyse sujet par sujet, l'analyse « signée » de l'évolution de la MoS pour la population globale, et pour l'analyse en valeur absolue de cette évolution sont présentés en ANNEXE VIII.

4.5.1 Analyse sujet par sujet

De la même manière que pour la marche horizontale, nous avons comparé pour chaque sujet les résultats pour les essais pré- et post- injection afin d'observer pour chaque individu s'il existe ou non un effet sur la mécanique de la marche lié à la suppression de la douleur.

Les résultats pour la marche inclinée ont été ajoutés aux fiches récapitulatives des sujets, disponibles en ANNEXE X à ANNEXE XXI.

Le Tableau 4.11 présente les pourcentages d'évolution pré- / post- injection en marche inclinée et les différences statistiques pré- et post- injection pour chaque instant de la marge grâce à un test-T apparié. Les résultats détaillés des tests- t pour chaque sujet sont disponibles en ANNEXE V.

Tableau 4.11 Évolutions pré-/post- injection en marche inclinée sujet par sujet

	S001	S002	S003	S004	S005	S006	S007	S008	S009	S011	S014	S015
Intensité de douleur Pré-Injection	3,5	3	5	3,5	4	3	9,5	4	7,5	5	3	4
Intensité de douleur Post-Injection	0	2	0	1	1,5	0	0,5	0	0	0	0	0
% Réduction	100	43	100	57	62	100	95	100	100	100	100	100
Vitesse de marche (m/s)	1,3	1,2	0,8	1,2	1,2	1,5	0,5	1,3	0,7	0,9	0,7	1
MARGES												
ML min	-4,84%	2,9%	-2,0%	0,0%	-14,3%	2,8%	50,0%	-25,8%	12,5%	-19,0%	-29,2%	-26,3%
ML ToeOff	-4,84%	2,9%	-2,0%	0,0%	-14,3%	2,8%	68,2%	-25,8%	12,5%	-19,0%	-29,2%	-26,3%
ML HeelStrike	-6,1%	0,0%	-6,7%	2,8%	-12,4%	11,0%	-6,2%	-7,0%	21,3%	-16,4%	-3,3%	-2,6%
AP min	-8,5%	2,8%	-1,1%	2,1%	7,2%	5,2%	21,0%	-9,0%	-7,0%	-1,0%	-11,8%	20,4%
AP ToeOff	-9,9%	2,1%	-2,4%	2,1%	7,3%	4,4%	20,0%	-8,2%	-7,2%	-2,1%	-10,6%	20,6%
AP HeelStrike	-7,1%	5,6%	20,8%	8,0%	7,2%	-5,0%	-1,9%	0,0%	15,5%	5,0%	3,3%	-9,2%

Pour rappel, chaque pourcentage correspond à la différence entre la valeur de la marge pré-injection et celle post-injection pour un même instant de la phase de simple appui, soit avec douleur et après réduction/suppression de la douleur (*Voir Équation (4.1)*). Les valeurs de marge étant parfois très petites, les pourcentages d'évolution peuvent dans certains cas être particulièrement grands par rapport aux autres marges et/ou sujets. Un pourcentage en gras correspond à une différence pré-/post- injection significative d'après les tests-T effectués.

On observe que 50% (36/72) des MoS étudiées ont évolué de manière significative après réduction – suppression – de la douleur. Parmi ces modifications, 58% (21/36) correspondent à des diminutions des valeurs de la MoS ; c'est 10% de moins qu'en marche horizontale. In fine, il existe trois types d'évolution pré-/post- injection concernant les MoS :

- 1) Aucun changement pré-/post- injection pour 50% (36/72) des MoS ;
- 2) Diminution pré-/post- injection de la valeur de la MoS pour 29% (21/72) des MoS ;
- 3) Augmentation pré-/post- injection de la valeur de la MoS pour 21% (15/72) des MoS.

Si l'on considère seulement les huit sujets où la réduction de la douleur était de 100%, 36% (26/72) des MoS ont évolué de manière significative. Les pourcentages précédents deviennent respectivement : 1) 64% (46/72) ; 2) 25% (18/72) ; et 3) 11% (8/72).

4.5.2 Analyses de groupe

Comme pour la marche horizontale, l'analyse sujet par sujet en marche inclinée nous a permis d'observer que la quasi-totalité des sujets ont eu un effet sur leur MoS une fois la douleur supprimée.

Les mêmes analyses de groupe ont été réalisées pour la marche en plan incliné. Dans un premier temps, l'analyse de l'évolution « signée » de la MoS n'a fourni aucun résultat statistiquement significatif pour la marche en plan incliné. Les valeurs des MoS en ML et en AP aux trois instants de la phase de simple appui pour les douze participants en intention de

traiter, ainsi que les résultats des tests-T appariés correspondant sont présentés dans le Tableau-A VIII-1. De plus, l'analyse de puissance réalisée pour ces test-T a mis en évidence une puissance encore plus faible que pour la marche horizontale. Les résultats sont présentés au Tableau-A VIII-2. La taille de notre échantillon est donc encore une fois trop faible pour pouvoir détecter l'effet de la suppression de la douleur s'il existe. Enfin, comme pour la marche horizontale, il a été observé que la neutralisation du signe de l'évolution pré- / post-injection de la MoS conduit à des résultats statistiquement significatifs pour les trois instants de la phase de simple appui en ML et en AP pour la marche inclinée (Tableau-A VIII-3).

4.6 Comparaison des marges de stabilité en pré- injection : Marche horizontale vs. Marche inclinée

L'objectif de cette partie est de quantifier l'influence de l'inclinaison du tapis de marche sur la MoS avant suppression de la douleur. Pour cela, nous décrirons les résultats en pré-injection à partir d'analyses où chaque sujet est son propre contrôle et pour la population globale, en considérant l'évolution « signée » de la MoS entre les deux types de marche et la valeur absolue de cette évolution.

4.6.1 Analyse sujet par sujet

Pour chaque sujet, nous avons comparé les résultats pour les essais pré- injection en marche horizontale et en marche inclinée afin d'observer pour chaque individu s'il existe ou non des différences au niveau de la mécanique de la marche entre les deux types de marche.

4.6.1.1 Analyse quantitative

Dans un premier temps, les valeurs des MoS pré- injection en marche horizontale et en marche inclinée ont été comparées à l'aide d'une analyse statistique (tests-T) où chaque sujet était son propre contrôle. Les valeurs normalisées de l'évolution entre les deux types de marche sont présentées dans le Tableau 4.12. Les résultats détaillés pour chaque sujet sont disponibles en ANNEXE VI.

Tableau 4.12 Différences de marges de stabilité sujet par sujet entre la marche horizontale et la marche inclinée en pré-injection

	S001	S002	S003	S004	S005	S006	S007	S008	S009	S011	S014	S015
Intensité de douleur Pré-Injection	3,5	3	5	3,5	4	3	9,5	4	7,5	5	3	4
Intensité de douleur Post-Injection	0	2	0	1	1,5	0	0,5	0	0	0	0	0
% Réduction	100	43	100	57	62	100	95	100	100	100	100	100
Vitesse de marche (m/s)	1,3	1,2	0,8	1,2	1,2	1,5	0,5	1,3	0,7	0,9	0,7	1
MARGES												
ML min	129,63%	41,7%	4,3%	-2,6%	13,5%	-2,7%	-2,2%	0,0%	-2,0%	50,0%	-7,7%	32,6%
ML ToeOff	129,63%	41,7%	4,3%	-2,6%	13,5%	-2,7%	-2,2%	0,0%	-2,0%	50,0%	-7,7%	32,6%
ML HeelStrike	-9,6%	8,7%	7,9%	-3,4%	4,3%	-3,3%	-5,3%	32,2%	5,3%	17,8%	0,0%	-3,6%
AP min	-6,6%	0,0%	23,9%	9,9%	12,6%	-0,6%	1,3%	-6,9%	6,0%	-7,5%	1,2%	21,3%
AP ToeOff	-9,0%	0,7%	19,7%	9,2%	13,8%	-3,6%	0,0%	-6,9%	6,2%	-8,6%	1,2%	23,0%
AP HeelStrike	13,4%	15,4%	-5,3%	4,2%	-3,8%	13,4%	-5,5%	16,1%	31,3%	-10,2%	22,7%	36,0%
Formule % : $\frac{\text{MoS}_{\text{inclinée}} - \text{MoS}_{\text{horizontale}}}{\text{MoS}_{\text{horizontale}}} \times 100$; % : Diminution horizontale/inclinée significative ; % : Augmentation horizontale/inclinée significative.												

Dans cette partie, les pourcentages ont été calculés selon l'équation (4.2). Chaque pourcentage correspond à la différence entre la valeur de la marge pré-injection en marche horizontale et celle en marche inclinée pour un même instant de la phase de simple appui.

$$\frac{\text{MoS}_{\text{inclinée}} - \text{MoS}_{\text{horizontale}}}{\text{MoS}_{\text{horizontale}}} \times 100 \quad (4.2)$$

Un pourcentage en gras indique une différence statistiquement significative entre les deux types de marche d'après les tests-T réalisés. On observe que 49% (35/72) des MoS étudiées sont significativement différentes selon l'inclinaison du tapis roulant. En particulier, 80% (28/35) de ces différences correspondent à des MoS plus grandes au cours de la marche inclinée par rapport à la marche horizontale.

4.6.1.2 Analyse visuelle de la marge de stabilité

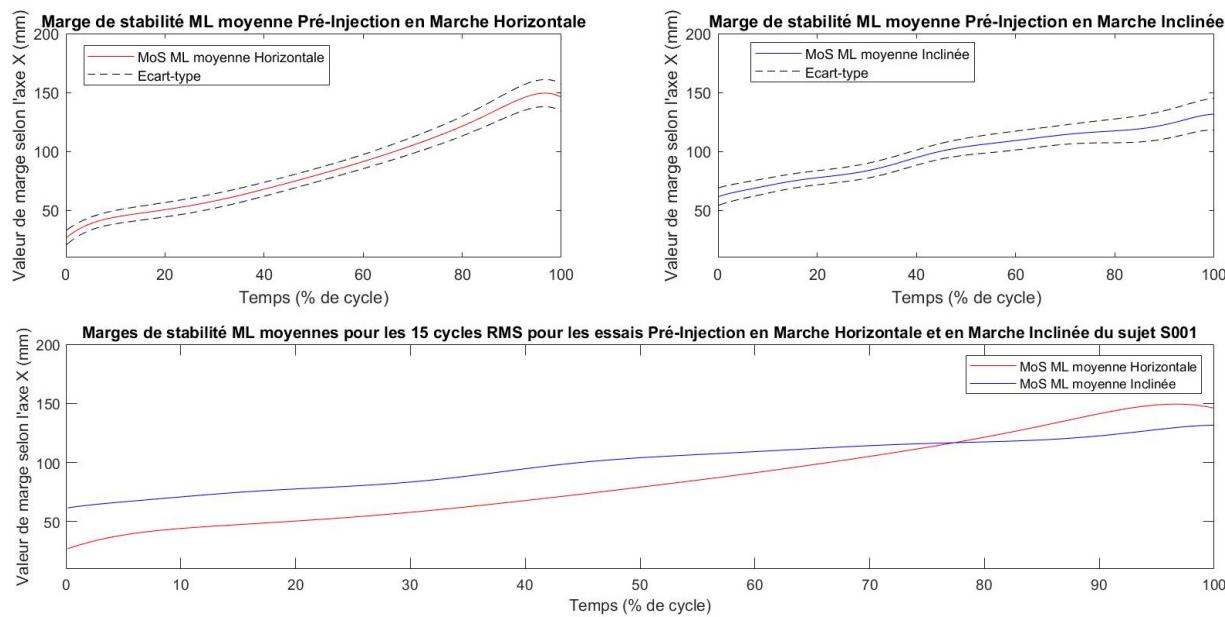
Dans un second temps, nous avons comparé les courbes pré- injection des marges de stabilité moyennes en ML et en AP pour la marche horizontale et pour la marche inclinée, préalablement générées pour les premières parties des résultats. Celles-ci sont présentées dans les Figure 4.4 et Figure 4.5 de manière superposée, respectivement pour les sujets S001 et S007.

Pour le sujet S001, on observe que la MoS ML moyenne du sujet S001 est plus croissante en marche horizontale qu'en marche inclinée. De 0% à 78%, la MoS ML moyenne en marche inclinée est supérieure à celle en marche horizontale. A partir de 78% de la phase de simple appui la MoS ML moyenne en marche inclinée devient inférieure à celle en marche horizontale. On observe que l'écart-type des MoS pour chacune des marches devient plus grand au cours de la phase de simple appui, jusqu'à atteindre son maximum au HeelStrike controlatéral. Dans la direction AP, les courbes pour les deux marches ont la même allure. La MoS AP moyenne est légèrement supérieure pour la marche inclinée tout au long de la phase de simple appui.

Pour le sujet S007, on observe que contrairement au sujet S001, la MoS ML moyenne en marche horizontale et celle en marche inclinée suivent toutes les deux la même orientation. L'écart-type semble légèrement plus grand pour la MoS ML en marche inclinée. Les valeurs des MoS sont similaires pour les deux types de marche de 0% à 50% de la phase de simple appui, puis la MoS ML moyenne en marche inclinée devient inférieure à celle en marche horizontale de 50% à 100%. Ainsi, comme pour le sujet S001, la MoS ML au HeelStrike controlatéral est plus grande en marche horizontale qu'en marche inclinée. Dans la direction AP, les courbes pour chacune des marches ont la même allure. Contrairement au sujet S001, la MoS AP moyenne est légèrement plus grande en marche horizontale tout au long de la phase de simple appui, même si les MoS semblent équivalentes lors du ToeOff controlatéral pour chacune des marches.

Comparaison marches horizontale et inclinée – S001

A



B

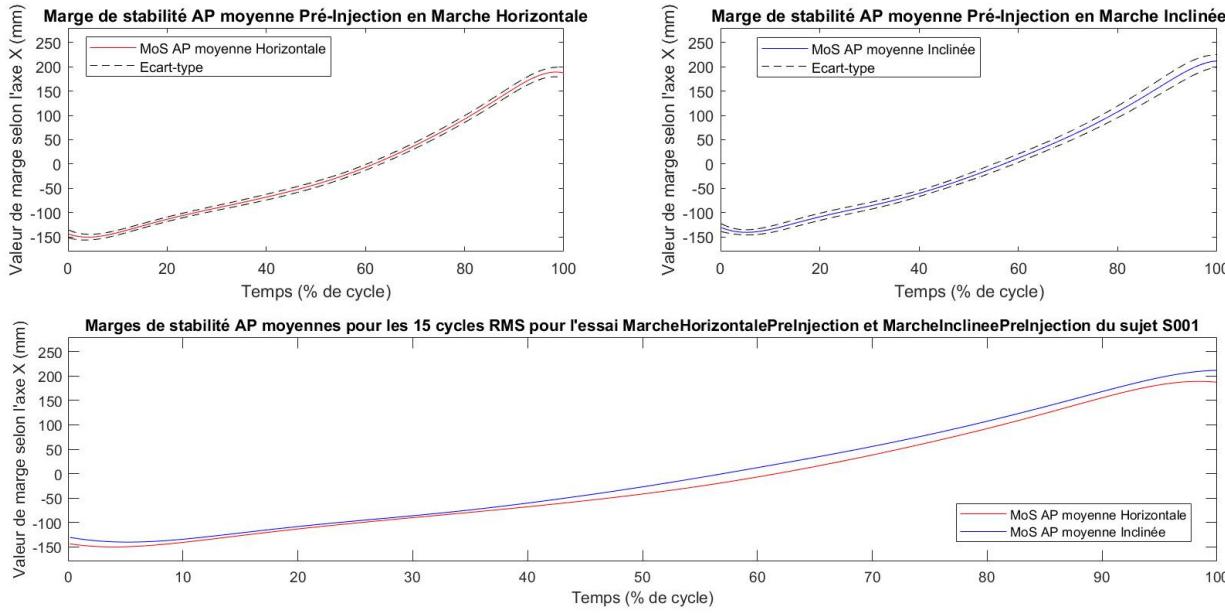


Figure 4.4 Courbes des marges de stabilité moyennes médio-latérale (A) et antéro-postérieure (B) au cours de la phase de simple appui en marches horizontale (en rouge) et inclinée (en bleu) pré- injection pour le sujet S001

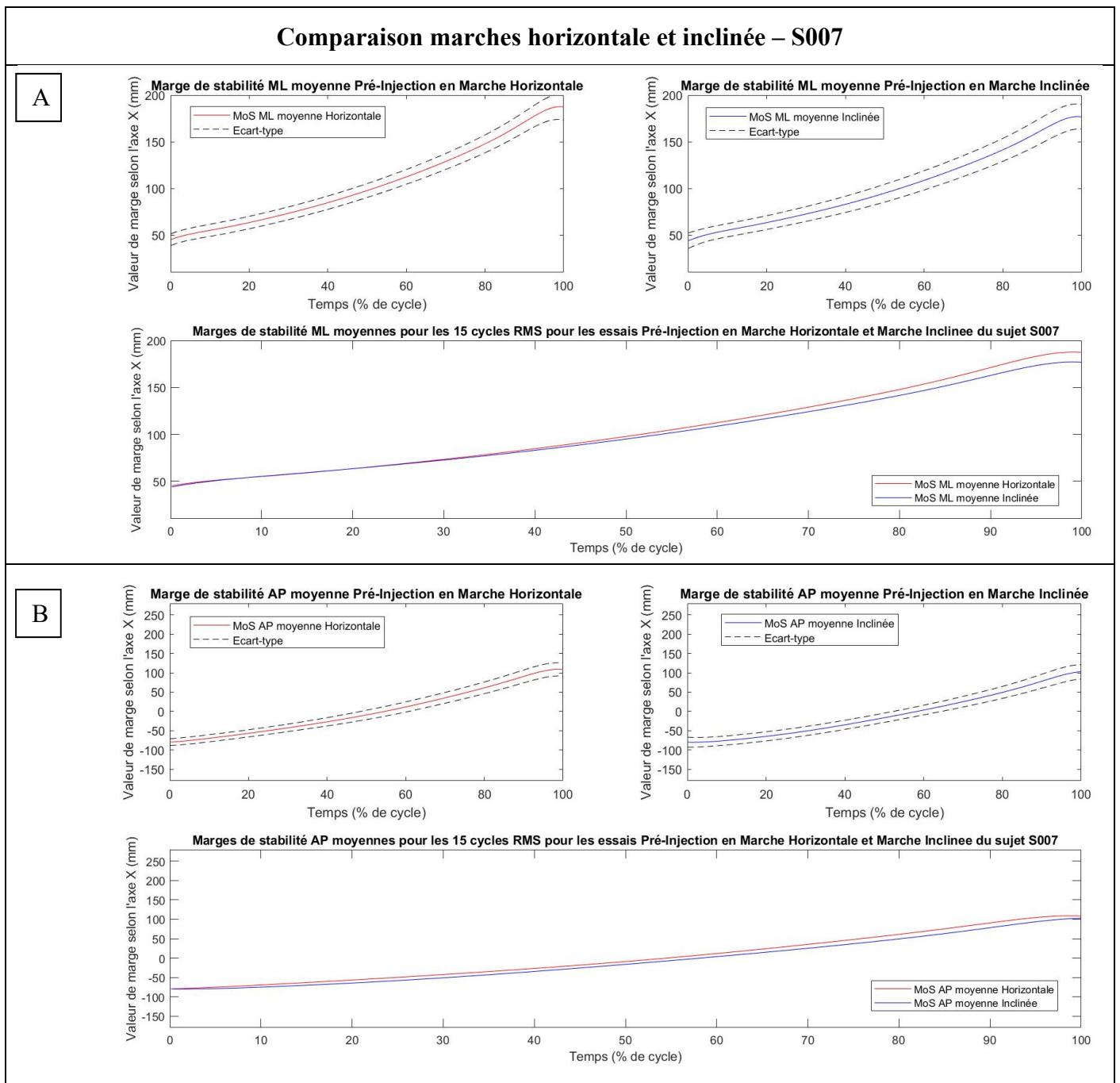


Figure 4.5 Courbes des marges de stabilité moyennes médio-latérale (A) et antéro-postérieure (B) au cours de la phase de simple appui en marches horizontale (en rouge) et inclinée (en bleu) pré- injection pour le sujet S007

4.6.2 Analyse de l'évolution « signée » de la MoS (N = 12)

L'analyse sujet par sujet nous a permis d'observer que la totalité des sujets présentent une MoS différente en marche inclinée par rapport à la marche horizontale pour au moins un instant de la phase de simple appui en pré-injection. Cette partie présente les résultats des analyses de groupe que nous avons réalisées, pour la population en intention de traiter.

