

Développement d'une méthode de calibrage pour l'analyse du mouvement tridimensionnel du genou à la marche en utilisant le KneeKG et des capteurs inertiels

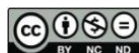
par

Camille DI FALCO

THÈSE PAR ARTICLES PRÉSENTÉE À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE
SUPÉRIEURE COMME EXIGENCE PARTIELLE À L'OBTENTION DU
DOCTORAT EN GÉNIE
Ph. D

MONTREAL, LE 1^{ER} AOÛT 2026

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC



Camille di Falco, 2026



Cette [licence Creative Commons CC BY-NC-ND 4.0](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/) signifie qu'il est permis de diffuser, d'imprimer ou de sauvegarder sur un autre support une partie ou la totalité de cette œuvre à condition de créditer 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

CETTE THÈSE A ÉTÉ ÉVALUÉE

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

Mme Nicola Hagemeister, directrice de thèse
Département de génie des systèmes à l'École de Technologie Supérieure

M. Rachid Aissaoui, codirecteur de thèse
Département de génie des systèmes à l'École de Technologie Supérieure

M. David Labbé, président du jury
Département de génie logiciel et TI à l'École de Technologie Supérieure

M. Julien Clément, membre du jury
Département de génie des systèmes à l'École de Technologie Supérieure

Mme Neila Mezghani, membre externe
Département Science et Technologie à l'Université TÉLUQ

M. Alexandre Fuentes, membre externe
Emovi

Mme Laetitia Fradet, membre externe indépendante
Département de Sciences du Sport à la Faculté des Sciences et Sciences de l'Ingénieur de
l'Université de Bretagne Sud

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

LE 27 JUILLET 2026

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Tout d'abord, je tiens à remercier mes encadrants tout au long de cette thèse. Merci infiniment à toi, Nicola, d'être une personne aussi humaine, et une chercheuse aussi inspirante. Merci pour ton soutien indéfectible et ta confiance constante. Tu es la directrice de thèse dont tout doctorant pourrait rêver. Merci à toi, Rachid, pour toutes ces discussions passionnantes. Même lorsque nos échanges s'étirent un peu plus que prévu, ils sont toujours stimulants. Merci d'avoir été aussi exigeant : cela m'a permis d'affiner et d'acquérir de nombreuses connaissances, et de me mettre sur la voie de la rigueur à laquelle tout chercheur doit aspirer. À vous deux, Nicola et Rachid, merci d'avoir formé le duo idéal pour m'accompagner dans cette aventure doctorale.

Je remercie également toutes les personnes qui ont contribué, de près ou de loin, à ce projet de doctorat, notamment celles avec qui j'ai eu le plaisir de collaborer chez Emovi.

Un grand merci à Clément pour toute l'aide technique apportée durant les dernières étapes de ce projet. Ton efficacité et ton ingéniosité n'ont d'égal que ta gentillesse.

Merci à tous mes amis restés en France, ainsi qu'à celle qui repose aujourd'hui quelque part dans les étoiles : Pauline, Robin, Popolopopo, Émeline, Marie Q., Marie G., Élina. Merci de m'avoir montré que la distance n'atténue en rien les amitiés sincères.

Merci à tous mes amis rencontrés ici, qui rendent mon quotidien si riche en moments précieux : David, Estelle, Ève, Lucas, Gilles, Romain, Ariane, Colin, Jeremie, Cécile, Dan, Julia, Stéphane.

Un merci tout particulier à toi, David, de m'avoir fait sentir chez moi dès mon arrivée à Montréal dans notre coloc, et d'être ce pilier tranquille sur lequel j'ai appris à m'appuyer sans même m'en rendre compte. Tu es ce que l'amitié a de mieux à offrir. Merci pour Jul. Merci pour mon beau neveu.

VI

Un merci spécial à tous les amis rencontrés au LIO : Alice, Lucas, Rémi, Margaux, Clément, Vincent, Anaïs, Iris.

Merci à toi, Alice, pour tout ton soutien et ta bienveillance. Merci pour toutes ces heures passées ensemble au LIO, pour les pauses qui s'éternisaient, les discussions sérieuses ou complètement absurdes, les encouragements et les moments de complicité qui ont rythmé ces années.