Le Tableau 4.13 présente les valeurs pour la marche horizontale et la marche inclinée des MoS en ML et en AP aux trois instants de la phase de simple appui pour les douze participants en pré-injection, ainsi que les résultats des tests-T appariés correspondants.

Tableau 4.13 Valeurs moyennes des marges de stabilité ipsilatérales pré-injection aux différents instants du cycle de marche pour la marche horizontale et la marche inclinée (N=12)

Marges de stabilité et instants de la phase de simple appui	Moyenne ± ET Horizontale Pré-Injection (cm)	Moyenne ± ET Inclinée Pré-Injection (cm)	P-value
Marge en ML			
· Minimale	3,61 ± 0,88	4,23 ± 1,08	0,075
· Au ToeOff controlatéral	3,61 ± 0,88	4,23 ± 1,08	0,075
· Au HeelStrike controlatéral	13,93 ± 3,37	14,33 ± 2,98	0,308
Marge en AP			
· Minimale	-11,27 ± 3,54	-11,60 ± 3,19	0,286
· Au ToeOff controlatéral	-11,06 ± 3,37	-11,30 ± 2,98	0,457
· Au HeelStrike controlatéral	15,09 ± 5,16	16,53 ± 5,90	0,029*

* Différence statistiquement significative

On observe une différence significative entre la MoS AP au HeelStrike controlatéral en marche horizontale et celle en marche inclinée pour la population globale avant suppression de la douleur ($P = 0,029$). Ainsi, il semble que pour cet instant de la phase de simple appui la

MoS soit plus grande en marche inclinée. Aucune différence statistiquement significative n'est observable entre les deux types de marche pour les autres instants de la MoS avant suppression de la douleur pour l'ensemble de la population. Toutefois, il existe une différence notable entre les valeurs de MoS ML en horizontal et en incliné lorsque la MoS est minimale et pour l'instant du ToeOff controlatéral, bien que les tests ne se soient pas révélés statistiquement significatifs ($P = 0,075$) sur l'ensemble de la population.

4.6.3 Analyses complémentaires

Les analyses précédentes nous ont permis de démontrer l'existence d'une différence significative entre la MoS AP au HeelStrike pour la marche horizontale et celle pour la marche inclinée. Néanmoins, il n'a pas été possible de mettre en évidence l'existence d'un comportement général quant à l'évolution de la MoS en ML et en AP pour les autres instants de la phase de simple appui une fois le tapis de marche inclinée et avant suppression de la douleur.

Comme nous l'avons vu dans les parties précédentes, un résultat non significatif ne permet pas de conclure car l'absence de significativité statistique peut vouloir dire trois choses différentes :

- 1) La puissance de l'essai est trop faible pour permettre la mise en évidence d'une différence potentielle ;
- 2) Les différences individuelles entre les deux types de marche se compensent tel que la différence entre les moyennes en marche horizontale et en marche inclinée pour la population globale est égale à zéro ;
- 3) L'inclinaison du tapis de marche n'a pas d'effet sur la mécanique de la marche telle que quantifiée par la MoS post- injection.

L'hypothèse n°3 est rejetée car nous avons observé un effet individuel pour la majorité des sujets lors de l'analyse sujet par sujet. Néanmoins, nous avons réalisé des analyses complémentaires afin de confirmer ou rejeter les hypothèses n°1 et n°2.

4.6.3.1 Analyse de puissance

L'analyse de puissance a été réalisée pour les tests-T sur l'évolution « signée » de la MoS en tenant compte de la taille de notre échantillon ($N=12$) et de l'écart-type observé pour la MoS aux différents instants. Il s'agit d'un test bilatéral. Les résultats sont présentés au Tableau 4.14.

Tableau 4.14 Puissances statistiques des tests-T réalisés pour l'ensemble de la population ($N=12$)

Marges de stabilité et instants de la phase de simple appui en pré- injection	Déférence absolue entre les moyennes horizontale et inclinée (cm)	Taille d'effet	Puissance du test-T
Marge en ML			
· Minimale	0,62	0,57	58%
· Au ToeOff controlatéral	0,62	0,57	58%
· Au HeelStrike controlatéral	0,4	1,21	98,9%
Marge en AP			
· Minimale	0,33	0,32	27,4%
· Au ToeOff controlatéral	0,24	0,22	17,8%
· Au HeelStrike controlatéral	1,44	0,73	76,2%

On observe que les tests t réalisés ont une très bonne puissance statistique, notamment pour l'instant du HeelStrike controlatéral (ML : 98,9% ; AP : 76,2%). Toutefois, la puissance est relativement faible pour les tests t réalisés pour la MoS AP minimale et au ToeOff. Cela suggère que la taille de notre échantillon est trop faible pour pouvoir détecter l'effet de l'inclinaison du tapis de marche s'il existe pour ces instants de la phase de simple appui. Néanmoins, il reste nécessaire de réaliser une analyse de l'évolution de la MoS en valeur absolue pour observer si les évolutions individuelles d'un type de marche à l'autre se compensent ou non, tel que la différence entre les moyennes pré- et post- injection pour la population globale serait égale à zéro.

4.6.3.2 Analyse de l'évolution de la MoS en valeur absolue (N=12)

Bien que l'analyse de puissance suggère que la taille de notre échantillon est trop petite pour observer des différences à certains instants de la phase de simple appui, l'absence de résultat significatif pourrait être expliquée par le fait que chaque participant pourrait réagir de manière différente lorsque l'inclinaison du tapis de marche augmente ; c'est-à-dire en ayant une MoS soit augmentée, soit diminuée, soit inchangée par l'inclinaison. Ainsi, nous avons comparé les MoS pour les deux types de marche en analysant la valeur absolue de la différence entre leurs valeurs moyennes pour la population globale. Comme pour les parties précédentes, cette analyse nous permet ici de neutraliser l'effet compensatoire des augmentations et diminutions des MoS selon l'inclinaison du tapis roulant. Un test t a été réalisé pour chaque instant étudié de la MoS. Les résultats sont présentés dans le Tableau 4.15.

Tableau 4.15 Valeurs absolues moyennes de la différence marche horizontale/inclinée des marges de stabilité ipsilatérales aux différents instants de la phase de simple appui en pré-injection (N=12)

Marges de stabilité et instants de la phase de simple appui	Valeur absolue de l'évolution moyenne ± ET Marche Hori/Incli en Pré- Injection (cm)	P-value
Marge en ML		
· Minimale	0,72 ± 1,02	0,0328*
· Au ToeOff controlatéral	0,72 ± 1,02	0,0328*
· Au HeelStrike controlatéral	1,08 ± 0,82	8,3E-04*
Marge en AP		
· Minimale	0,82 ± 0,67	0,0015*
· Au ToeOff controlatéral	0,88 ± 0,64	6,1E-04*
· Au HeelStrike controlatéral	2,03 ± 1,31	2,4E-04*

*Évolution statistiquement significative

On observe que lorsqu'on neutralise le signe de la différence pré- injection entre la MoS en marche horizontale et celle en marche inclinée, cette dernière est statistiquement significative pour les trois instants de la phase de simple appui en ML et en AP (Tableau 4.15). Cela suggère que les patients ne réagissent pas de manière uniforme selon s'ils marchent sur le tapis en plan horizontal ou en plan incliné.

Par ailleurs, les mêmes analyses ont été réalisées à partir des données de MoS en marche horizontale et en marche inclinée une fois la douleur supprimée. L'objectif était d'observer si la suppression de la douleur modifiait ou non l'impact de l'inclinaison du tapis sur la MoS. Les résultats des différentes analyses statistiques (sujet par sujet, évolution « signée » de la MoS, puissance, évolution de la MoS en valeur absolue) sont disponibles en ANNEXE VII et en ANNEXE IX. Les mêmes conclusions qu'en pré- injection peuvent être posées.

CHAPITRE 5

DISCUSSION

5.1 Effets de la suppression de la douleur sur la mécanique de la marche chez des personnes gonarthrosiques

Pour rappel, l'objectif clinique principal de ce projet était de mesurer et vérifier si la suppression de la douleur a un impact sur la mécanique de la marche, telle que quantifiée par la MoS à différents instants de la phase de simple appui.

A partir des analyses statistiques précédentes, nous avons observé chez nos douze participants des effets quantifiables immédiats sur la MoS, au cours de la marche sur tapis roulant, une fois la douleur supprimée. Par ailleurs, il a été observé que le pourcentage de réduction de la douleur n'avait pas d'influence sur les valeurs de MoS et son évolution pour nos participants. Cela signifie qu'à partir du moment où il existe une réduction de la douleur – qu'elle soit de 40%, 50%, ou 100% –, il y a une évolution pré-/post- de la MoS.

Dans un premier temps, nous avons étudié l'évolution pré-/post- injection de la MoS en considérant, pour la population en intention de traiter ($N=12$). Cette analyse ne nous a pas permis de démontrer une différence significative entre les MoS pré- et post- injection, quelle que soit l'inclinaison du tapis de marche (Tableau 4.8; Tableau-A VIII-1). Toutefois, ceci pouvant s'expliquer par l'absence d'un comportement général une fois la douleur supprimée, nous avons réalisé une deuxième analyse où l'évolution pré-/post- injection était cette fois considérée comme sa valeur absolue. De cette manière, nous nous sommes affranchis du signe de l'évolution afin de neutraliser l'effet compensatoire des augmentations et diminutions de la MoS une fois la douleur supprimée. En d'autres termes, on ne vient plus ici mesurer le changement pré-/post- injection et sa nature, mais on cherche à identifier uniquement la présence ou non d'un changement suite à la suppression de la douleur, quel que soit son signe. Cette analyse s'est révélée concluante puisque les résultats ont montré, pour la population globale ($N=12$), une évolution pré-/post- injection statistiquement

significative pour chaque instant de la phase de simple appui étudié, à la fois en ML et en AP, en marche horizontale et en marche inclinée ($P > 0,01$ – Tableau 4.10 et Tableau-A VIII-3). Ceci implique que la suppression de la douleur a un effet sur la stabilité dynamique à la marche chez les personnes souffrant d'arthrose du genou, mais que cet effet s'exprime différemment selon les sujets.

L'analyse sujet par sujet effectuée est venue confirmer ces résultats. En effet, lorsque chaque sujet était son propre contrôle, onze participants présentaient une évolution statistiquement significative pour au moins un instant de la MoS sur les six étudiés, aussi bien en marche horizontale qu'en marche inclinée. Les deux participants ne présentant aucune évolution statistiquement significative étaient le sujet S004 pour la marche horizontale et le sujet S002 pour la marche inclinée. En particulier, l'analyse sujet par sujet a déterminé que 26% (19/72 pour N=12) des MoS étudiées en marche horizontale post- injection correspondaient à une diminution statistiquement significative et 12,5% (9/72 pour N=12) à une augmentation. De la même manière, en marche inclinée, 29% (21/72 pour N=12) des MoS étudiées ont subi une diminution pré-/post- injection statistiquement significative et 21% (15/72 pour N=12) une augmentation. Ainsi, il semble y avoir légèrement plus de diminutions que d'augmentations de la MoS une fois la douleur supprimée, pour les deux types de marche.

A notre connaissance, il n'existe aucune étude ayant cherché à observer l'effet de la suppression de la douleur sur la marge de stabilité au cours de la marche chez les personnes gonarthrosiques. Cependant, nos résultats sont en partie cohérents avec ceux obtenus par (Hou et al., 2020) qui ont étudié les marges de stabilité avant et après suppression de la douleur chez 40 patients gonarthrosiques au cours de la montée et descente d'escaliers. Dans leur étude, (Hou et al., 2020) ont observé une évolution significative pour la MoS ML au contact du pied controlatéral au sol et pour la MoS ML au milieu de la phase de simple appui pour la descente d'escaliers. Pour le premier instant, la MoS avait en moyenne augmentée de 2.64 ± 0.95 cm, et elle avait en moyenne diminué de 1.79 ± 0.68 cm pour le second instant. En comparaison, nous avons observé dans notre étude des évolutions significatives de la MoS pour les six instants suivants de la phase de simple appui : minimale, au ToeOff

controlatéral et au HeelStrike controlatéral dans les directions ML et AP (Tableau 4.10 et Tableau-A VIII-3). En particulier, en marche horizontale, lorsque chaque sujet était son propre contrôle, deux sujets de notre étude avaient une MoS ML au HeelStrike controlatéral significativement augmentée une fois la douleur supprimée, avec respectivement +1,1 cm et +1,2 cm. Il est toutefois important de rappeler que dans notre cas le signe de l'évolution est spécifique à chaque sujet, pour chaque instant de la MoS, et qu'aucune tendance globale (augmentation ou diminution) n'est observée au niveau de la population, tandis que l'étude de (Hou et al., 2020) ne mentionne pas de différences individuelles quant au signe de l'évolution.

5.2 Effets de l'inclinaison de la pente de marche sur la stabilité dynamique des personnes arthrosiques

Ce projet avait également pour objectif de comparer les MoS en marche horizontale et en marche inclinée afin d'observer de potentielles différences dans la stabilité dynamique des patients gonarthrosiques selon l'inclinaison du tapis roulant.

Dans un premier temps, nous venons de voir que la suppression de la douleur a un impact sur la mécanique de la marche aussi bien en marche horizontale qu'en marche inclinée. En effet, pour chacune des marches, des effets quantitatifs sur la MoS ont été observés une fois la douleur supprimée (Tableau 4.10 et Tableau-A VIII-3), bien que l'évolution pré-/post-regardée diffère d'une marche à l'autre. En particulier, lorsque chaque sujet était son propre contrôle, le même nombre de sujets (11) présentaient une évolution significative pré-/post-injection pour au moins un des instants étudiés de la MoS. Toutefois, cela ne concernait pas toujours les mêmes instants de la phase de simple appui ou la même composante de la MoS. Par ailleurs, lorsqu'il s'agissait des mêmes instants, les évolutions pré-/post- injection n'allaien pas forcément dans le même sens. En effet, certaines augmentations pré-/post-injection en marche horizontale correspondaient à des diminutions pré-/post- injection en marche inclinée, et vice-versa (Tableau 4.7 et Tableau 4.11). Ceci suggère que l'effet de la suppression de la douleur sur la mécanique de la marche s'exprime différemment selon le sujet et l'inclinaison de la pente de marche. En effet, si l'on considère les composantes ML et

AP individuellement, on obtient pour la marche horizontale : 19,4% (7/36) de diminution et 5,6% (2/36) d'augmentation de la MoS ML pré-/post- injection ; 33,3% (12/36) de diminution et 19,4% (7/36) d'augmentation de la MoS AP pré-/post- injection. En marche inclinée, on obtient : 33,3% (12/36) de diminution et 16,7% (6/36) d'augmentation de la MoS ML pré-/post- injection ; 25% (9/36) de diminution et 25% (9/36) d'augmentation de la MoS AP pré-/post- injection. D'autre part, si l'on observe les résultats obtenus en considérant la valeur absolue de l'évolution, on remarque que pour les MoS ML minimale et au ToeOff, l'évolution est deux fois plus grande en marche inclinée ($0,65 \pm 0,65$ cm ; $0,72 \pm 0,84$ cm) qu'en marche horizontale ($0,33 \pm 0,40$ cm). Pour les autres instants étudiés de la MoS, l'ordre de grandeur de l'évolution est le même d'un type de marche à l'autre bien que cette dernière soit légèrement plus grande en marche inclinée pour la MoS AP au HeelStrike ($0,99 \pm 0,86$ cm en marche horizontale pour $1,13 \pm 0,74$ cm en marche inclinée). Ceci suggère que l'inclinaison de la pente de marche intensifie l'effet de la suppression de la douleur sur la mécanique de la marche pour certains instants de la phase de simple appui (ML minimale, ML ToeOff, AP HeelStrike). Néanmoins, il semble que les sujets s'adaptent différemment en pente inclinée après suppression de la douleur.

Dans un second temps, nous avons étudié la valeur absolue de la différence des MoS moyennes entre marche horizontale et marche inclinée afin d'observer si l'inclinaison du tapis de marche avait un effet sur les valeurs de MoS, indépendamment du signe de cet effet (Tableau-A IX-3 et Tableau 4.15). Les résultats obtenus permettent d'affirmer qu'il existe une différence statistiquement significative entre les valeurs de la MoS en marche horizontale et celles en marche inclinée au cours de la phase de simple appui. Ainsi, l'inclinaison du tapis de marche conduit à une modification de la MoS au cours de la phase de simple appui. Ceci suggère que les participants ont dû adapter leur schéma de marche pour répondre aux besoins accrus de stabilité mis en jeu par l'inclinaison de la pente de marche, ce qui est cohérent avec les résultats des études de (Desrosiers et al., 2015; Ferraro et al., 2013; Lange et al., 1996; Leroux et al., 2006; Rodrigues et al., 2019; Vieira et al., 2017). En particulier, nous avons comparé les MoS moyennes obtenues pour chacune des marches aux différents instants de la phase de simple appui, à la fois en pré- et en post- injection. Il a été observé que les valeurs

de la MoS sont plus grandes en marche inclinée pour la plupart des instants sauf pour la MoS AP minimale et la MoS AP au ToeOff où les valeurs sont similaires d'un type de marche à l'autre. En particulier, la différence entre les deux types de marche pour la MoS AP au HeelStrike était statistiquement significative à la fois en pré- ($P = 0.029$) et en post- ($P = 0.001$) injection pour la population globale tel que la MoS AP au HeelStrike est plus grande en marche inclinée. Ceci est cohérent avec les résultats mis en évidence par (Vieira et al., 2017) pour une population saine. De plus, nos valeurs pour la MoS ML minimale et au ToeOff en marche inclinée sont relativement supérieures à celles observées en marche horizontale, à la fois en pré- et post- injection bien que les valeurs P pour les tests-T soient supérieures à 0.05 (Tableau 4.13 et Tableau-A IX-1). Ce résultat s'oppose à celui de (Vieira et al., 2017) qui observait une MoS en ML diminuée au cours de la marche en plan incliné (pente à -8%) chez des sujets sains. Ainsi, d'après nos résultats, l'inclinaison du tapis de marche a tendance à augmenter les valeurs de la MoS pour ces instants de la phase de simple appui. Ceci suggère que l'inclinaison du tapis de marche augmente le stress engendré sur l'articulation, ce qui force l'individu à adapter sa marge de stabilité afin de pouvoir s'assurer une certaine efficacité et stabilité à la marche. Dans la direction ML, cela peut s'expliquer par la tendance d'un sujet pathologique à augmenter sa MoS ML pour augmenter sa stabilité, comme nous avons pu le voir dans la revue de littérature (*voir 1.4.4.1*). Dans la direction AP, les différences entre marche horizontale et marche inclinée seraient plutôt de nature mécanique puisque la pose du pied controlatéral au sol permet de « contrer » la « chute » vers l'avant du CoM et donc de l'individu. Ainsi, puisqu'en marche inclinée la « chute » aura tendance à être plus rapide et plus forte, l'individu doit logiquement positionner son pied controlatéral plus loin et nécessairement augmenter sa marge de stabilité afin de s'assurer une certaine stabilité.

5.3 Stabilité dynamique des personnes arthrosiques et comparaison avec celle des sujets sains de la littérature

Nous l'avons vu dans la revue de la littérature, plusieurs études ont présenté des données de MoS pour des sujets sains lors de la marche, notamment en tant que population contrôle dans le cadre de l'étude de la stabilité dynamique de populations pathologiques. Si certaines de ses

études ont été réalisées sur tapis roulant instrumenté, une grande partie se sont déroulées au sol, générant parfois des valeurs de MoS d'ordre différent. In fine, peu de données existent quant aux valeurs de MoS sur tapis roulant pour des sujets sains, pour les instants de la phase de simple appui que nous étudions. En outre, les données existantes sont principalement communiquées pour la composante ML de la MoS. Ceci rend difficile la comparaison de la stabilité dynamique des personnes arthrosiques avec celle des sujets sains. Il s'agit donc de proposer une comparaison préliminaire de ces deux populations afin d'avoir un aperçu des différences qui existent. Par ailleurs, l'article de (Vieira et al., 2017) est à notre connaissance le seul à avoir étudié la stabilité dynamique de sujets sains au cours de la marche inclinée telle que quantifiée par la MoS. Cette étude ne présentant pas de valeurs de la MoS en ML et en AP pour les instants de la phase de simple appui que nous avons étudiés, nous allons nous intéresser uniquement à la marche horizontale pour cette partie de la discussion.

Dans la direction ML, la MoS minimale moyenne pour notre étude – c'est-à-dire la valeur moyenne de la MoS minimale en ML pour tous nos sujets – est de $3,61 \pm 0,88$ cm en pré-injection et de $3,43 \pm 0,93$ cm en post- injection. En comparaison, les résultats présentés par (Hof et al., 2007) donnaient une MoS minimale moyenne de $1,6 \pm 0,7$ cm pour une population saine de 6 participants. Ainsi, il apparaît que la MoS ML de notre étude avec les personnes gonarthrosiques est plus élevée que celle rapportée dans une population saine. Au ToeOff controlatéral, nous avons obtenu une MoS moyenne identique à la MoS minimale moyenne, soit $3,61 \pm 0,88$ cm en pré- injection et $3,43 \pm 0,93$ cm en post- injection. De leur côté, (Hof et al., 2005) ont mesuré chez un sujet une MoS moyenne de 4 cm au même instant de la phase de simple appui et (Robert, 2019) une MoS moyenne de 4,2 à 4,5 cm pour 84 sujets sains pour une marche au sol ; tandis que la MoS moyenne était de 2,7 cm dans l'étude de (Buurke et al., 2019) pour une marche sur tapis avec une fréquence de filtrage de 15 Hz contre 0,5 Hz dans notre étude. En ce qui concerne l'instant du ToeOff controlatéral en ML, la littérature propose donc des résultats divergents qui ne nous permettent pas de conclure sur le comportement de notre population gonarthroïque par rapport à une population saine au niveau de la MoS. Enfin, pour notre étude, la MoS au HeelStrike controlatéral est de $13,93 \pm 3,37$ cm en pré- injection et de $13,33 \pm 2,63$ cm en post- injection. En comparaison,

(Lencioni et al., 2020) ont observé une MoS de 9,5 cm pour une marche au sol pour 34 participants sains. Bien qu'il s'agisse de résultats mesurés pour une marche au sol, là où notre étude s'effectue pour une marche sur tapis roulant, on observe tout de même que la différence entre les valeurs de la MoS pour cet instant est conséquente. Ainsi, il semblerait que les personnes gonarthrosiques aient une MoS ML au HeelStrike supérieure à celle de sujets sains. De manière générale, il semble que la MoS ML soit plus grande pour les personnes gonarthrosiques que pour les sujets sains. Cela se traduit par une meilleure stabilité dynamique en ML pour les personnes gonarthrosiques. Ceci peut s'expliquer par la nécessité de la population pathologique à obtenir une meilleure stabilité ML afin de « contrer » la sensation d'instabilité propre à l'articulation liée à la pathologie. Cette observation est notamment en accord avec les résultats présentés au CHAPITRE 1 pour d'autres pathologies.

Dans la direction AP, il n'existe à notre connaissance aucun résultat de MoS minimale et de MoS au ToeOff pour des sujets sains. Dans notre étude, nous avons mesuré une MoS minimale moyenne de $-11,27 \pm 3,54$ cm en pré- injection et de $-11,41 \pm 3,86$ cm en post- injection. La MoS moyenne au ToeOff était de $-11,06 \pm 3,37$ cm en pré- injection et de $-11,26 \pm 3,73$ cm en post- injection. Enfin, la MoS AP moyenne au HeelStrike était de $15,09 \pm 5,16$ cm en pré- injection et de $15,13 \pm 5,16$ cm en post- injection dans notre étude ; tandis que les résultats de (Lencioni et al., 2020) pour une population saine donnaient une MoS de $27,5 \pm 2$ cm au même instant de la phase de simple appui pour une marche au sol. Ainsi, il semble que la MoS AP au HeelStrike soit plus petite chez les personnes gonarthrosiques par rapport aux sujets sains. A titre comparatif, (Koyama et al., 2015) ont observé une MoS de 17 cm au même instant de la phase de simple appui lors de la descente d'une marche pour une population gonarthroïque, tel que nos résultats pour une marche horizontale sur tapis dans cette direction et à cet instant sont inférieures à ceux obtenus pour une descente de marche mais toutefois du même ordre de grandeur. In fine, il n'existe pas suffisamment de résultats dans la littérature actuelle pour proposer une comparaison préliminaire de nos résultats de MoS AP pour une population gonarthroïque avec ceux obtenus pour une population saine. Toutefois, il semble que la MoS AP chez les personnes gonarthrosiques tende à être inférieure à celle de sujets sains, ce qui coïncide avec les résultats présentés dans le

CHAPITRE 1 pour d'autres pathologies. Ceci se traduit notamment par une diminution de la stabilité dynamique AP chez les personnes gonarthrosiques. Cela peut s'expliquer par la difficulté des personnes arthrosiques à assurer une cadence de marche suffisamment rapide, et nécessairement une longueur de pas suffisamment grande, pour maintenir une certaine efficacité et stabilité de marche.

5.4 Limitations et forces de l'étude

La petite taille d'échantillon ($N=12$) de cette étude constitue une première limitation. Ce faible nombre de participants s'explique notamment par la difficulté à recruter des participants respectant les critères d'inclusions particulièrement spécifiques et leur réticence à se faire injecter dans le genou. De plus, la pandémie nous a empêché de faire de nouvelles acquisitions lors du projet de maîtrise tel que c'était prévu initialement. Néanmoins, les résultats présentés dans ce mémoire constituent une étude préliminaire intéressante.

Bien que les critères d'inclusion aient pour objectif de limiter les différences entre les participants, notamment sur le plan clinique, il est toujours important de prendre en compte l'influence de covariables. Pour cela, nous avons réalisé des analyses statistiques (ANOVA et régressions linéaires) afin d'évaluer notamment l'importance de l'IMC, du pourcentage de réduction de la douleur ou du genre sur les valeurs de MoS et l'évolution pré-/post- injection. Ces tests ont révélé que pour notre population ces covariables n'avaient pas d'influence notable sur nos résultats. Toutefois, il aurait été judicieux de prendre en compte d'autres covariables dans nos analyses préliminaires, telles que les paramètres spatiotemporels avec la vitesse de marche notamment. En effet, certaines études ont démontré une certaine corrélation entre la vitesse de marche et la MoS. Dans notre cas, les participants ont marché à une vitesse confortable qui leur était propre et qui a été conservée pour chaque essai réalisé. De cette façon, lorsque chaque sujet était son propre contrôle et pour les analyses de l'évolution en valeur absolue, l'influence de la vitesse de marche a été limitée ; ce n'est toutefois pas le cas lorsqu'on s'intéresse aux valeurs moyennes de la MoS pour la population

globale puisque certains sujets ont des vitesses de marche différentes de 1.0 m/s et certaines vitesses de marche étaient particulièrement faibles.

Par ailleurs, la variabilité naturelle de la marche implique forcément une certaine variabilité « naturelle » de la MoS au cours des phases de simple appui. Pour limiter cet effet, nous avons normalisé les cycles de marche de 0% à 100%. Toutefois, puisque l'objectif principal de cette étude était de mesurer si la suppression de la douleur a un impact sur la mécanique à la marche tel que quantifiée par la MoS, la variabilité de la MoS qui découle de celle de la marche constitue une limitation de l'étude.

Enfin, la littérature existante semble à ce jour constituer une limitation pour certains aspects de notre étude. En effet, notre étude est à notre connaissance la première à avoir observé les MoS chez les personnes gonarthrosiques pour une marche horizontale et pour une marche inclinée. Il est donc impossible de venir comparer les valeurs de MoS mesurées avec les résultats d'autres articles. De plus, bien qu'un bon nombre d'articles aient étudié la MoS pour d'autres pathologies, il semble qu'aucun consensus n'existe quant au contexte de calcul de la MoS, notamment au niveau des paramètres d'entrées (Base de support ou CoP) et des conditions de traitements de ces variables (fréquence de filtrage, hypothèses de CoP constant ou prise en compte de sa vitesse initiale, etc.). En outre, on retrouve peu de résultats de MoS pour des sujets sains pour une marche sur tapis roulant, ce qui rend impossible la comparaison de l'évolution pré-/post- injection de nos sujets avec des valeurs de MoS « standards » pour des sujets sains. Ainsi, nous n'avons pas pu analyser cet aspect de l'évolution pré-/post- quant à un possible retour de la MoS à des valeurs « normales » une fois la douleur réduite pour notre échantillon.

CONCLUSION

L'objectif principal de ce mémoire était de vérifier si la suppression de la douleur a un impact sur la mécanique de la marche chez les personnes gonarthrosiques, tel que quantifiée par la MoS ML et AP à différents instants de la phase de simple appui lors de la marche sur tapis roulant. Ce mémoire avait également pour but de décrire la mécanique de la marche des personnes gonarthrosiques et de comparer les MoS de cette population pour une marche horizontale et une marche inclinée. Pour répondre à ces objectifs, plusieurs étapes ont été effectuées.

Premièrement, il a été nécessaire de mettre en place une méthodologie de traitement des données initiales. A partir des forces de réaction au sol, récupérées par le tapis de marche instrumenté, nous avons extrait la position du CoP et calculé celles du CoM et du XCoM à l'aide de méthodes de filtrage des signaux. In fine, en nous inspirant de l'approche de (Hof et al., 2005), nous avons obtenus les valeurs de la MoS pour les quinze phases de simple appui les plus répétables pour chaque essai pour chaque individu.

Deuxièmement, nous avons réalisé une analyse statistique poussée à l'aide de tests t et d'ANOVA afin d'observer les différences entre les valeurs de la MoS avant et après suppression de la douleur. Ceci a permis de mettre en évidence l'existence d'une évolution de la MoS lorsque la douleur est supprimée. Ainsi, ce mémoire a démontré que la suppression de la douleur a un effet sur la mécanique de la marche tel que quantifiée par la MoS.

Troisièmement, nous avons réalisé une analyse statistique afin d'observer les différences entre les valeurs de la MoS en marche horizontale et marche inclinée. Ceci a permis de mettre en évidence l'existence d'une évolution de la MoS lorsque l'inclinaison du tapis de marche augmente. Ainsi, ce mémoire a démontré que l'inclinaison de la surface de marche a un effet sur la mécanique de la marche tel que quantifiée par la MoS.

Par ailleurs, les résultats de cette étude ont montré que chaque individu réagit de manière différente d'une part à la suppression de sa douleur, et d'autre part à l'augmentation de l'inclinaison du tapis de marche. Ainsi, il semble que l'effet de la suppression de la douleur et de l'inclinaison de la surface de marche ne s'exprime pas de la même manière selon les individus. Ceci pourrait s'expliquer par une tendance à privilégier un retour à des valeurs « normales » une fois la douleur supprimée. En incliné, les différences de comportement entre les individus pourraient s'expliquer par une différence d'absorption du stress imposée à l'articulation par l'augmentation de l'inclinaison de la surface de marche. Néanmoins, ces hypothèses devront être étudiées dans de futures études.

In fine, notre étude est à notre connaissance la première à avoir caractérisé l'effet de la suppression de la douleur sur la mécanique de la marche au travers de la MoS chez les personnes gonarthrosiques. De même, il semble qu'il s'agisse de la première étude à avoir quantifié la mécanique de la marche en pente inclinée descendante pour des personnes gonarthrosiques, tel que représentée par la MoS aux différents instants de la phase de simple appui. Ce mémoire propose donc des résultats préliminaires et de nouvelles questions pour ces deux problématiques qui mériteraient d'être approfondies.

RECOMMANDATIONS

Plusieurs recommandations peuvent être établies à partir de ce mémoire et des limitations préalablement détaillées.

Dans un premier temps, il serait pertinent de constituer un groupe contrôle pour cette étude et de collecter les données de forces de réaction au sol des sujets sains en utilisant notre protocole expérimental. Il faudrait ensuite traiter les données pour obtenir la MoS pour chaque essai pour chaque sujet comme nous l'avons fait pour nos douze sujets gonarthrosiques. En effet, la littérature ne contient pas suffisamment de données de MoS pour des sujets sains pour une marche horizontale ou inclinée sur tapis. Ainsi, l'objectif de ce groupe contrôle serait de pouvoir proposer une comparaison des résultats obtenus pour des sujets gonarthrosiques avec les résultats de sujets sains, tout en assurant la similarité des conditions expérimentales. Ceci permettrait d'étudier la nature de l'évolution de la MoS pré-/post- injection chez les personnes gonarthrosiques et de pouvoir mettre en évidence un potentiel retour de ces MoS à des valeurs « normales » ou non, l'idée étant de déterminer si la suppression de la douleur a un effet bénéfique ou délétère sur la mécanique de la marche chez les personnes gonarthrosiques. Par ailleurs, il pourrait être intéressant de réaliser une étude longitudinale afin d'évaluer l'impact à long terme de la suppression de la douleur. Cela permettrait d'observer si l'évolution de la MoS une fois la douleur supprimée est maintenue dans le temps ou non, et on pourrait potentiellement relier cette évolution à une accélération, un ralentissement ou un maintien de l'avancement de la pathologie et de la détérioration du genou.

Dans un second temps, cette étude a permis de mettre en évidence l'existence d'un effet de la suppression de la douleur sur la mécanique de la marche tel que quantifié par la MoS. Néanmoins, ces résultats ont été obtenus pour un échantillon de petite taille ($N=12$) et les analyses de puissance réalisées ont montré que la puissance de certains tests n'était pas suffisante pour observer un effet s'il existe. Il serait donc judicieux de recruter de nouveaux participants gonarthrosiques pour observer si les conclusions faites dans ce mémoire, pour 12

participants, sont confirmées pour une plus grande population ou si l'absence de comportement général quant à l'évolution de la MoS après suppression de la douleur était due à la petite taille de notre échantillon.

Par ailleurs, il existe de nombreux autres paramètres associés à la mécanique de la marche qui pourraient être étudiés et mis en comparaison. Ainsi, il semblerait intéressant de regrouper nos résultats avec ceux mis en évidence par (Bazan Bardales, 2018) vis-à-vis de la cinématique tridimensionnelle du genou à la marche et par (Jeandel, 2018) à propos des activations musculaires ; ces paramètres ayant été étudiés avant et après suppression de la douleur chez des personnes gonarthrosiques à partir du même protocole que notre étude et pour la même population. Ceci permettrait de regrouper et caractériser plus globalement les changements biomécaniques à la marche une fois la douleur supprimée chez les personnes gonarthrosiques. De la même manière, il serait intéressant d'inclure les paramètres spatiotemporels aux analyses statistiques puisque l'on sait qu'ils caractérisent l'attitude à la marche des individus; ils sont donc étroitement liés avec la MoS et pourraient communiquer de nouvelles informations quant à l'évolution pré-/post- injection.

Enfin, nos résultats ont montré qu'entre 40% et 100% de réduction de la douleur, le pourcentage de réduction ne génère pas de différence majeure sur l'évolution des valeurs de la MoS. Ceci suggère que supprimer à 100% la douleur n'apporte pas forcément de modifications supplémentaires au niveau de la mécanique de la marche. De ce fait, il pourrait être intéressant d'étudier l'évolution pré-/post- de la MoS avec différents pourcentages de réduction de la douleur, donc différentes quantités d'analgésiant, afin de mettre en évidence le pourcentage de réduction de la douleur à partir duquel les changements de MoS existent et jusqu'à quel pourcentage ces changements se différencient. Ceci pourrait donner une indication quant à la prise en charge de la douleur en permettant l'adaptation du dosage des médicaments selon chaque individu.