Merci à toi Iris pour ces *coffee dates* à Verdun, et pas merci pour ton entraînement de natation d'Ironman... Ah non, pardon, de *half Ironman, because you're only half crazy*.

Je remercie ma famille pour m'avoir soutenue autant que cela lui était possible. Un merci tout particulier à Amélie, pour ces échanges écrits sans limite de mots, pour ta patience inépuisable face à mes plaintes et pour ton soutien sans faille. Merci d'être la sœur que la nature ne m'a pas donnée.

Je remercie Peluche pour toutes les séances de ronronthérapie généreusement offertes au fil de ces années.

Enfin, un incommensurable merci à celui qui partage ma vie depuis maintenant plus de cinq ans, Aïman. Merci d'avoir célébré chacun de mes accomplissements, mêmes les plus petits, comme s'ils étaient extraordinaires. Merci d'avoir été présent à chaque étape de ce parcours, dans les moments de joie comme dans les périodes les plus difficiles. Avec toi j'ai le sentiment de pouvoir tout traverser. Tu rends mon quotidien plus doux et toutes mes perspectives plus lumineuses. J'ai hâte de continuer à construire notre vie ensemble. Je t'aime.

À Élina,

« Ce récit serait donc celui d'une traversée périlleuse, jusqu'au port de l'écriture. Et, en définitive, la démonstration édifiante que, ce qui compte, ce n'est pas ce qui arrive, c'est ce qu'on fait de ce qui arrive. »

Annie Ernaux, Mémoire de fille

Développement d'une méthode de calibrage pour l'analyse du mouvement tridimensionnel du genou à la marche en utilisant le KneeKG et des capteurs inertiels

Camille DI FALCO

RÉSUMÉ

La genougraphie est une technologie développée au Laboratoire d'Innovation Ouverte en technologie de la santé (LIO) permettant d'identifier et de quantifier des marqueurs biomécaniques dynamiques liés au mouvement tridimensionnel du genou à la marche. Elle repose sur l'utilisation du KneeKG (Emovi Inc., Canada), un dispositif réduisant jusqu'à six fois les artéfacts de mouvement cutané par rapport à des marqueurs sur la peau, couplé à un système de capture de mouvement optoélectronique et à une méthode de calibrage fonctionnelle. Bien que la capture de mouvement optique soit la référence pour l'analyse cinématique des membres inférieurs, elle présente des contraintes importantes en termes de coût, d'infrastructure et de portabilité qui limitent son déploiement clinique à grande échelle. Les capteurs inertiels et magnétiques (MIMUs) constituent une alternative prometteuse, offrant un coût abordable, une grande portabilité et un champ d'acquisition plus large. Toutefois, leur utilisation clinique reste limitée, notamment en raison de la variabilité des méthodes de calibrage et de la précision insuffisante de l'estimation de la cinématique articulaire dans les plans frontal et transversal. L'objectif général de cette thèse est de développer et valider une méthode de calibrage pour l'analyse tridimensionnelle de la cinématique du genou à la marche à l'aide du KneeKG et de MIMUs.

La première étude utilisant les capteurs MIMU a constitué le point de départ analytique de la démarche. Avant de développer une nouvelle méthode de calibrage, il est apparu pertinent d'examiner en profondeur une méthode à double posture existante afin d'en identifier les limites. Cette étude a évalué la sensibilité de la cinématique tridimensionnelle du genou à la variation de la position du membre inférieur lors de la seconde posture de calibrage chez dix participants sains. Les résultats ont montré qu'une déviation de la jambe hors du plan sagittal lors du calibrage influence la cinématique estimée du genou, principalement dans les plans frontal et transversal, l'angle d'adduction/abduction étant le plus affecté. De plus, une déviation croissante lors du positionnement de la jambe hors du plan sagittal ne conduit pas nécessairement à une erreur cinématique croissante, en raison de la variabilité de l'orientation relative tibia-fémur entre participants et entre conditions. Ces résultats ont permis d'identifier le phénomène d'interférence induit par une définition imprécise du plan sagittal comme source partielle des erreurs dans les plans frontal et transverse rapportées dans la littérature, et ont orienté les études subséquentes vers une approche de calibrage fonctionnel. Plutôt que de s'appuyer sur des postures statiques pour définir le plan sagittal, l'approche retenue consiste à construire les axes longitudinaux fémoral et tibial à partir de l'estimation de la position des centres articulaires de la hanche, du genou et de la cheville, obtenue à partir de mouvements fonctionnels.