Tableau-A I-1 Récapitulatif des études et résultats de marge de stabilité en ML

Instant de la phase de simple appui	Article	Population	N	Support de marche	Essais	Méthode de calcul	Valeurs MoS
	Tracy et al., 2019	Enfants - Sans	14	Sol	Vitesse préférentielle et vitesse rapide; Tache cognitive	MoS = XCoM - BoS	Jambe dominante : 2 cm (%BH) Jambe non dominante : 2,5 cm (%BH)
	Tracy et al., 2019	Enfants - Paralysie cérébrale	15	Sol	Vitesse préférentielle et vitesse rapide; Tache cognitive	MoS = XCoM - BoS	Jambe dominante : 1,9 cm (%BH) Jambe non dominante : 1,3 cm (%BH)
MoS min	Ma et al., 2021	Enfants - Paralysie cérébrale	10	Sol	Avec 2 instruments de mesure différents	Filtre passe-bas (Butter, 6Hz)	5,0 (+/- 2,0) cm
	Ochs et al., 2021	Adultes - Sans	12	Tapis	Après changement de direction latérale	Filtre passe-bas (Butter, 6Hz); Initiation / Exécution / Fin du pas aux différentes intensités de perturbation	5,0 cm à 12,0 cm
	Ochs et al., 2021	Adultes - Lésion incomplète ME	12	Tapis	Après changement de direction latérale	Filtre passe-bas (Butter, 6Hz); Initiation / Exécution / Fin du pas aux différentes intensités de perturbation	9,0 cm à 15,0 cm
	Hof, 2007	Adultes - Sans	6	Tapis	3 essais (0,75;l, et 1,25 ms)	MoS de Hof et al. (2005)	Jambe droite : 1,67 (+/- 0,70) cm Jambe gauche : 1,61 (+/- 0,71) cm
	Hof, 2007	Amputation unilatérale	6	Tapis	3 essais (0,75;l, et 1,25 ms)	MoS de Hof et al. (2005)	Jambe amplifiée : 2,74 (+/- 0,54) cm Jambe same : 1,90 (+/- 0,62) cm
	Robert, 2019	Enfants - Sans	84	Sol	Quelques pas pieds nus	MoS de Hof et al. (2005)	4,5 cm à ToeOffR; 4,2 cm à ToeOffL
	Hof et al., 2005	Adultes - Sans	1	Tapis	-	MoS de Hof et al. (2005)	4 cm
MoS au ToeOff contralatéral	Burke et al., 2019	Adultes - Sans	15	Tapis (split-belt)	Split-belt walking	Filtre passe-bas (Butter, 15Hz)	2,1 cm pour 0,75 ms ; 2,3 cm pour 1 ms ; 2,5 cm pour 1,25 ms ; 2,7 cm pour 1,5 ms ; Montée d'escailleur : -13,7 cm Descente d'escaliers : -26,4 cm
	Hou et al., 2020	Âgées - Knee OA	36	Escaliers	Montée / Descente des marches	MoS = BoS - XCoM	
	Ma et al., 2021	Enfants - Paralysie cérébrale	10	Sol	3 essais / 2 sessions / 2 instruments	Filtre passe-bas (Butter, 6Hz);	8,0 (+/- 2,0) cm
	Lencioni et al., 2020	Adultes - Sans	34	Sol	5 essais classiques par sujet	MoS de Hof et al. (2005) (A) ; MoS de Ferry (B)	Jambe droite : 9,3 cm (8,7;9) Jambe gauche : 9,8 cm (9,2;0,3)
MoS au HeelStrike contralatéral	Burke et al., 2020	Adultes - AVC	21	Tapis	Réaction Pr- / Post- perturbation	Par rapport au marqueur sur le 5e métatarsien	Jambe pratiquée : 12,5 cm Jambe same : 10,0 cm
	Singy et al., 2020	Adultes - Parkinson	20	Tapis	Vitesse préférentielle : Bras restreints ou non	Distance XCoM et talon du pied ipsilatéral	Jambe + affectée : 11,30 (+/- 1,1) cm Jambe - affectée : 10,96 (+/- 1,8) cm
	Hou et al., 2020	Âgées - Knee OA	36	Escaliers	Montée / Descente des marches	MoS = BoS - XCoM	Montée : 2,8 cm Descente : -1,9 cm

ANNEXE I

RECAPITULATIFS DES ETUDES ET RESULTATS DE MARGE DE STABILITE DE LA LITTERATURE

Tableau-A I-2 Tableau récapitulatif des études et résultats de marge de stabilité en AP

Instant de la phase de simple appui	Article	Population	N	Support de marche	Essais	Méthode de calcul	Valeurs MoS
MoS min	Ma et al., 2021	Enfants – Paralysie cérébrale	10	Sol	Avec 2 instruments de mesure différents	Filtre passe-bas (Butter, 6Hz)	-26,0 (+/- 13,0) cm
MoS au ToeOff contralateral	Hou et al., 2020	Âgées – Knee OA	36	Escaliers	Montée / Descente des marches	MoS = BoS - XCoM	<i>Montée d'escaliers :</i> -13,7 cm <i>Descente d'escaliers :</i> -24,9 cm
	Tracy et al., 2019	Enfants – Sains	14	Sol	Vitesse préférentielle et vitesse rapide; Tache cognitive	MoS = XCoM - BoS	34 cm (%BH)
	Tracy et al., 2019	Enfants – Paralysie cérébrale	15	Sol	Vitesse préférentielle et vitesse rapide; Tache cognitive	MoS = XCoM - BoS	35 cm (%BH)
	Ma et al., 2021	Enfants – Paralysie cérébrale	10	Sol	Avec 2 instruments de mesure différents	Filtre passe-bas (Butter, 6Hz)	2,0 (+/- 3,0) cm
MoS au HeelStrike contralateral	Lencioni et al., 2020	Adultes – Sains	34	Sol	-	MoS de Hof et al. (2005) (A); MoS de Terry (B)	<i>Jambe droite :</i> 27,7 cm (29,6;25,7) <i>Jambe gauche :</i> 27,2 cm (29,3;25,1)
	Buurke et al., 2020	Adultes – AVC	21	Tapis	Réaction Pré- / Post- perturbation	Par rapport au marqueur sur le 5 ^e métatarsien	<i>Jambe parétique :</i> 21,0 cm <i>Jambe non parétique :</i> 25,0 cm
	Siragy et al., 2020	Adultes – Parkinson	20	Tapis	Vitesse préférentielle ; Bras restreints ou non	Distance XCoM et talon du pied ipsilatéral	Jambe + affectée : 20,23 (+/- 4,7) cm Jambe - affectée : 20,31 (+/- 7,1) cm
	Hou et al., 2020	Âgées – Knee OA	36	Escaliers	Montée / Descente des marches	MoS = BoS - XCoM	<i>Montée d'escaliers :</i> 9,3 cm <i>Descente d'escaliers :</i> -7,7 cm

ANNEXE II

CRITERES D'INCLUSION ET D'EXCLUSION (Tiré de Bazan Bardales (2018))

Critères d'inclusion

- Être âgé ≥ 18 ans.
- Souffrir d'arthrose fémoro-patellaire douloureuse avec ou sans atteinte d'arthrose fémorotibiale uni ou bilatérale.
- Avoir une intensité de douleur arthrosique lors de tâche(s) de la vie quotidienne (accroupissement, descente d'escaliers et/ou marche en pente descendante) supérieure ou égale à 3/10 sur une échelle numérique (EN) et ce, depuis au moins 3 mois pour un ou deux genoux.
- Déclarer être capable de marcher sur un tapis roulant sans canne ou autre aide technique à la marche, et pouvoir descendre des marches d'escalier.
- Accepter de ne prendre aucun médicament analgésique dans les 24 heures précédent le rendez-vous au LIO.
- Être capable de comprendre, lire et compléter des questionnaires en français ou en anglais.

Critères d'exclusion

- Souffrir de synovite ou avoir le genou sévèrement enflé.
- Douleur chronique aux membres inférieurs tels que radiculopathie, neuropathie, ou myopathie
- Présenter un trouble cognitif ou psychiatrique empêchant de fournir un consentement éclairé à l'étude.
- Avoir reçu une injection de cortisone intra-articulaire, de glucocorticostéroïdes systémiques ou d'acide hyaluronique dans les trois mois précédent l'expérimentation.
- Réactions de type allergique aux anesthésiques locaux.
- Être atteint d'une maladie de la peau ou d'une infection active dans la zone du site de l'injection.
- Avoir un état inflammatoire systémique actif ou par infection.

Les femmes enceintes, allaitant ou en âge de procréer et qui ne pratiquent pas une contraception adéquate.

ANNEXE III

FICHE D'ÉVALUATION CLINIQUE DU GENOU (Tiré de Bazan Bardales (2018))

FICHE D'ÉVALUATION CLINIQUE DU GENOU																									
Nom _____	Prénom _____	 <small>Association québécoise des médecins du sport</small> www.aqms.org																							
Numéro assurance-maladie _____	Expiration _____																								
<input type="checkbox"/> RAMQ <input type="checkbox"/> CSST <input type="checkbox"/> SAAQ <input type="checkbox"/> Autre : _____																									
Date : _____																									
Examen : _____ / _____ / _____		Événement : _____ / _____ / _____																							
Début d'absence : _____ / _____ / _____																									
ANAMNÈSE																									
Élément déclencheur <ul style="list-style-type: none"> • Traumatique <ul style="list-style-type: none"> Pivot Hyperextension Impact Autres • Progressif 		Occupation <table border="0" style="width: 100%;"> <tr> <td style="width: 50%;">Âge</td> <td style="width: 50%;">Dominance</td> </tr> <tr> <td colspan="2" style="text-align: center;">Activités sportives</td> </tr> <tr> <td colspan="2" style="text-align: center;">Drapeaux rouges</td> </tr> <tr> <td colspan="2"> <ul style="list-style-type: none"> • Âge >= 50 ans • Fièvre, frisson • Perte de poids inexplicable • Douleur nocturne • Antécédents de néoplasie, tumeur, infection </td> </tr> <tr> <td colspan="2"> <ul style="list-style-type: none"> • Immunosuppression • Usage de drogues i.v. • Ø amélioration avec Rx conservateur > 3 mois </td> </tr> <tr> <td colspan="2" style="text-align: center;">Antécédents</td> </tr> <tr> <td colspan="2"> <ul style="list-style-type: none"> • Médical • Traumatique • Chirurgical • Familial </td> </tr> <tr> <td colspan="2" style="text-align: center;">Investigations</td> </tr> <tr> <td colspan="2"> <ul style="list-style-type: none"> • R-X simple • Tomodensitométrie • Résonance magnétique • Autres </td> </tr> <tr> <td colspan="2" style="text-align: center;">Traitements :</td> </tr> <tr> <td colspan="2"> <ul style="list-style-type: none"> • Glace / Chaleur • Médication • Physiothérapie, Massothérapie, Acupuncture • Infiltration • Autres </td> </tr> </table>		Âge	Dominance	Activités sportives		Drapeaux rouges		<ul style="list-style-type: none"> • Âge >= 50 ans • Fièvre, frisson • Perte de poids inexplicable • Douleur nocturne • Antécédents de néoplasie, tumeur, infection 		<ul style="list-style-type: none"> • Immunosuppression • Usage de drogues i.v. • Ø amélioration avec Rx conservateur > 3 mois 		Antécédents		<ul style="list-style-type: none"> • Médical • Traumatique • Chirurgical • Familial 		Investigations		<ul style="list-style-type: none"> • R-X simple • Tomodensitométrie • Résonance magnétique • Autres 		Traitements :		<ul style="list-style-type: none"> • Glace / Chaleur • Médication • Physiothérapie, Massothérapie, Acupuncture • Infiltration • Autres 	
Âge	Dominance																								
Activités sportives																									
Drapeaux rouges																									
<ul style="list-style-type: none"> • Âge >= 50 ans • Fièvre, frisson • Perte de poids inexplicable • Douleur nocturne • Antécédents de néoplasie, tumeur, infection 																									
<ul style="list-style-type: none"> • Immunosuppression • Usage de drogues i.v. • Ø amélioration avec Rx conservateur > 3 mois 																									
Antécédents																									
<ul style="list-style-type: none"> • Médical • Traumatique • Chirurgical • Familial 																									
Investigations																									
<ul style="list-style-type: none"> • R-X simple • Tomodensitométrie • Résonance magnétique • Autres 																									
Traitements :																									
<ul style="list-style-type: none"> • Glace / Chaleur • Médication • Physiothérapie, Massothérapie, Acupuncture • Infiltration • Autres 																									
Symptômes douloureux <ul style="list-style-type: none"> • Localisation <ul style="list-style-type: none"> Médiale Antérieure Latérale Postérieure • Gonflement <ul style="list-style-type: none"> Rapide Tardif Intermittent • Arrêt de l'activité 		<ul style="list-style-type: none"> • Horaire <ul style="list-style-type: none"> AM PM Nocturne • Intensité : /10 • Sensation de ... <ul style="list-style-type: none"> Pop Clic Dérobement Blocage Instabilité 																							
Accompagnés de... <ul style="list-style-type: none"> • Raideur matinale • Crissement • Parasthésie • Lombalgie 		<ul style="list-style-type: none"> • Coxalgie • Douleur au mollet • Autres 																							
Augmentés par... <ul style="list-style-type: none"> • Marche, course, sauts • Escaliers • Position assise prolongée • Position accroupie • Pivot • Autres 		Soulagés par... <ul style="list-style-type: none"> • Repos • Médication • Autres 																							
Souligner : négatif Encercler : positif		D000041459																							

EXAMEN**Debout**

	D	G		D	G		D	G
Obésité			Boiterie			Récurvatum		
			Gonflement			Atrophie quad		
			Flexum			Rougeur		
			Genu valgum			Pieds plats		
			Genu varum			Pieds creux		

Assis

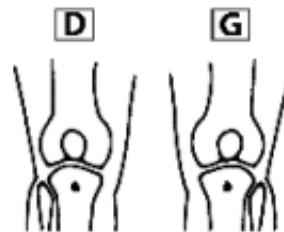
	D	G		D	G
Mouvements contrariés résistés en flexion (ischio)	/5	/5	Douleur		
Mouvements contrariés résistés en extension (quad)	/5	/5	Douleur		

Décubitus dorsal

	D	G		D	G		D	G
Flot			Flexion	○	○	Stress valgus		
Glaçon			Extension	○	○	Stress varus		
Appréhension						Noble		
Rabot						Lachman		
							Tiroir antérieur	
							Tiroir postérieur	
							McMurray	
							Thessaly	

Palpation

	D	G		D	G
Chaleur			Tendon quadriceps		
Rotule			Tendon rotulien		
Interligne articulaire médial			Bandelette ilio-tibiale		
Interligne articulaire latéral			Patte d'oie		
Ligament collatéral médial			Creux poplité		
Ligament collatéral latéral					

Emplacement de la douleur**Impression diagnostique****Conduite**

Signature

Cocher si positif

Cet outil a été rendu possible grâce à une contribution à visée éducative de Pfizer Canada Inc.

ANNEXE IV

RESULTATS DES TESTS T SUJET PAR SUJET POUR CHAQUE INSTANT DE LA MARGE DE STABILITE EN MARCHE HORIZONTALE PRE/POST INJECTION

Tableau-A IV-1 Test-T apparié pour la marge de stabilité minimale en médio-latéral

SUJET	Pré	Post	Variation Pré/Post (%)	Statistique t	P-Value
S001	2,7	2,9	7,4	-0,623995	0,543
S002	2,4	2,3	-4,2	0,638211	0,534
S003	4,7	4,6	-2,1	0,627189	0,541
S004	3,9	3,7	-5,1	1,113500	0,284
S005	3,7	3,3	-10,8	1,852060	0,085
S006	3,7	3,9	5,4	-0,639689	0,533
S007	4,5	4	-11,1	2,583720	0,022*
S008	3,1	3	-3,2	0,417903	0,682
S009	4,9	5,4	10,2	-1,454760	0,168
S011	2,8	2,7	-3,6	0,024549	0,981
S014	2,6	2,5	-3,8	0,785968	0,445
S015	4,3	2,8	-34,9	6,507970	0,00001*

*Différence statistiquement significative

Tableau-A IV-2 Test-T apparié pour la marge de stabilité au ToeOff controlatéral en médio-latéral

SUJET	Pré	Post	Variation Pré/Post (%)	Statistique t	P-Value
S001	2,7	2,9	7,4	-0,623995	0,542666
S002	2,4	2,3	-4,2	0,638211	0,533637
S003	4,7	4,6	-2,1	0,627189	0,54063
S004	3,9	3,7	-5,1	1,1135	0,284247
S005	3,7	3,3	-10,8	1,85206	0,0852184
S006	3,7	3,9	5,4	-0,639689	0,532704
S007	4,5	4	-11,1	2,58372	0,0216522*
S008	3,1	3	-3,2	0,417903	0,682357
S009	4,9	5,4	10,2	-1,45476	0,167788
S011	2,8	2,7	-3,6	0,0245491	0,980787
S014	2,6	2,5	-3,8	0,785968	0,444986
S015	4,3	2,8	-34,9	6,50797	1,3835E-05*

*Différence statistiquement significative

Tableau-A IV-3 Test-T apparié pour la marge de stabilité au HeelStrike controlatéral en médio-latéral

SUJET	Pré	Post	Variation Pré/Post (%)	Statistique t	P-Value
S001	14,6	14,1	-3,4	1,09168	0,293406
S002	12,6	12,5	-0,8	0,516416	0,613624
S003	16,5	17,2	4,2	-2,02559	0,0623062
S004	14,6	14,5	-0,7	0,201103	0,84351
S005	11,6	10,6	-8,6	2,54711	0,0232474*
S006	12,2	13,3	9,0	-2,50376	0,0252822*
S007	18,7	15,6	-16,6	7,71522	2,0829E-06*
S008	8,7	9,9	13,8	-2,6093	0,020601*
S009	15,2	14,4	-5,3	1,88291	0,0806595
S011	13,5	12,1	-10,4	5,52578	7,4708E-05*
S014	9,2	8,9	-3,3	1,02711	0,32179
S015	19,7	16,8	-14,7	7,50352	2,8635E-06*

*Différence statistiquement significative

Tableau-A IV-4 Test-T apparié pour la marge de stabilité minimale en antéro-postérieur

SUJET	Pré	Post	Variation Pré/Post (%)	Statistique t	P-Value
S001	-15,1	-15,6	-3,3	4,09013	0,00110319*
S002	-14,5	-15,1	-4,1	2,73053	0,0162542*
S003	-7,1	-8,3	-16,9	3,3993	0,00431894*
S004	-13,1	-13,3	13,8	0,607181	0,553452
S005	-11,1	-11,6	-8,3	1,86982	0,0825668
S006	-17,3	-16,8	26,9	-1,81662	0,0907416
S007	-8	-6,9	7,5	-4,01788	0,00127072*
S008	-14,4	-15,6	10,6	2,54607	0,023294*
S009	-6,7	-4,9	4,3	-3,2598	0,00570049*
S011	-10,6	-9,8	-14,3	-2,44667	0,028224*
S014	-8,4	-9,6	-4,1	3,9347	0,00149606*
S015	-8,9	-9,4	-16,9	1,94965	0,0715376

*Différence statistiquement significative

Tableau-A IV-5 Test-T apparié pour la marge de stabilité au ToeOff controlatéral en antéro-postérieur

SUJET	Pré	Post	Variation Pré/Post (%)	Statistique t	P-Value
S001	-14,4	-15,2	-5,6	3,97215	0,00138996*
S002	-14,1	-14,8	-5,0	2,91652	0,011268*
S003	-7,1	-8,1	-14,1	3,22867	0,00606466*
S004	-13,1	-13,3	-1,5	0,676734	0,509602
S005	-10,9	-11,6	-6,4	2,73519	0,0161065*
S006	-16,6	-16,1	3,0	-1,91066	0,0767461
S007	-8	-6,9	13,8	-4,03841	0,00122064*
S008	-14,4	-15,6	-8,3	2,40441	0,030609*
S009	-6,5	-4,9	24,6	-2,97138	0,0101088*
S011	-10,5	-9,7	7,6	-3,68144	0,00276627*
S014	-8,4	-9,6	-14,3	4,32649	0,00069693*
S015	-8,7	-9,3	-6,9	2,11949	0,0524065

*Différence statistiquement significative

Tableau-A IV-6 Test-T apparié pour la marge de stabilité au HeelStrike controlatéral en antéro-postérieur

SUJET	Pré	Post	Variation Pré/Post (%)	Statistique t	P-Value
S001	18,7	18,3	-2,1	0,922006	0,372142
S002	16,9	15,9	-5,9	2,65893	0,0187*
S003	13,2	13,2	0,0	0,0362747	0,971575
S004	19,1	18,5	-3,1	1,48258	0,160344
S005	15,9	16,2	1,9	-0,695594	0,498068
S006	24,6	25,6	4,1	-1,57314	0,138009
S007	10,9	8,7	-20,2	3,99702	0,00132376*
S008	18,6	18,3	-2,2	0,854419	0,407256
S009	6,4	8	25,0	-2,00766	0,0643824
S011	15,7	14,6	-7,0	1,96106	0,0700752
S014	7,5	7,9	5,3	-0,869071	0,399463
S015	13,6	16,5	21,3	-6,06502	2,9114E-05*

*Différence statistiquement significative

ANNEXE V

RESULTATS DES TESTS T SUJET PAR SUJET POUR CHAQUE INSTANT DE L MARGE DE STABILITE EN MARCHE INCLINEE PRE/POST INJECTION

Tableau-A V-1 Test-T apparié pour la marge de stabilité minimale en médio-latéral

SUJET	Pré	Post	Variation Pré/Post (%)	Statistique t	P-Value
S001	6,2	5,9	-4,8	1,14725	0,270508
S002	3,4	3,5	2,9	-0,494597	0,628555
S003	4,9	4,8	-2,0	0,207662	0,838484
S004	3,8	3,8	0,0	0,224653	0,825495
S005	4,2	3,6	-14,3	2,33486	0,0349569*
S006	3,6	3,7	2,8	-0,242139	0,812183
S007	4,4	6,6	50,0	-5,64782	6,0148E-05*
S008	3,1	2,3	-25,8	2,98098	0,00991834*
S009	4,8	5,4	12,5	-2,47838	0,0265521
S011	4,2	3,4	-19,0	2,83307	0,0132861*
S014	2,4	1,7	-29,2	3,63891	0,00268319*
S015	5,7	4,2	-26,3	4,42215	0,00057958*

*Différence statistiquement significative

Tableau-A V-2 Test-T apparié pour la marge de stabilité au ToeOff controlatéral en médio-latéral

SUJET	Pré	Post	Variation Pré/Post (%)	Statistique t	P-Value
S001	6,2	5,9	-4,8	1,14725	0,270508
S002	3,4	3,5	2,9	-0,494597	0,628555
S003	4,9	4,8	-2,0	0,207662	0,838484
S004	3,8	3,8	0,0	0,224653	0,825495
S005	4,2	3,6	-14,3	2,33486	0,0349569*
S006	3,6	3,7	2,8	-0,242139	0,812183
S007	4,4	7,4	68,2	-7,29901	3,9156E-06*
S008	3,1	2,3	-25,8	2,98098	0,00991834*
S009	4,8	5,4	12,5	-2,47838	0,0265521*
S011	4,2	3,4	-19,0	2,83307	0,0132861*
S014	2,4	1,7	-29,2	3,63891	0,00268319*
S015	5,7	4,2	-26,3	4,42215	0,00057958*

*Différence statistiquement significative

Tableau-A V-3 Test-T apparié pour la marge de stabilité au HeelStrike controlatéral en médio-latéral

SUJET	Pré	Post	Variation Pré/Post (%)	Statistique t	P-Value
S001	13,2	12,4	-6,1	1,89471	0,0789728
S002	13,7	13,7	0,0	-0,108653	0,915019
S003	17,8	16,6	-6,7	2,52555	0,0253371*
S004	14,1	14,5	2,8	-0,713012	0,487554
S005	12,1	10,6	-12,4	5,01315	0,00018983*
S006	11,8	13,1	11,0	-2,827	0,0134461*
S007	17,7	16,6	-6,2	1,63555	0,12421
S008	11,5	10,7	-7,0	1,91081	0,0767249*
S009	16	19,4	21,3	-5,57209	6,8792E-05*
S011	15,9	13,3	-16,4	5,45501	8,4795E-05*
S014	9,2	8,9	-3,3	1,21594	0,244114
S015	19	18,5	-2,6	1,5448	0,144694

*Différence statistiquement significative

Tableau-A V-4 Test-T apparié pour la marge de stabilité minimale en antéro-postérieur

SUJET	Pré	Post	Variation Pré/Post (%)	Statistique t	P-Value
S001	-14,1	-15,3	-8,5	4,98062	0,00020164*
S002	-14,5	-14,1	2,8	-1,08824	0,294867
S003	-8,8	-8,9	-1,1	0,320464	0,75335
S004	-14,4	-14,1	2,1	-0,684463	0,504857
S005	-12,5	-11,6	7,2	-2,70411	0,0171181*
S006	-17,2	-16,3	5,2	-2,20358	0,0447986*
S007	-8,1	-6,4	21,0	-4,39301	0,00061301*
S008	-13,4	-14,6	-9,0	2,72975	0,0159629*
S009	-7,1	-7,6	-7,0	0,922737	0,371774
S011	-9,8	-9,9	-1,0	0,409797	0,688156
S014	-8,5	-9,5	-11,8	2,57957	0,0218276*
S015	-10,8	-8,6	20,4	-9,62489	1,4968E-07*

*Différence statistiquement significative

Tableau-A V-5 Test-T apparié pour la marge de stabilité au ToeOff controlatéral en antéro-postérieur

SUJET	Pré	Post	Variation Pré/Post (%)	Statistique t	P-Value
S001	-13,1	-14,4	-9,9	4,37009	0,00064068*
S002	-14,3	-13,9	2,1	-1,06271	0,3059
S003	-8,5	-8,7	-2,4	0,502348	0,623232
S004	-14,3	-14	2,1	-0,697313	0,497024
S005	-12,4	-11,5	7,3	-2,66687	0,0184121*
S006	-16	-15,3	4,4	-2,07235	0,0571788*
S007	-8	-6,4	20,0	-4,17839	0,00092877*
S008	-13,4	-14,5	-8,2	2,56675	0,0223781*
S009	-6,9	-7,4	-7,2	1,07553	0,300323
S011	-9,6	-9,8	-2,1	0,636704	0,53459
S014	-8,5	-9,4	-10,6	2,47493	0,0267292*
S015	-10,7	-8,5	20,6	-9,55022	1,6468E-07*

*Différence statistiquement significative

Tableau-A V-6 Test-T apparié pour la marge de stabilité au HeelStrike controlatéral en antéro-postérieur

SUJET	Pré	Post	Variation Pré/Post (%)	Statistique t	P-Value
S001	21,2	19,7	-7,1	2,91279	0,0113515*
S002	19,5	20,6	-45,6	-2,0901	0,0553372
S003	12,5	15,1	20,8	-2,848	0,0137097*
S004	19,9	21,5	8,0	-4,10273	0,00107637*
S005	15,3	16,4	7,2	-1,93737	0,0731418
S006	27,9	26,5	-5,0	2,24824	0,0411904*
S007	10,3	10,1	-1,9	0,386111	0,705218
S008	21,6	21,6	0,0	0,11993	0,906243
S009	8,4	9,7	15,5	-1,52623	0,149223
S011	14,1	14,8	5,0	-0,914707	0,375831
S014	9,2	9,5	3,3	-0,838044	0,416085
S015	18,5	16,8	-9,2	3,75511	0,00213173*

*Différence statistiquement significative

ANNEXE VI

RESULTATS DES TESTS T SUJET PAR SUJET POUR CHAQUE INSTANT DE LA MARGE DE STABILITE PRE INJECTION ENTRE LA MARCHE HORIZONTALE ET LA MARCHE INCLINEE

Tableau-A VI-1 Test-T apparié pour la marge de stabilité minimale en médio-latéral

SUJET	Horizontale	Inclinée	Variation Hori/Incli (%)	Statistique t	P-Value
S001	2,7	6,2	129,6	-21,6169	3,74^{E-12}*
S002	2,4	3,4	41,7	-6,81672	8,37^{E-06}*
S003	4,7	4,9	4,3	-0,70629	0,492
S004	3,9	3,8	-2,6	0,144409	0,887
S005	3,7	4,2	13,5	-1,89344	0,079
S006	3,7	3,6	-2,7	0,39592	0,698
S007	4,5	4,4	-2,2	0,442551	0,665
S008	3,1	3,1	0,0	0,215996	0,832
S009	4,9	4,8	-2,0	-1,61957	0,668
S011	2,8	4,2	50,0	-5,1916	1,37^{E-04}*
S014	2,6	2,4	-7,7	1,66089	0,119
S015	4,3	5,7	32,6	-6,17544	2,41^{E-05}*

*Différence statistiquement significative

Tableau-A VI-2 Test-T apparié pour la marge de stabilité au ToeOff controlatéral en médio-lateral

SUJET	Horizontale	Inclinée	Variation Hori/Incli (%)	Statistique t	P-Value
S001	2,7	6,2	129,6	-21,6169	3,74E-12*
S002	2,4	3,4	41,7	-6,81672	8,37E-06*
S003	4,7	4,9	4,3	-0,70629	0,492
S004	3,9	3,8	-2,6	0,144409	0,887
S005	3,7	4,2	13,5	-1,89344	0,079
S006	3,7	3,6	-2,7	0,39592	0,698
S007	4,5	4,4	-2,2	0,442551	0,665
S008	3,1	3,1	0,0	0,215996	0,832
S009	4,9	4,8	-2,0	-1,61957	0,668
S011	2,8	4,2	50,0	-5,1916	1,37E-04*
S014	2,6	2,4	-7,7	1,66089	0,119
S015	4,3	5,7	32,6	-6,17544	2,41E-05*

*Différence statistiquement significative

Tableau-A VI-3 Test-T apparié pour la marge de stabilité au HeelStrike controlatéral en médio-latéral

SUJET	Horizontale	Inclinée	Variation Hori/Incli (%)	Statistique t	P-Value
S001	14,6	13,2	-9,6	3,22609	0,006*
S002	12,6	13,7	8,7	-2,81983	0,014*
S003	16,5	17,8	7,9	-5,08504	2,09^E-04*
S004	14,6	14,1	-3,4	0,807545	0,433
S005	11,6	12,1	4,3	-1,21185	0,246
S006	12,2	11,8	-3,3	0,811692	0,431
S007	18,7	17,7	-5,3	2,16194	0,048*
S008	8,7	11,5	32,2	-7,67539	2,21^E-06*
S009	15,2	16	5,3	-1,57075	0,139
S011	13,5	15,9	17,8	-5,04494	1,79^E-04*
S014	9,2	9,2	0,0	0,131275	0,897
S015	19,7	19	-3,6	1,685	0,114

*Différence statistiquement significative

Tableau-A VI-4 Test-T apparié pour la marge de stabilité minimale en antéro-postérieur

SUJET	Horizontale	Inclinée	Variation Hori/Incli (%)	Statistique t	P-Value
S001	-15,1	-14,1	-6,6	-7,4075	3,31E-06*
S002	-14,5	-14,5	0,0	-0,005416	0,996
S003	-7,1	-8,8	23,9	6,47996	1,45E-05*
S004	-13,1	-14,4	9,9	3,42945	0,004*
S005	-11,1	-12,5	12,6	4,80234	2,81E-04*
S006	-17,3	-17,2	-0,6	-0,61202	0,550
S007	-8	-8,1	1,3	0,260437	0,798
S008	-14,4	-13,4	-6,9	-2,92734	0,011*
S009	-6,7	-7,1	6,0	0,797729	0,438
S011	-10,6	-9,8	-7,5	-2,14348	0,050
S014	-8,4	-8,5	1,2	0,244547	0,810
S015	-8,9	-10,8	21,3	6,58299	1,22E-05*

*Différence statistiquement significative

Tableau-A VI-5 Test-T apparié pour la marge de stabilité au ToeOff controlatéral en antéro-postérieur

SUJET	Horizontale	Inclinée	Variation Hori/Incli (%)	Statistique t	P-Value
S001	-14,4	-13,1	-9,0	-4,96375	2,1E-04*
S002	-14,1	-14,2	0,7	0,563884	0,582
S003	-7,1	-8,5	19,7	5,74093	5,1E-05*
S004	-13,1	-14,3	9,2	3,24308	0,006*
S005	-10,9	-12,4	13,8	5,33994	1,04E-04*
S006	-16,6	-16	-3,6	-2,04615	0,060
S007	-8	-8	0,0	0,0701415	0,945
S008	-14,4	-13,4	-6,9	-3,01156	0,009*
S009	-6,5	-6,9	6,2	0,742077	0,470
S011	-10,5	-9,6	-8,6	-2,82544	0,014*
S014	-8,4	-8,5	1,2	0,304058	0,766
S015	-8,7	-10,7	23,0	7,35135	3,61E-06*

*Différence statistiquement significative

Tableau-A VI-6 Test-T apparié pour la marge de stabilité au HeelStrike controlatéral en antéro-postérieur

SUJET	Horizontale	Inclinée	Variation Hori/Incli (%)	Statistique t	P-Value
S001	18,7	21,2	13,4	-8,762	4,68E-07*
S002	16,9	19,5	15,4	-5,27987	1,16E-04*
S003	13,2	12,5	-5,3	1,16178	0,266
S004	19,1	19,9	4,2	-2,48669	0,026*
S005	15,9	15,3	-3,8	1,14176	0,273
S006	24,6	27,9	13,4	-8,27432	9,23E-07*
S007	10,9	10,3	-5,5	0,83243	0,419
S008	18,6	21,6	16,1	-8,56523	6,13E-07*
S009	6,4	8,4	31,3	-2,37154	0,033*
S011	15,7	14,1	-10,2	2,11915	0,052
S014	7,5	9,2	22,7	-5,1226	1,55E-04*
S015	13,6	18,5	36,0	-9,52002	1,71E-07*

*Différence statistiquement significative

ANNEXE VII

RESULTATS DES TESTS T SUJET PAR SUJET POUR CHAQUE INSTANT DE LA MARGE DE STABILITE POST INJECTION ENTRE LA MARCHE HORIZONTALE ET LA MARCHE INCLINEE

Tableau-A VII-1 Test-T apparié pour la marge de stabilité minimale en médio-latéral

SUJET	Horizontale	Inclinée	Variation Hori/Incli (%)	Statistique t	P-Value
S001	2,9	5,9	103,4	-10,0863	8,4^E-08*
S002	2,3	3,5	52,2	-6,62442	1,14^E-05*
S003	4,6	4,8	4,3	-1,15246	0,268
S004	3,7	3,8	2,7	-0,427784	0,674
S005	3,3	3,6	9,1	-1,48001	0,161
S006	3,9	3,7	-5,1	0,796757	0,439
S007	4	6,6	65,0	-8,50162	6,70^E-07*
S008	3	2,3	-23,3	4,21446	8,66^E-04*
S009	5,4	5,4	0,0	-0,002768	0,998
S011	2,7	3,4	25,9	-2,87972	0,012*
S014	2,5	1,7	-32,0	3,1628	0,007*
S015	2,8	4,2	50,0	-6,79623	8,65^E-06*

*Différence statistiquement significative

Tableau-A VII-2 Test-T apparié pour la marge de stabilité au ToeOff controlatéral en médiolatéral

SUJET	Horizontale	Inclinée	Variation Hori/Incli (%)	Statistique t	P-Value
S001	2,9	5,9	103,4	-10,0863	8,4^{E-08}*
S002	2,3	3,5	52,2	-6,62442	1,14^{E-05}*
S003	4,6	4,8	4,3	-1,15246	0,268
S004	3,7	3,8	2,7	-0,427784	0,674
S005	3,3	3,6	9,1	-1,48001	0,161
S006	3,9	3,7	-5,1	0,796757	0,439
S007	4	7,4	85,0	-11,0535	2,67^{E-08}*
S008	3	2,3	-23,3	4,21446	8,66^{E-04}*
S009	5,4	5,4	0,0	-0,002768	0,998
S011	2,7	3,4	25,9	-2,87972	0,012*
S014	2,5	1,7	-32,0	3,1628	0,007*
S015	2,8	4,2	50,0	-6,79623	8,65^{E-06}*

*Différence statistiquement significative

Tableau-A VII-3 Test-T apparié pour la marge de stabilité au HeelStrike controlatéral en médio-latéral

SUJET	Horizontale	Inclinée	Variation Hori/Incli (%)	Statistique t	P-Value
S001	14,1	12,4	-12,1	3,40915	0,004*
S002	12,5	13,7	9,6	-2,78708	0,015*
S003	17,2	16,6	-3,5	1,24207	0,235
S004	14,5	14,5	0,0	0,0060714	0,995
S005	10,6	10,6	0,0	-0,0934295	0,927
S006	13,3	13,1	-1,5	0,423402	0,678
S007	15,6	16,6	6,4	-2,25346	0,041*
S008	9,9	10,7	8,1	-2,12574	0,052
S009	14,4	19,4	34,7	-10,5751	4,65E-08*
S011	12,1	13,3	9,9	-3,2645	0,006*
S014	8,9	8,9	0,0	0,238693	0,815
S015	16,8	18,5	10,1	-5,08823	1,65E-04*

*Différence statistiquement significative

Tableau-A VII-4 Test-T apparié pour la marge de stabilité minimale en antéro-postérieur