La construction de ces axes longitudinaux requiert en premier lieu une estimation précise des centres articulaires. La deuxième étude s'est donc portée sur l'identification de la configuration optimale de MIMU(s) et de mouvement fonctionnel pour l'estimation du centre articulaire de la hanche (HJC), première étape vers la définition des systèmes de coordonnées anatomiques fémoral et tibial. Vingt participants sains ont réalisé cinq mouvements fonctionnels issus de la littérature, en faisant varier le nombre de MIMUs par segment (un ou deux) ainsi que la prise en compte du mouvement pelvien en complément du mouvement fémoral. La configuration optimale, reposant sur un seul MIMU fémoral lors d'un mouvement de circumduction, a permis d'obtenir la meilleure estimation du HJC, démontrant qu'une instrumentation minimale peut suffire pour une estimation de ce centre articulaire.

Une étape méthodologique intermédiaire a mis en évidence un désalignement des repères de référence propres à chaque MIMU, dans lesquels leur orientation respective est exprimée. Une solution basée sur la réestimation de l'orientation des MIMUs à l'aide d'un filtre *Attitude and Heading Reference System* (AHRS), paramétré sur un essai de référence et appliqué uniformément à l'ensemble des capteurs et des essais, a permis de corriger ce désalignement et d'assurer la cohérence des repères de référence entre MIMUs.

La troisième étude a proposé et validé une méthode de calibrage inertiel pour l'estimation de la cinématique tridimensionnelle du genou à la marche à l'aide de MIMUs. S'appuyant sur les résultats des études précédentes, cette méthode repose sur l'estimation des centres articulaires de la hanche, du genou et de la cheville pour construire les axes longitudinaux fémoral et tibial, et sur l'identification d'une posture neutre du genou à partir de mouvements fonctionnels. Vingt participants sains ont été instrumentés avec le KneeKG équipé de cinq MIMUs, et le mouvement fonctionnel optimal ainsi que la configuration minimale de MIMUs ont été identifiés pour l'estimation de chacun des trois centres articulaires. La configuration optimale retenue, reposant sur un seul MIMU fémoral et un seul MIMU tibial, a été utilisée pour calculer la cinématique du genou à la marche sur tapis roulant et la comparer au système optoélectronique de référence. Les erreurs quadratiques moyennes (RMSE) obtenues étaient inférieures au seuil clinique de 5° dans les trois plans anatomiques, et inférieures à 2.5° après suppression du décalage inter-systèmes moyen, un niveau de précision jugé cliniquement acceptable, démontrant le potentiel clinique de la méthode proposée.

L'ensemble de ces travaux contribue au développement d'une méthode de calibrage inertiel cliniquement applicable pour l'analyse du mouvement du genou. À long terme, une telle approche permettra une analyse ambulatoire de la marche en conditions écologiques, facilitant la détection précoce des pathologies du genou et l'optimisation de leur prise en charge en réadaptation. Elle contribuera également à réduire les coûts du système de genougraphie et à favoriser son adoption à plus grande échelle par la communauté clinique, améliorant ainsi la qualité de vie des patients atteints de pathologies du genou telles que la gonarthrose.