SUJET	Horizontale	Inclinée	Variation Hori/Incli (%)	Statistique t	P-Value
S001	-15,6	-15,3	-1,9	-1,9637	0,070*
S002	-15,1	-14,1	-6,6	-4,26977	7,78E-04*
S003	-8,3	-8,9	7,2	1,33355	0,204
S004	-13,3	-14,1	6,0	2,1347	0,051
S005	-11,6	-11,6	0,0	-0,205508	0,840
S006	-16,8	-16,3	-3,0	-1,76956	0,099
S007	-6,9	-6,4	-7,2	-1,49629	0,157
S008	-15,6	-14,6	-6,4	-2,71969	0,017*
S009	-4,9	-7,6	55,1	4,68488	3,51E-04*
S011	-9,8	-9,9	1,0	0,231688	0,820
S014	-9,6	-9,5	-1,0	-0,0918986	0,928
S015	-9,4	-8,6	-8,5	-3,05677	0,009*

*Différence statistiquement significative

Tableau-A VII-5 Test-T apparié pour la marge de stabilité au ToeOff controlatéral en antéro-postérieur

SUJET	Horizontale	Inclinée	Variation Hori/Incli (%)	Statistique t	P-Value
S001	-15,2	-14,4	-5,3	-3,82229	0,002*
S002	-14,8	-13,9	-6,1	-3,95443	0,001*
S003	-8,1	-8,7	7,4	1,26067	0,228
S004	-13,3	-14	5,3	2,05429	0,059
S005	-11,6	-11,5	-0,9	-0,365584	0,720
S006	-16,1	-15,3	-5,0	-3,44183	0,004*
S007	-6,9	-6,4	-7,2	-1,49132	0,158
S008	-15,6	-14,5	-7,1	-2,9037	0,012*
S009	-4,9	-7,4	51,0	4,63143	3,89E-04*
S011	-9,7	-9,8	1,0	0,331795	0,745
S014	-9,6	-9,4	-2,1	-0,265219	0,795
S015	-9,3	-8,5	-8,6	-2,70319	0,017*

*Différence statistiquement significative

Tableau-A VII-6 Test-T apparié pour la marge de stabilité au HeelStrike controlatéral en antéro-postérieur

SUJET	Horizontale	Inclinée	Variation Hori/Incli (%)	Statistique t	P-Value
S001	18,3	19,7	7,7	-3,96682	0,001*
S002	15,9	20,6	29,6	-14,1631	1,09E-09*
S003	13,2	15,1	14,4	-2,40845	0,030*
S004	18,5	21,5	16,2	-8,10396	1,12E-06*
S005	16,2	16,4	1,2	-0,32542	0,750
S006	25,6	26,5	3,5	-1,611853	0,128
S007	8,7	10,1	16,1	-3,54031	0,003*
S008	18,2	21,6	18,7	-6,40018	1,65E-05*
S009	8	9,7	21,3	-1,61957	0,128
S011	14,6	14,8	1,4	-0,211602	0,835
S014	7,9	9,5	20,3	-4,41203	5,91E-04*
S015	16,5	16,8	1,8	-0,470326	0,645

*Différence statistiquement significative

ANNEXE VIII

MARGES DE STABILITE PRE- / POST- INJECTION EN MARCHE INCLINEE : PRESENTATION DES RESULTATS

Tableau-A VIII-1 Valeurs moyennes des marges de stabilité ipsilatérales pré/post injection aux différents instants de la phase de simple appui en marche inclinée (N=12)

Marges de stabilité et instants de la phase de simple appui	Moyenne ± ET Pré-Injection (cm)	Moyenne ± ET Post-Injection (cm)	P-value
Marge en ML			
· Minimale	4,23 ± 1,08	4,08 ± 1,41	0,586
· Au ToeOff controlatéral	4,23 ± 1,08	4,14 ± 1,56	0,801
· Au HeelStrike controlatéral	14,33 ± 2,98	14,03 ± 3,24	0,498
Marge en AP			
· Minimale	-11,60 ± 3,19	-11,41 ± 3,35	0,558
· Au ToeOff controlatéral	-11,30 ± 2,98	-11,15 ± 3,15	0,638
· Au HeelStrike controlatéral	16,53 ± 5,90	16,86 ± 5,37	0,420

Tableau-A VIII-2 Puissances statistiques des tests-T réalisés pour l'ensemble de la population pour les différents instants et composantes de la marge de stabilité (N=12)

Marges de stabilité et instants de la phase de simple appui	Différence absolue entre les moyennes pré-/post- (cm)	Taille d'effet	Puissance du test-T
Marge en ML			
· Minimale	0,15	0,16	13%
· Au ToeOff controlatéral	0,13	0,08	8,3%
· Au HeelStrike controlatéral	0,3	0,20	15,8%
Marge en AP			
· Minimale	0,19	0,05	6,8%
· Au ToeOff controlatéral	0,15	0,14	11,7%
· Au HeelStrike controlatéral	0,33	0,04	6,4%

Tableau-A VIII-3 Valeurs absolues moyennes de l'évolution pré-/post- injection des marges de stabilité ipsilatérales aux différents instants de la phase de simple appui en marche inclinée (N=12)

Marges de stabilité et instants de la phase de simple appui	Valeur absolue de l'évolution moyenne ± ET Pré-/Post- Injection (cm)	P-value
Marge en ML		
· Minimale	0,65 ± 0,65	0,005*
· Au ToeOff controlatéral	0,72 ± 0,84	0,013*
· Au HeelStrike controlatéral	1,16 ± 0,98	0,002*
Marge en AP		
· Minimale	0,88 ± 0,64	6,4E-04*
· Au ToeOff controlatéral	0,85 ± 0,62	6,1E-04*
· Au HeelStrike controlatéral	1,13 ± 0,74	2,6E-04*

*Évolution statistiquement significative

ANNEXE IX

COMPARAISON DES MARGES DE STABILITE ENTRE MARCHE HORIZONTALE ET MARCHE INCLINEE : PRESENTATION DES RESULTATS EN POST- INJECTION

Tableau-A IX-1 Valeurs moyennes des marges de stabilité ipsilatérales post-injection aux différents instants de la phase de simple appui pour la marche horizontale et inclinée (N=12)

Marges de stabilité et instants de la phase de simple appui	Moyenne ± ET Horizontale Post-Injection (cm)	Moyenne ± ET Inclinée Post-Injection (cm)	P-value
Marge en ML			
· Minimale	3,43 ± 0,93	4,08 ± 1,41	0,088
· Au ToeOff controlatéral	3,43 ± 0,93	4,14 ± 1,56	0,090
· Au HeelStrike controlatéral	13,33 ± 2,63	14,03 ± 3,24	0,169
Marge en AP			
· Minimale	-11,41 ± 3,86	-11,41 ± 3,35	0,546
· Au ToeOff controlatéral	-11,26 ± 3,73	-11,15 ± 3,15	0,717
· Au HeelStrike controlatéral	15,13 ± 5,16	16,86 ± 5,37	0,001*

*Différence statistiquement significative

Tableau-A IX-2 Puissances statistiques des tests-T réalisés pour l'ensemble de la population pour les différents instants et composantes de la marge de stabilité (N=12)

Marges de stabilité et instants de la phase de simple appui en post- injection	Différence absolue entre les moyennes horizontale et inclinée (cm)	Taille d'effet	Puissance du test-T
Marge en ML			
· Minimale	0,65	0,54	54,6%
· Au ToeOff controlatéral	0,71	0,53	53,1%
· Au HeelStrike controlatéral	0,7	0,43	39,7%
Marge en AP			
· Minimale	0,0	0,00	5%
· Au ToeOff controlatéral	0,11	0,11	9,8%
· Au HeelStrike controlatéral	1,73	1,26	99,2%

Tableau-A IX-3 Valeurs absolues moyennes de la différence marche horizontale/inclinée des marges de stabilité ipsilatérales aux différents instants de la phase de simple appui en post-injection (N=12)

Marges de stabilité et instants de la phase de simple appui	Valeur absolue de l'évolution moyenne ± ET Marche Hori/Incli en Post- Injection (cm)	P-value
Marge en ML		
· Minimale	0,93 ± 0,98	0,007*
· Au ToeOff controlatéral	1,0 ± 1,12	0,010*
· Au HeelStrike controlatéral	1,12 ± 1,37	0,018*
Marge en AP		
· Minimale	0,7 ± 0,72	0,006*
· Au ToeOff controlatéral	0,76 ± 0,64	0,002*
· Au HeelStrike controlatéral	1,73 ± 1,38	0,001*

*Évolution statistiquement significative

Tableau-A IX-4 Différences de marges de stabilité sujet par sujet entre la marche horizontale et la marche inclinée en post- injection

ANNEXE X

FICHE RECAPITULATIVE – SUJET S001

Tableau-A X-1 Données cliniques du sujet S001

Paramètres	Genre	Age	Taille (m)	Poids (kg)	IMC	Type d'arthrose	Stade d'arthrose	Jambe dominante	Jambe mesurée	Bilatéralité	Douleur initiale	Douleur post injection	% Réduction douleur
Valeurs	F	53	1,65	69,4	25,2	FTi et FP bilatérale	II	Droite	Gauche	Oui	3,5	0	100

Tableau-A X-2 Données spatio-temporelles du sujet S001

Paramètres moyens	Marche Horizontale Pré Injection		Marche Horizontale Post Injection		Marche Inclinée Pré Injection		Marche Inclinée Post Injection			
	Durée CM gauche (s)	0,9561	0,9588	0,9121	0,9045	Cadence gauche (pas/min)	62,7758	63,9323	65,7947	66,3495
Durée SA gauche (s)	0,6087	0,6019	0,5869	0,5835						
Longueur de pas gauche (m)	0,6548	0,6318	0,6038	0,6077						
Longueur foulée gauche (m)	1,2776	1,2807	1,2214	1,2207						
Vitesse foulée gauche (m/s)	1,3339	1,3437	1,3398	1,3813						

Tableau-A X-3 Marges de stabilité dans les directions médio-latérale et antéro-postérieure aux différents instants de la phase de simple appui

Essais	Composantes de la MoS	Moment de l'injection	MoS		MoS HeelStrike
			MoS min	ToeOff	
Marche Horizontale	ML	Pré Injection	2,7 ± 0,6	2,7 ± 0,6	14,6 ± 1,2
		Post Injection	2,9 ± 0,9	2,9 ± 0,9	14,1 ± 1,9
	AP	Pré Injection	-15,1 ± 0,6	-14,4 ± 0,8	18,7 ± 1,1
		Post Injection	-15,6 ± 0,5	-15,2 ± 0,6	18,3 ± 1,1
Marche Inclinée	ML	Pré Injection	6,2 ± 0,7	6,2 ± 0,7	13,2 ± 1,4
		Post Injection	5,9 ± 0,8	5,9 ± 0,8	12,4 ± 0,7
	AP	Pré Injection	-14,1 ± 0,5	-13,1 ± 0,8	21,2 ± 1,3
		Post Injection	-15,3 ± 0,8	-14,4 ± 0,8	19,7 ± 1,4

ANNEXE XI

FICHE RECAPITULATIVE – SUJET S002

Tableau-A XI-1 Données cliniques du sujet S002

Paramètres	Genre	Age	Taille (m)	Poids (kg)	IMC	Type d'arthrose	Stade d'arthrose	Jambe dominante	Jambe mesurée	Bilatéralité	Douleur initiale	Douleur post injection	% Réduction douleur
Valeurs	F	43	1,59	61,7	24,4	FTi, FTe, FP	III	Droite	Gauche	Non	3,5	2	43

Tableau-A XI-2 Données spatio-temporelles du sujet S002

Paramètres moyens	Marche		Marche		Marche		Marche	
	Horizontale Pré		Horizontale Post		Inclinée Pré		Inclinée Post	
	Injection	Injection	Injection	Injection	Injection	Injection	Injection	Injection
Durée CM gauche (s)	1,0455		1,0380		1,0166		1,0220	
Cadence gauche (pas/min)	57,2951		57,8238		59,0342		58,7317	
Durée SA gauche (s)	0,6829		0,6812		0,6564		0,6574	
Longueur de pas gauche (m)	0,6198		0,6234		0,5804		0,5892	
Longueur de foulée gauche (m)	1,2494		1,2381		1,1623		1,1553	
Vitesse foulée droite (m/s)	1,1751		1,2125		1,1256		1,1759	

Tableau-A XI-3 Marges de stabilité dans les directions médio-latérale et antéro-postérieure aux différents instants de la phase de simple appui

Essais	Composantes de la MoS	Moment de l'injection	MoS		MoS HeelStrike
			MoS min	ToeOff	
Marche Horizontale	ML	Pré Injection	2,4 ± 0,5	2,4 ± 0,5	12,6 ± 1,0
		Post Injection	2,3 ± 0,4	2,3 ± 0,4	12,5 ± 0,9
	AP	Pré Injection	-14,5 ± 0,6	-14,1 ± 0,6	16,9 ± 1,2
		Post Injection	-15,1 ± 0,7	-14,8 ± 0,8	15,9 ± 1,1
Marche Inclinée	ML	Pré Injection	3,4 ± 0,5	3,4 ± 0,5	13,7 ± 0,9
		Post Injection	3,5 ± 0,6	3,5 ± 0,6	13,7 ± 1,5
	AP	Pré Injection	-14,5 ± 1,0	-14,3 ± 1,0	19,5 ± 1,3
		Post Injection	-14,1 ± 0,8	-13,9 ± 0,8	20,6 ± 1,3

ANNEXE XII

FICHE RECAPITULATIVE – SUJET S003

Tableau-A XII-1 Données cliniques du sujet S003

Paramètres	Genre	Age	Taille (m)	Poids (kg)	IMC	Type d'arthrose	Stade d'arthrose	Jambe dominante	Jambe mesurée	Bilatéralité	Douleur initiale	Douleur post injection	% Réduction douleur
Valeurs	F	59	1,59	83	32,8	FTi et FP bilatéral	III	Gauche	Droite	Oui	5	0	100

Tableau-A XII-2 Données spatio-temporelles du sujet S003

Paramètres moyens	Marche		Marche		Marche		Marche	
	Horizontale Pré Injection	Horizontale Post Injection	Inclinée Pré Injection	Inclinée Post Injection	Horizontale Pré Injection	Inclinée Pré Injection	Horizontale Post Injection	Inclinée Post Injection
Durée CM droit (s)	1,0954	1,1682	1,0653	1,1114				
Cadence droite (pas/min)	54,81	51,3815	56,3657	54,0201				
Durée SA droit (s)	0,7329	0,7765	0,7104	0,7378				
Longueur de pas droit (m)	0,4351	0,461	0,4157	0,4348				
Longueur foulée droit (m)	0,8843	0,9337	0,8372	0,8723				
Vitesse foulée droite (m/s)	0,8082	0,7995	0,7858	0,7863				

Tableau-A XII-3 Marges de stabilité dans les directions médio-latérale et antéro-postérieure aux différents instants de la phase de simple appui

Essais	Composantes de la MoS	Moment de l'injection	MoS		MoS HeelStrike
			MoS min	ToeOff	
Marche Horizontale	ML	Pré Injection	4,7 ± 0,5	4,7 ± 0,5	16,5 ± 1,0
		Post Injection	4,6 ± 0,5	4,6 ± 0,5	17,2 ± 1,0
	AP	Pré Injection	-7,1 ± 0,9	-7,1 ± 0,9	13,2 ± 1,4
		Post Injection	-8,3 ± 0,9	-8,1 ± 1,0	13,2 ± 1,4
Marche Inclinée	ML	Pré Injection	4,9 ± 0,8	4,9 ± 0,8	17,8 ± 1,1
		Post Injection	4,8 ± 0,6	4,8 ± 0,6	16,6 ± 1,4
	AP	Pré Injection	-8,8 ± 0,9	-8,5 ± 0,9	12,5 ± 1,7
		Post Injection	-8,9 ± 1,5	-8,7 ± 1,4	15,1 ± 2,5

ANNEXE XIII

FICHE RECAPITULATIVE – SUJET S004

Tableau-A XIII-1 Données cliniques du sujet S004

Paramètres	Genre	Age	Taille (m)	Poids (kg)	IMC	Type d'arthrose	Stade d'arthrose	Jambe dominante	Jambe mesurée	Bilatéralité	Douleur initiale	Douleur post injection	% Réduction douleur
Valeurs	H	68	1,69	78,9	27,6	FTi et FP bilatéral	III	Droite	Gauche	Oui	3,5	1,5	57

Tableau-A XIII-2 Données spatio-temporelles du sujet S004

Paramètres moyens	Marche	Marche	Marche	Marche
	Horizontale Pré Injection	Horizontale Post Injection	Inclinée Pré Injection	Inclinée Post Injection
Durée CM gauche (s)	1,0670	1,0738	1,0469	1,0533
Cadence gauche (pas/min)	56,2425	56,3559	57,3227	56,9723
Durée SA gauche (s)	0,6825	0,6808	0,6618	0,6646
Longueur de pas gauche (m)	0,6442	0,6356	0,6332	0,6295
Longueur foulée gauche (m)	1,3142	1,3008	1,2733	1,2682
Vitesse foulée gauche (m/s)	1,2322	1,2051	1,2207	1,2111

Tableau-A XIII-3 Marges de stabilité en médio-latérale et antéro-postérieure aux différents instants de la phase de simple appui

Essais	Composantes de la MoS	Moment de l'injection	MoS		MoS HeelStrike
			MoS min	ToeOff	
Marche Horizontale	ML	Pré Injection	$3,9 \pm 0,6$	$3,9 \pm 0,6$	$14,6 \pm 1,1$
		Post Injection	$3,7 \pm 0,7$	$3,7 \pm 0,7$	$14,5 \pm 1,6$
	AP	Pré Injection	$-13,1 \pm 0,7$	$-13,1 \pm 0,8$	$19,1 \pm 0,8$
		Post Injection	$-13,3 \pm 0,9$	$-13,3 \pm 0,9$	$18,5 \pm 1,1$
Marche Inclinée	ML	Pré Injection	$3,8 \pm 1,0$	$3,8 \pm 1,0$	$14,1 \pm 2,2$
		Post Injection	$3,8 \pm 0,7$	$3,8 \pm 0,7$	$14,5 \pm 1,1$
	AP	Pré Injection	$-14,4 \pm 1,1$	$-14,3 \pm 1,2$	$19,9 \pm 1,2$
		Post Injection	$-14,1 \pm 1,2$	$-14,0 \pm 1,2$	$21,5 \pm 1,2$

ANNEXE XIV

FICHE RECAPITULATIVE – SUJET S005

Tableau-A XIV-1 Données cliniques du sujet S005

Paramètres	Genre	Age	Taille (m)	Poids (kg)	IMC	Type d'arthrose	Stade d'arthrose	Jambe dominante	Jambe mesurée	Bilatéralité	Douleur initiale	Douleur post injection	% Réduction douleur
Valeurs	F	60	1,57	88,4	35,9	FTi, FTe, FP	III	Gauche	Droite	Oui	4	1,5	62

Tableau-A XIV-2 Données spatio-temporelles du sujet S005

Paramètres moyens	Marche	Marche	Marche	Marche
	Horizontale Pré Injection	Horizontale Post Injection	Inclinée Pré Injection	Inclinée Post Injection
Durée CM droit (s)	0,9752	0,9877	0,9785	0,9499
Cadence droite (pas/min)	61,5507	60,8469	61,3351	63,1853
Durée SA droit (s)	0,6533	0,6665	0,6473	0,6275
Longueur de pas droit (m)	0,5432	0,5409	0,5569	0,5341
Longueur foulée droit (m)	1,1394	1,1425	1,1307	1,1011
Vitesse foulée droite (m/s)	1,1686	1,1591	1,1559	1,1588

Tableau-A XIV-3 Marges de stabilité dans les directions médio-latérale et antéro-postérieure aux différents instants de la phase de simple appui

Essais	Composantes de la MoS	Moment de l'injection	MoS		MoS HeelStrike
			MoS min	ToeOff	
Marche Horizontale	ML	Pré Injection	3,7 ± 0,7	3,7 ± 0,7	11,6 ± 1,0
		Post Injection	3,3 ± 0,5	3,3 ± 0,5	10,6 ± 0,9
	AP	Pré Injection	-11,1 ± 0,6	-10,9 ± 0,5	15,9 ± 1,3
		Post Injection	-11,6 ± 0,9	-11,6 ± 0,9	16,2 ± 1,5
Marche Inclinée	ML	Pré Injection	4,2 ± 0,7	4,2 ± 0,7	12,1 ± 0,7
		Post Injection	3,6 ± 0,6	3,6 ± 0,6	10,6 ± 0,8
	AP	Pré Injection	-12,5 ± 1,1	-12,4 ± 1,1	15,3 ± 1,6
		Post Injection	-11,6 ± 1,0	-11,5 ± 0,9	16,4 ± 1,2

ANNEXE XV

FICHE RECAPITULATIVE – SUJET S006

Tableau-A XV-1 Données cliniques du sujet S006

Paramètres	Genre	Age	Taille (m)	Poids (kg)	IMC	Type d'arthrose	Stade d'arthrose	Jambe dominante	Jambe mesurée	Bilatéralité	Douleur initiale	Douleur post injection	% Réduction douleur
Valeurs	H	71	1,67	70,8	25,4	FTi, FTe, FP	III	Droite	Droite	Oui	3	0	100

Tableau-A XV-2 Données spatio-temporelles du sujet S006

Paramètres moyens	Marche		Marche		Marche		Marche	
	Horizontale Pré		Horizontale Post		Inclinée Pré		Inclinée Post	
	Injection	Injection	Injection	Injection	Injection	Injection	Injection	Injection
Durée CM droit (s)	0,9970		1,0028		0,9743		0,9597	
Cadence droite (pas/min)	60,2436		59,8425		61,5955		62,5648	
Durée SA droit (s)	0,6268		0,6315		0,6082		0,6008	
Longueur de pas droit (m)	0,7118		0,7188		0,6683		0,6549	
Longueur foulée droit (m)	1,4643		1,4838		1,4041		1,3836	
Vitesse foulée droite (m/s)	1,4715		1,4799		1,4413		1,4416	

Tableau-A XV-3 Marges de stabilité en médio-latérale et antéro-postérieure aux différents instants de la phase de simple appui

Essais	Composantes de la MoS	Moment de l'injection	MoS		MoS HeelStrike
			MoS min	ToeOff	
Marche Horizontale	ML	Pré Injection	$3,7 \pm 0,7$	$3,7 \pm 0,7$	$12,2 \pm 1,4$
		Post Injection	$3,9 \pm 0,6$	$3,9 \pm 0,6$	$13,3 \pm 1,6$
	AP	Pré Injection	$-17,3 \pm 0,8$	$-16,6 \pm 0,9$	$24,6 \pm 1,4$
		Post Injection	$-16,8 \pm 1,0$	$-16,1 \pm 1,0$	$25,6 \pm 1,3$
Marche Inclinée	ML	Pré Injection	$3,6 \pm 0,8$	$3,6 \pm 0,8$	$11,8 \pm 1,4$
		Post Injection	$3,7 \pm 0,8$	$3,7 \pm 0,8$	$13,1 \pm 0,8$
	AP	Pré Injection	$-17,2 \pm 0,8$	$-16,0 \pm 0,8$	$27,9 \pm 1,8$
		Post Injection	$-16,3 \pm 1,1$	$-15,3 \pm 0,9$	$26,5 \pm 1,5$

ANNEXE XVI

FICHE RECAPITULATIVE – SUJET S007

Tableau-A XVI-1 Données cliniques du sujet S007

Paramètres	Genre	Age	Taille (m)	Poids (kg)	IMC	Type d'arthrose	Stade d'arthrose	Jambe dominante	Jambe mesurée	Bilatéralité	Douleur initiale	Douleur post injection	% Réduction douleur
Valeurs	F	56	1,56	98	40,3	FTi, FTe, FP bilatéral	III	Gauche	Gauche	Oui	9,5	0,5	95

Tableau-A XVI-2 Données spatio-temporelles du sujet S007

Paramètres moyens	Marche		Marche		Marche		Marche	
	Horizontale Pré		Horizontale Post		Inclinée Pré		Inclinée Post	
	Injection	Injection	Injection	Injection	Injection	Injection	Injection	Injection
Durée CM gauche (s)	1,3905		1,2585		1,3215		1,2434	
Cadence gauche (pas/min)	43,192		47,7307		45,4495		48,2865	
Durée SA gauche (s)	1,0027		0,8900		0,9332		0,8895	
Longueur de pas gauche (m)	0,4242		0,3310		0,3944		0,3088	
Longueur de foulée gauche (m)	0,7146		0,6756		0,7020		0,6981	
Vitesse foulée gauche (m/s)	0,5208		0,5153		0,5377		0,5552	

Tableau-A XVI-3 Marges de stabilité dans les directions médio-latérale et antéro-postérieure aux différents instants de la phase de simple appui

Essais	Composantes de la MoS	Moment de l'injection	MoS		MoS HeelStrike
			MoS min	ToeOff	
Marche Horizontale	ML	Pré Injection	4,5 ± 0,6	4,5 ± 0,6	18,7 ± 1,4
		Post Injection	4,0 ± 0,6	4,0 ± 0,6	15,6 ± 1,0
	AP	Pré Injection	-8,0 ± 0,9	-8,0 ± 0,9	10,9 ± 1,7
		Post Injection	-6,9 ± 0,7	-6,9 ± 0,7	8,7 ± 0,8
Marche Inclinée	ML	Pré Injection	4,4 ± 0,8	4,4 ± 0,8	17,7 ± 1,3
		Post Injection	6,6 ± 0,9	7,4 ± 1,0	16,6 ± 1,8
	AP	Pré Injection	-8,1 ± 1,3	-8,0 ± 1,3	10,3 ± 1,9
		Post Injection	-6,4 ± 0,9	-6,4 ± 0,9	10,1 ± 1,6

ANNEXE XVII

FICHE RECAPITULATIVE – SUJET S008

Tableau-A XVII-1 Données cliniques du sujet S008

Paramètres	Genre	Age	Taille (m)	Poids (kg)	IMC	Type d'arthrose	Stade d'arthrose	Jambe dominante	Jambe mesurée	Bilatéralité	Douleur initiale	Douleur post injection	% Réduction douleur
Valeurs	F	59	1,58	58,5	23,4	FTi, FTe, FP	III	Droite	Droite	Non	4	0	100

Tableau-A XVII-2 Données spatio-temporelles du sujet S008

Paramètres moyens	Marche		Marche		Marche	
	Horizontale Pré		Horizontale Post		Inclinée Pré	
	Injection	Injection	Injection	Injection	Injection	Injection
Durée CM droit (s)	1,0799		1,0200		0,9891	
Cadence droite (pas/min)	58,1509		58,8986		60,7362	
Durée SA droit (s)	0,6571		0,6545		0,6319	
Longueur de pas droit (m)	0,6026		0,6292		0,5737	
Longueur foulée droit (m)	1,2469		1,2731		1,2171	
Vitesse foulée droite (m/s)	1,2497		1,2511		1,2331	

Tableau-A XVII-3 Marges de stabilité dans les directions médio-latérale et antéro-postérieure aux différents instants de la phase de simple appui

Essais	Composantes de la MoS	Moment de l'injection	MoS		MoS HeelStrike
			MoS min	ToeOff	
Marche Horizontale	ML	Pré Injection	3,1 ± 0,6	3,1 ± 0,6	8,7 ± 1,1
		Post Injection	3,0 ± 0,7	3,0 ± 0,7	9,9 ± 1,2
	AP	Pré Injection	-14,4 ± 1,0	-14,4 ± 1,0	18,6 ± 0,9
		Post Injection	-15,6 ± 0,9	-15,6 ± 1,0	18,3 ± 1,3
Marche Inclinée	ML	Pré Injection	3,1 ± 0,8	3,1 ± 0,8	11,5 ± 1,5
		Post Injection	2,3 ± 0,5	2,3 ± 0,5	10,7 ± 0,9
	AP	Pré Injection	-13,4 ± 0,9	-13,4 ± 0,8	21,6 ± 1,3
		Post Injection	-14,6 ± 1,3	-14,5 ± 1,2	21,6 ± 1,3

ANNEXE XVIII

FICHE RECAPITULATIVE – SUJET S009

Tableau-A XVIII-1 Données cliniques du sujet S009

Paramètres	Genre	Age	Taille (m)	Poids (kg)	IMC	Type d'arthrose	Stade d'arthrose	Jambe dominante	Jambe mesurée	Bilatéralité	Douleur initiale	Douleur post injection	% Réduction douleur
Valeurs	F	64	1,47	61,7	28,6	FTi, FTe, FP bilatéral	II	Droite	Gauche	Oui	7,5	0	100

Tableau-A XVIII-2 Données spatio-temporelles du sujet S009

Paramètres moyens	Marche		Marche		Marche		Marche	
	Horizontale Pré Injection	Horizontale Post Injection	Horizontale Pré Injection	Horizontale Post Injection	Inclinée Pré Injection	Inclinée Post Injection	Inclinée Pré Injection	Inclinée Post Injection
Durée CM gauche (s)	0,9593		0,9300		0,9717		1,0115	
Cadence gauche (pas/min)	62,5739		64,573		61,9479		59,3264	
Durée SA gauche (s)	0,6295		0,6071		0,6135		0,6229	
Longueur de pas gauche (m)	0,3885		0,3713		0,3761		0,3899	
Longueur de foulée gauche (m)	0,7280		0,6967		0,7144		0,7398	
Vitesse foulée gauche (m/s)	0,7439		0,7554		0,7039		0,7107	

Tableau-A XVIII-3 Marges de stabilité dans les directions médio-latérale et antéro-postérieure aux différents instants de la phase de simple appui

Essais	Composantes de la MoS	Moment de l'injection	MoS		MoS HeelStrike
			MoS min	ToeOff	
Marche Horizontale	ML	Pré Injection	$4,9 \pm 1,1$	$4,9 \pm 1,1$	$15,2 \pm 12$
		Post Injection	$5,4 \pm 0,6$	$5,4 \pm 0,6$	$14,4 \pm 1,2$
	AP	Pré Injection	$-6,7 \pm 1,3$	$-6,5 \pm 1,3$	$6,4 \pm 2,4$
		Post Injection	$-4,9 \pm 1,6$	$-4,9 \pm 1,5$	$8,0 \pm 2,1$
Marche Inclinée	ML	Pré Injection	$4,8 \pm 0,6$	$4,8 \pm 0,6$	$16,0 \pm 1,6$
		Post Injection	$5,4 \pm 0,7$	$5,4 \pm 0,7$	$19,4 \pm 1,2$
	AP	Pré Injection	$-7,1 \pm 1,7$	$-6,9 \pm 1,7$	$8,4 \pm 2,1$
		Post Injection	$-7,6 \pm 0,9$	$-7,4 \pm 0,9$	$9,7 \pm 2,5$

ANNEXE XIX

FICHE RECAPITULATIVE – SUJET S011

Tableau-A XIX-1 Données cliniques du sujet S011

Paramètres	Genre	Age	Taille (m)	Poids (kg)	IMC	Type d'arthrose	Stade d'arthrose	Jambe dominante	Jambe mesurée	Bilatéralité	Douleur initiale	Douleur post injection	% Réduction douleur
Valeurs	H	60	1,66	82,6	29,8	FTi, FTe et FP bil	III	Droite	Droite	Oui	5	0	100

Tableau-A XIX-2 Données spatio-temporelles du sujet S011

Paramètres moyens	Marche	Marche	Marche	Marche
	Horizontale Pré Injection	Horizontale Post Injection	Inclinée Pré Injection	Inclinée Post Injection
Durée CM droit (s)	1,21	1,1613	1,0325	1,0978
Cadence droite (pas/min)	49,6159	51,6883	58,1323	54,6867
Durée SA droit (s)	0,8097	0,7765	0,6932	0,7435
Longueur de pas droit (m)	0,5578	0,5382	0,476	0,5115
Longueur foulée droit (m)	1,1233	1,0881	0,9605	1,0281
Vitesse foulée droite (m/s)	0,9284	0,9372	0,9302	0,9374

Tableau-A XIX-3 Marges de stabilité dans les directions médio-latérale et antéro-postérieure aux différents instants de la phase de simple appui

Essais	Composantes de la MoS	Moment de l'injection	MoS		MoS HeelStrike
			MoS min	ToeOff	
Marche Horizontale	ML	Pré Injection	2,8 ± 0,6	2,8 ± 0,6	13,5 ± 0,7
		Post Injection	2,7 ± 0,7	2,7 ± 0,7	12,1 ± 0,8
	AP	Pré Injection	-10,6 ± 0,8	-10,5 ± 0,7	15,7 ± 1,4
		Post Injection	-9,8 ± 1,1	-9,7 ± 1,1	14,6 ± 1,4
Marche Inclinée	ML	Pré Injection	4,2 ± 0,8	4,2 ± 0,8	15,9 ± 1,4
		Post Injection	3,4 ± 0,6	3,4 ± 0,6	13,3 ± 1,1
	AP	Pré Injection	-9,8 ± 1,1	-9,6 ± 1,0	14,1 ± 2,8
		Post Injection	-9,9 ± 1,3	-9,8 ± 1,2	14,8 ± 1,8

ANNEXE XX

FICHE RECAPITULATIVE – SUJET S014

Tableau-A XX-1 Données cliniques du sujet S014

Paramètres	Genre	Age	Taille (m)	Poids (kg)	IMC	Type d'arthrose	Stade d'arthrose	Jambe dominante	Jambe mesurée	Bilatéralité	Douleur initiale	Douleur post injection	% Réduction douleur
Valeurs	F	74	1,58	79,6	32,1	FTi, FTe et FP	I	Droite	Gauche	Non	3	0	100

Tableau-A XX-2 Données spatio-temporelles du sujet S014

Paramètres moyens	Marche		Marche		Marche		Marche	
	Horizontale Pré Injection	Horizontale Post Injection	Inclinée Pré Injection	Inclinée Post Injection	Horizontale Pré Injection	Inclinée Pré Injection	Horizontale Post Injection	Inclinée Post Injection
Durée CM gauche (s)	1,1477	1,1799	1,1777	1,1883				
Cadence gauche (pas/min)	52,305	50,9819	50,8753	50,5245				
Durée SA gauche (s)	0,7756	0,8064	0,8071	0,8071				
Longueur de pas gauche (m)	0,4174	0,4495	0,4119	0,4223				
Longueur de foulée gauche (m)	0,7726	0,8178	0,81	0,8285				
Vitesse foulée gauche (m/s)	0,6908	0,6921	0,6792	0,7133				

Tableau-A XX-3 Marges de stabilité dans les directions médio-latérales et antéro-postérieures aux différents instants de la phase de simple appui

Essais	Composantes de la MoS	Moment de l'injection	MoS		MoS HeelStrike
			MoS min	ToeOff	
Marche Horizontale	ML	Pré Injection	$2,6 \pm 0,6$	$2,6 \pm 0,6$	$9,2 \pm 0,7$
		Post Injection	$2,5 \pm 0,6$	$2,5 \pm 0,6$	$8,9 \pm 0,8$
	AP	Pré Injection	$-8,4 \pm 0,6$	$-8,4 \pm 0,6$	$7,5 \pm 0,7$
		Post Injection	$-9,6 \pm 0,7$	$-9,6 \pm 0,7$	$7,9 \pm 1,2$
Marche Inclinée	ML	Pré Injection	$2,4 \pm 0,5$	$2,4 \pm 0,5$	$9,2 \pm 0,9$
		Post Injection	$1,7 \pm 0,7$	$1,7 \pm 0,7$	$8,9 \pm 0,9$
	AP	Pré Injection	$-8,5 \pm 0,7$	$-8,5 \pm 0,7$	$9,2 \pm 1,0$
		Post Injection	$-9,5 \pm 1,0$	$-9,4 \pm 1,0$	$9,5 \pm 1,0$

ANNEXE XXI

FICHE RECAPITULATIVE – SUJET S015

Tableau-A XXI-1 Données cliniques du sujet S015

Paramètres	Genre	Age	Taille (m)	Poids (kg)	IMC	Type d'arthrose	Stade d'arthrose	Jambe dominante	Jambe mesurée	Bilatéralité	Douleur initiale	Douleur post injection	% Réduction douleur
Valeurs	F	66	1,63	68	25,7	FTi, FTe et FP bil	III	Droite	Droite	Non	4	0	100

Tableau-A XXI-2 Données spatio-temporelles du sujet S015

Paramètres moyens	Marche		Marche		Marche		Marche	
	Horizontale Pré		Horizontale Post		Inclinée Pré		Inclinée Post	
	Injection	Injection	Injection	Injection	Injection	Injection	Injection	Injection
Durée CM droit (s)	1,0047		1,0686		0,9533		0,9942	
Cadence droite (pas/min)	59,7345		56,1679		62,9514		60,3666	
Durée SA droit (s)	0,6407		0,6945		0,5879		0,6316	
Longueur de pas droit (m)	0,5111		0,5319		0,5119		0,4928	
Longueur foulée droit (m)	1,0102		1,0719		1,0312		0,9967	
Vitesse foulée droite (m/s)	1,0055		1,0033		1,0819		1,0030	

Tableau-A XXI-3 Marges de stabilité dans les directions médio-latérale et en antéro-postérieure aux différents instants de la phase de simple appui