Mots-clés : genougraphie, KneeKG, capteurs inertiels, calibrage, centres articulaires, cinématique du genou, gonarthrose

Development of a Calibration Method for Three-Dimensional Knee Kinematics Assessment during Gait using the KneeKG System and Inertial Measurement Units

Camille DI FALCO

ABSTRACT

Knee kinesiology is a technology developed at the Laboratoire d'Innovation Ouverte (LIO) to identify and quantify dynamic biomechanical markers of three-dimensional knee motion during gait. The technology is built around the KneeKG system (Emovi Inc., Canada), a device that reduces soft-tissue artifacts by up to six-fold compared to skin-mounted markers, paired with an optoelectronic motion capture system and a functional calibration procedure. While optoelectronic systems remain the gold standard for lower limb kinematic analysis, their cost, infrastructure requirements and limited portability hinder widespread clinical use. Magnetic and inertial measurement units (MIMUs) represent a promising alternative, offering affordable cost, high portability and a broader acquisition field. However, their clinical use remains limited, primarily due to the lack of a standardized calibration approach and insufficient accuracy in the frontal and transverse planes. The goal of this thesis is to develop and validate a MIMU-based calibration method for three-dimensional knee kinematics assessment during gait using the KneeKG system.

The first study constituted the analytical starting point of the research. Prior to developing a new calibration method, we examined an existing double-pose calibration method in depth to identify its limitations. Specifically, we examined the sensitivity of three-dimensional knee kinematics to variations in lower limb positioning during the second posture of a double-pose calibration method, in ten healthy participants. A leg deviation from the sagittal plane when performing the second calibration posture was found to affect knee kinematics primarily in the frontal and transverse planes, with adduction/abduction being the most sensitive. Importantly, larger deviations of the leg from the sagittal plane during the second calibration posture did not systematically produce larger errors, owing to inter-individual variability in tibia-femur relative orientation across conditions. These findings identified the crosstalk phenomenon, induced by an imprecise definition of the sagittal plane, as a partial source of the frontal and transverse plane errors reported in the literature, and directed subsequent studies toward a functional calibration approach. Rather than relying on static postures, the approach developed in this thesis constructs femoral and tibial longitudinal axes from the estimated positions of the hip, knee and ankle joint centers, obtained from functional movements.

Accurate joint center estimation is therefore a prerequisite. The second study focused on identifying the optimal MIMU configuration and functional movement for hip joint center (HJC) estimation, as the first building block of the femoral anatomical coordinate system. Twenty healthy participants performed five functional movements drawn from the literature, with varying numbers of MIMUs per segment (one or two) and with or without inclusion of pelvic motion alongside femoral motion. The optimal configuration relied on a single femoral

MIMU during a circumduction movement, yielding the most accurate HJC estimates and demonstrating that minimal sensor instrumentation can achieve clinically acceptable joint center localization.

Before the final calibration method could be implemented, an intermediate methodological issue required attention: a misalignment between the individual reference frames in which each MIMU expresses its orientation. Left uncorrected, this misalignment propagates into joint angle estimates. The issue was resolved by re-estimating MIMU orientations from raw inertial data using an Attitude and Heading Reference System (AHRS) filter, tuned on a carefully selected reference trial and applied consistently across all sensors and sessions.

The third and final study brought these contributions together into a complete sensor-to-segment calibration (SSC) procedure for three-dimensional knee kinematics assessment during gait. The method estimates hip, knee and ankle joint centers to define femoral and tibial longitudinal axes, as well as a neutral knee posture through functional movements. Twenty healthy participants were instrumented with the KneeKG equipped with five MIMUs. For each joint center, the optimal movement and minimal sensor configuration were identified. The resulting two-MIMU setup, consisting of one femoral and one tibial MIMU, was then used to assess knee kinematics during treadmill walking against the optoelectronic reference. Root mean square errors (RMSE) remained below the 5° clinical threshold across all three anatomical planes, and fell below 2.5° after removal of the mean inter-system offset, demonstrating a clinically acceptable level of accuracy.

Together, these studies contribute to the development of a clinically applicable inertial calibration method for knee motion analysis. In the long term, such an approach would enable ambulatory gait assessment in real-world settings, facilitating early detection of knee pathologies and optimization of their rehabilitation management. It would also contribute to reducing the instrumentation and infrastructure requirements of knee kinesiology, supporting its broader adoption by the clinical community and ultimately improving the quality of care for patients with knee conditions such as osteoarthritis.