Essais	Composantes de la MoS	Moment de l'injection	MoS		MoS HeelStrike
			MoS min	ToeOff	
Marche Horizontale	ML	Pré Injection	$4,3 \pm 0,6$	$4,3 \pm 0,6$	$19,7 \pm 1,3$
		Post Injection	$2,8 \pm 0,4$	$2,8 \pm 0,4$	$16,8 \pm 0,7$
	AP	Pré Injection	$-8,9 \pm 0,8$	$-8,7 \pm 0,7$	$13,6 \pm 1,0$
		Post Injection	$-9,4 \pm 0,7$	$-9,3 \pm 0,8$	$16,5 \pm 1,3$
Marche Inclinée	ML	Pré Injection	$5,7 \pm 0,9$	$5,7 \pm 0,9$	$19,0 \pm 0,7$
		Post Injection	$4,2 \pm 0,6$	$4,2 \pm 0,6$	$18,5 \pm 0,8$
	AP	Pré Injection	$-10,8 \pm 0,6$	$-10,7 \pm 0,6$	$18,5 \pm 1,3$
		Post Injection	$-8,6 \pm 0,7$	$-8,5 \pm 0,7$	$16,8 \pm 1,1$

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Alghadir, A., Anwer, S., Iqbal, A., & Iqbal, Z. (2018). Test-retest reliability, validity, and minimum detectable change of visual analog, numerical rating, and verbal rating scales for measurement of osteoarthritic knee pain. *Journal of Pain Research, Volume 11*, 851-856. <https://doi.org/10.2147/JPR.S158847>
- Armand, S., Bonnefoy-Mazure, A., Hoffmeyer, P., & de Coulon, G. (2015). Analyse quantifiée de la marche : Mode d'emploi. *Revue Médicale Suisse, 11*, 1916-1920.
- Baker, M., Stanish, W., & Rutherford, D. (2019). Walking challenges in moderate knee osteoarthritis : A biomechanical and neuromuscular response to medial walkway surface translations. *Human Movement Science, 68*, 102542. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2019.102542>
- Bazan Bardales, M. C. B. (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, Université de Montréal.
- Bohannon, R. W., & Williams Andrews, A. (2011). Normal walking speed : A descriptive meta-analysis. *Physiotherapy, 97(3)*, 182-189. <https://doi.org/10.1016/j.physio.2010.12.004>
- Boutin, L., Eon, A., Zeghloul, S., & Lacouture, P. (2009). *Imitation du mouvement humain pour les robots humanoïdes Application au robot HRP-2*. 7.
- Breivik, H., Borchgrevink, P. C., Allen, S. M., Rosseland, L. A., Romundstad, L., Breivik Hals, E. K., Kvarstein, G., & Stubhaug, A. (2008). Assessment of pain. *British Journal of Anaesthesia, 101(1)*, 17-24. <https://doi.org/10.1093/bja/aen103>
- Buurke, T. J. W., Lamoth, C. J. C., van der Woude, L. H. V., Hof, A. L., & den Otter, R. (2019). Bilateral temporal control determines mediolateral margins of stability in symmetric and asymmetric human walking. *Scientific Reports, 9(1)*, 12494. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-49033-z>
- Buurke, T. J. W., Liu, C., Park, S., den Otter, R., & Finley, J. M. (2020). Maintaining sagittal plane balance compromises frontal plane balance during reactive stepping in people post-stroke. *Clinical Biomechanics, 80*, 105135. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2020.105135>
- Chhabra, A., Elliott, C. C., & Miller, M. D. (2001). Anatomy and Biomechanics of the Knee. *Sports Medicine and Arthroscopy Review, 9(3)*, 166-177.

- Davies, H., Unwin, A., & Aichroth, P. (2004). The posterolateral corner of the knee. *Injury*, 35(1), 68-75. [https://doi.org/10.1016/S0020-1383\(03\)00094-9](https://doi.org/10.1016/S0020-1383(03)00094-9)
- Delabastita, T., Desloovere, K., & Meyns, P. (2016). Restricted Arm Swing Affects Gait Stability and Increased Walking Speed Alters Trunk Movements in Children with Cerebral Palsy. *Frontiers in Human Neuroscience*, 10. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2016.00354>
- Desrosiers, É., Nadeau, S., & Duclos, C. (2015). Balance during walking on an inclined instrumented pathway following incomplete spinal cord injury. *Spinal Cord*, 53(5), 387-394. <https://doi.org/10.1038/sc.2014.215>
- Dyas, C. (2019). *Analyse de la marche grâce à la caractérisation de courbes de vitesse angulaire du membre inférieur sur une population de sujets sains et arthrosiques* [Mémoire]. ETS Montréal.
- Ebell, M. H. (2018). *Osteoarthritis:Rapid Evidence Review*. 97(8), 6.
- Fallahtafti, F., Curtze, C., Samson, K., & Yentes, J. M. (2020). Chronic obstructive pulmonary disease patients increase medio-lateral stability and limit changes in antero-posterior stability to curb energy expenditure. *Gait & Posture*, 75, 142-148. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.10.025>
- Farrokhi, S., Chen, Y.-F., Piva, S. R., Fitzgerald, G. K., Jeong, J.-H., & Kwoh, C. K. (2016). The Influence of Knee Pain Location on Symptoms, Functional Status, and Knee-related Quality of Life in Older Adults With Chronic Knee Pain: Data From the Osteoarthritis Initiative. *The Clinical Journal of Pain*, 32(6), 463-470. <https://doi.org/10.1097/AJP.0000000000000291>
- Ferraro, R. A., Pinto-Zipp, G., Simpkins, S., & Clark, M. (2013). Effects of an Inclined Walking Surface and Balance Abilities on Spatiotemporal Gait Parameters of Older Adults. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 36(1), 31-38. <https://doi.org/10.1519/JPT.0b013e3182510339>
- Fingleton, C. (2015). Pain sensitization in people with knee osteoarthritis : A systematic review and meta-analysis. *Osteoarthritis and Cartilage*, 14.
- Flandry, F. (2011). *Normal Anatomy and Biomechanics of the Knee*. 19(2), 11.
- Fusco, N. (2008). *Analyse, modélisation et simulation de la marche pathologique*. Université Rennes 2 Mention STAPS.
- Hak, L., Houdijk, H., van der Wurff, P., Prins, M. R., Mert, A., Beek, P. J., & van Dieën, J. H. (2013). Stepping strategies used by post-stroke individuals to maintain margins of

- stability during walking. *Clinical Biomechanics*, 28(9-10), 1041-1048. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.10.010>
- Hawker, G. A., Mian, S., Kendzerska, T., & French, M. (2011). Measures of adult pain : Visual Analog Scale for Pain (VAS Pain), Numeric Rating Scale for Pain (NRS Pain), McGill Pain Questionnaire (MPQ), Short-Form McGill Pain Questionnaire (SF-MPQ), Chronic Pain Grade Scale (CPGS), Short Form-36 Bodily Pain Scale (SF-36 BPS), and Measure of Intermittent and Constant Osteoarthritis Pain (ICOAP). *Arthritis Care & Research*, 63(S11), S240-S252. <https://doi.org/10.1002/acr.20543>
- Henriksen, M., Simonsen, E. B., Alkjær, T., Lund, H., Graven-Nielsen, T., Danneskiold-Samsøe, B., & Bliddal, H. (2006). Increased joint loads during walking – A consequence of pain relief in knee osteoarthritis. *The Knee*, 13(6), 445-450. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2006.08.005>
- Herssens, N., van Crielinge, T., Saeys, W., Truijen, S., Vereeck, L., van Rompaey, V., & Hallemans, A. (2020). An investigation of the spatio-temporal parameters of gait and margins of stability throughout adulthood. *Journal of The Royal Society Interface*, 17(166), 20200194. <https://doi.org/10.1098/rsif.2020.0194>
- Hof, A. L. (2005). Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment. *Journal of Biomechanics*, 38(10), 2134-2135. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.03.029>
- Hof, A. L. (2008). The ‘extrapolated center of mass’ concept suggests a simple control of balance in walking. *Human Movement Science*, 27(1), 112-125. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2007.08.003>
- Hof, A. L., Gazendam, M. G. J., & Sinke, W. E. (2005). The condition for dynamic stability. *Journal of Biomechanics*, 38(1), 1-8.
- Hof, A. L., van Bockel, R. M., Schoppen, T., & Postema, K. (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>
- Hou, M., Wang, X., Yu, J., Fu, S., Yang, F., Li, Z., Zhang, Y., & Tao, J. (2020). The Effect of Electroacupuncture on Dynamic Balance during Stair Climbing for Elderly Patients with Knee Osteoarthritis. *Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine*, 2020, 1-8. <https://doi.org/10.1155/2020/3563584>
- Jeandel, S. (2018). *Impact de la suppression de la douleur sur l'activité musculaire chez les gonarthrosiques* [Mémoire]. ETS Montréal.

- Kohn, M. D., Sassoon, A. A., & Fernando, N. D. (2016). Classifications in Brief: Kellgren-Lawrence Classification of Osteoarthritis. *Clinical Orthopaedics and Related Research®*, 474(8), 1886-1893. <https://doi.org/10.1007/s11999-016-4732-4>
- Koyama, Y., Tateuchi, H., Nishimura, R., Ji, X., Umegaki, H., Kobayashi, M., & Ichihashi, N. (2015). Relationships between performance and kinematic/kinetic variables of stair descent in patients with medial knee osteoarthritis: An evaluation of dynamic stability using an extrapolated center of mass. *Clinical Biomechanics*, 30(10), 1066-1070. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.09.005>
- Kuo, A. D. (1999). Stabilization of Lateral Motion in Passive Dynamic Walking. *The International Journal of Robotics Research*, 18(9), 917-930. <https://doi.org/10.1177/02783649922066655>
- Lange, G. W., Hintermeister, R. A., Schlegel, T., Dillman, C. J., & Steadman, J. R. (1996). Electromyographic and Kinematic Analysis of Graded Treadmill Walking and the Implications for Knee Rehabilitation. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 23(5), 294-301. <https://doi.org/10.2519/jospt.1996.23.5.294>
- Lencioni, T., Carpinella, I., Rabuffetti, M., Cattaneo, D., & Ferrarin, M. (2020). Measures of dynamic balance during level walking in healthy adult subjects: Relationship with age, anthropometry and spatio-temporal gait parameters. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 234(2), 131-140. <https://doi.org/10.1177/0954411919889237>
- Leroux, A., Fung, J., & Barbeau, H. (2006). Postural adaptation to walking on inclined surfaces: II. Strategies following spinal cord injury. *Clinical Neurophysiology*, 117(6), 1273-1282. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2006.02.012>
- Ma, Y., Mithraratne, K., Wilson, N., Zhang, Y., & Wang, X. (2021). Kinect V2-Based Gait Analysis for Children with Cerebral Palsy: Validity and Reliability of Spatial Margin of Stability and Spatiotemporal Variables. *Sensors*, 21(6), 2104. <https://doi.org/10.3390/s21062104>
- Martelli, D., Luo, L., Kang, J., Kang, U. J., Fahn, S., & Agrawal, S. K. (2017). Adaptation of Stability during Perturbed Walking in Parkinson's Disease. *Scientific Reports*, 7(1), 17875. <https://doi.org/10.1038/s41598-017-18075-6>
- Megrot, F. (2011). *La marche normale*. <http://www.megrot.com/analysedelamarche/2011/09/02/la-marche-normale/>
- Mehdizadeh, S., Dolatabadi, E., Ng, K.-D., Mansfield, A., Flint, A., Taati, B., & Iaboni, A. (2020). Vision-Based Assessment of Gait Features Associated With Falls in People With Dementia. *The Journals of Gerontology: Series A*, 75(6), 1148-1153. <https://doi.org/10.1093/gerona/glz187>

- Michel, M., Bryère, J., Maravic, M., & Marcelli, C. (2020). Incidence de l'arthroplastie de genou et désavantage social : Résultats d'une étude écologique française. *Revue du Rhumatisme*, 87(6), 466-471. <https://doi.org/10.1016/j.rhum.2020.09.003>
- Na, A., Piva, S. R., & Buchanan, T. S. (2018). Influences of knee osteoarthritis and walking difficulty on knee kinematics and kinetics. *Gait & Posture*, 61, 439-444. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.01.025>
- Neogi, T. (2014). *The Epidemiology and Impact of Pain in Osteoarthritis*. 16.
- Ochs, W. L., Woodward, J., Cornwell, T., & Gordon, K. E. (2021). Meaningful measurements of maneuvers : People with incomplete spinal cord injury 'step up' to the challenges of altered stability requirements. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 18(1), 46. <https://doi.org/10.1186/s12984-021-00840-4>
- O'Neill, T. W. (2018). Mechanisms of Osteoarthritis (OA) Pain. *Curr Osteoporos Rep*, 6.
- Onushko, T., Boerger, T., Van Dehy, J., & Schmit, B. D. (2019). Dynamic stability and stepping strategies of young healthy adults walking on an oscillating treadmill. *PLOS ONE*, 14(2), e0212207. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0212207>
- Parent, R. (2003). *Animatique Algorithmes et techniques; section 6.2*. Vuibert.
- Peebles, A. T., Reinholdt, A., Bruetsch, A. P., Lynch, S. G., & Huisenga, J. M. (2016). Dynamic margin of stability during gait is altered in persons with multiple sclerosis. *Journal of Biomechanics*, 49(16), 3949-3955. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.11.009>
- Pereira, D., Peleteiro, B., Araújo, J., Branco, J., Santos, R. A., & Ramos, E. (2011). The effect of osteoarthritis definition on prevalence and incidence estimates : A systematic review. *Osteoarthritis and Cartilage*, 19(11), 1270-1285. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2011.08.009>
- Perry, J. (1992). *Gait Analysis : Normal and Pathological Function*. SLACK Incorporated. www.slackbooks.com
- Pomajzl, R., & Bicos, J. (2015). A Review of the Anterolateral Ligament of the Knee : Current Knowledge Regarding Its Incidence, Anatomy, Biomechanics, and Surgical Dissection. *The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 31(3), 583-591.
- Robert, T. (2019). Placement des pieds et régulation de l'équilibre latéral : Maturation de la marche chez l'enfant. In *Régulation de l'équilibre au cours de la marche*.

- Rodrigues, F. B., Andrade, A. O., & Vieira, M. F. (2019). Effects of inclined surfaces on gait variability and stability in unilateral lower limb amputees. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 57(11), 2337-2346. <https://doi.org/10.1007/s11517-019-02042-6>
- SchmitT, L. C., & Rudolph, K. S. (2007). Influences on knee movement strategies during walking in persons with medial knee osteoarthritis. *Arthritis & Rheumatism*, 57(6), 1018-1026. <https://doi.org/10.1002/art.22889>
- Schnitzer, T. J., Popovich, J. M., Andersson, G. B. J., & Andriacchi, T. P. (1993). Effect of piroxicam on gait in patients with osteoarthritis of the knee. *Arthritis & Rheumatism*, 36(9), 1207-1213. <https://doi.org/10.1002/art.1780360905>
- Shrader, M. W., Draganich, L. F., Pottenger, L. A., & Piotrowski, G. A. (2004). Effects of Knee Pain Relief in Osteoarthritis on Gait and Stair-Stepping: *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 421, 188-193. <https://doi.org/10.1097/01.blo.0000119248.70353.a5>
- Sidi Mammar, S. (2013). *Identification des synergies musculaires lors de l'activité de la marche chez la personne atteinte d'arthrose du genou* [Mémoire]. ETS Montréal.
- Siragy, T., Hill, A., & Nantel, J. (2021). Recovery of dynamic stability during slips unaffected by arm swing in people with Parkinson's Disease. *PLOS ONE*, 16(4), e0249303. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0249303>
- Siragy, T., MacDonald, M.-E., & Nantel, J. (2020). Restricted Arm Swing in People With Parkinson's Disease Decreases Step Length and Time on Destabilizing Surfaces. *Frontiers in Neurology*, 11, 873. <https://doi.org/10.3389/fneur.2020.00873>
- Siragy, T., & Nantel, J. (2018). Quantifying Dynamic Balance in Young, Elderly and Parkinson's Individuals : A Systematic Review. *Frontiers in Aging Neuroscience*, 10, 387. <https://doi.org/10.3389/fnagi.2018.00387>
- Skwara, A., Ponelis, R., Tibesku, C., Rosenbaum, D., & Fuchs-Winkelmann, S. (2009). Gait patterns after intraarticular treatment of patients with osteoarthritis of the Knee - Hyaluronan versus triamcinolone : A prospective, randomized, doubleblind, monocentric study. *European Journal of Medical Research*, 14(4), 157. <https://doi.org/10.1186/2047-783X-14-4-157>
- Takacs, J., Garland, S. J., Carpenter, M. G., & Hunt, M. A. (2014). Validity and Reliability of the Community Balance and Mobility Scale in Individuals With Knee Osteoarthritis. *Physical Therapy*, 94(6), 866-874. <https://doi.org/10.2522/ptj.20130385>

- Tarni, D., Petcu, A. I., & Dumitru, N. (2020). *Influences of treadmill speed and incline angle on the kinematics of the normal, osteoarthritic and prosthetic human knee*. 10.
- Terry, K., Stanley, C., & Damiano, D. (2014). A New Perspective on the Walking Margin of Stability. *Journal of Applied Biomechanics*, 30(6), 737-741. <https://doi.org/10.1123/jab.2014-0089>
- Tracy, J. B., Petersen, D. A., Pigman, J., Conner, B. C., Wright, H. G., Modlesky, C. M., Miller, F., Johnson, C. L., & Crenshaw, J. R. (2019). Dynamic stability during walking in children with and without cerebral palsy. *Gait & Posture*, 72, 182-187. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.06.008>
- Troa. (2016). *Anatomie du genou | Orthosud Montpellier*. <http://www.orthosudmontpellier.com/les-pathologies/genou/anatomie-du-genou.html>
- van Meulen, F. B., Weenk, D., van Asseldonk, E. H. F., Schepers, H. M., Veltink, P. H., & Buurke, J. H. (2016). Analysis of Balance during Functional Walking in Stroke Survivors. *PLOS ONE*, 11(11), e0166789. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0166789>
- van Vugt, Y., Stinear, J., Claire Davies, T., & Zhang, Y. (2019). Postural stability during gait for adults with hereditary spastic paraparesis. *Journal of Biomechanics*, 88, 12-17. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.03.001>
- Vieira, M. F., Rodrigues, F. B., de Sá e Souza, G. S., Magnani, R. M., Lehnen, G. C., & Andrade, A. O. (2017). Linear and Nonlinear Gait Features in Older Adults Walking on Inclined Surfaces at Different Speeds. *Annals of Biomedical Engineering*, 45(6), 1560-1571. <https://doi.org/10.1007/s10439-017-1820-x>
- Viramontes, C., Wu, M., Acasio, J., Kim, J., & Gordon, K. E. (2020). Speed impacts frontal-plane maneuver stability of individuals with incomplete spinal cord injury. *Clinical Biomechanics*, 71, 107-114. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2019.09.009>
- Watson, F., Fino, P. C., Thornton, M., Heracleous, C., Loureiro, R., & Leong, J. J. H. (2021). Use of the margin of stability to quantify stability in pathologic gait – a qualitative systematic review. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 22(1), 597. <https://doi.org/10.1186/s12891-021-04466-4>