Keywords: knee kinesiology, KneeKG, inertial measurement units (IMUs), sensor-to-segment calibration (SSC), joint centers, knee kinematics, knee osteoarthritis

TABLE DES MATIÈRES

INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LITTÉRATURE	7
1.1 Anatomie du genou et arthrose	7
1.1.1 Terminologie	7
1.1.2 Fonction et description	8
1.1.3 Arthrose	10
1.2 Cinématique tridimensionnelle du genou à la marche	10
1.2.1 Axes fonctionnels du genou	11
1.2.2 Cinématique normative du genou à la marche	13
1.2.3 Cycle de marche	14
1.3 Genougraphie	15
1.3.1 Le KneeKG	15
1.3.2 Système optoélectronique	17
1.3.3 Calibrage optoélectronique clinique	18
1.3.4 Marqueurs biomécaniques	19
1.4 Capteurs inertiels	21
1.4.1 Architecture et principes de mesure	21
1.4.2 Algorithmes de fusion et estimation de l'orientation	22
1.5 Méthodes de calibrage des systèmes inertiels	24
1.5.1 Positionnement technique des capteurs inertiels	25
1.5.2 Calibrage postural	27
1.5.3 Calibrage fonctionnel	29
1.5.4 Méthodes sans calibrage explicite	31
1.6 Synthèse et problématique	37
CHAPITRE 2 OBJECTIFS DE RECHERCHE ET HYPOTHÈSES	41
CHAPITRE 3 MÉTHODOLOGIE ET MATÉRIEL	43
3.1 Capteurs inertiels utilisés	43
3.2 KneeKG	44
3.2.1 Versions du KneeKG	44

3.2.2	Position et orientation relatives des MIMUs par rapport aux triades de marqueurs	47
3.2.3	Pose du KneeKG sur le participant	48
3.3	Tapis roulant	49
3.4	Systèmes optoélectroniques et logiciels associés	50
CHAPITRE 4 SENSITIVITY ANALYSIS OF AN INERTIAL CALIBRATION METHOD: INFLUENCE OF LEG POSITION ON 3D KNEE KINEMATICS.....		53
4.1	Contexte et contribution.....	53
4.2	Abstract.....	54
4.3	Introduction.....	55
4.4	Methods.....	57
4.4.1	Participants	57
4.4.2	Instrumentation.....	57
4.4.3	Experimental protocol	58
4.4.4	Data processing	61
4.4.5	Data analysis	62
4.5	Results.....	63
4.6	Discussion	68
CHAPITRE 5 HIP JOINT CENTER ESTIMATION USING INERTIAL SENSORS: EFFECT OF SENSOR REDUNDANCY, MULTI-SEGMENT MOTION DATA, AND CALIBRATION MOVEMENT		71
5.1	Contexte et contribution.....	71
5.2	Abstract.....	72
5.3	Introduction.....	73
5.4	Methods.....	75
5.4.1	Participants	75
5.4.2	Instrumentation.....	75
5.4.3	Experimental protocol	76
5.4.4	Data processing	77
5.4.5	Data analysis	80
5.5	Results.....	82
5.6	Discussion	84

CHAPITRE 6	RÉESTIMATION DE L'ORIENTATION DES CAPTEURS INERTIELS	89
6.1	Contexte	89
6.2	Réestimation de l'orientation par filtre AHRS	93
6.3	Validation.....	95
6.4	Conséquences sur la dernière étude	96
CHAPITRE 7	SENSOR-TO-SEGMENT CALIBRATION PROCEDURE FOR 3D KINEMATICS ASSESSMENT USING INERTIAL SENSORS.....	99
7.1	Mise en contexte	99
7.2	Abstract	100
7.3	Introduction.....	100
7.4	Methods.....	102
7.4.1	Participants	102
7.4.2	Instrumentation.....	102
7.4.3	Experimental protocol.....	104
7.4.4	Data processing	104
7.4.4.1	MIMU orientation estimation	105
7.4.4.2	Joint center (JC) estimation	106
7.4.4.3	Anatomical coordinate system (CS) definition.....	109
7.4.4.4	3D knee kinematics computation.....	110
7.4.5	Data analysis	111
7.5	Results.....	113
7.6	Discussion	118
CHAPITRE 8	CALCUL DES MARQUEURS BIOMÉCANIQUES	121
8.1	Contexte et objectif.....	121
8.2	Marqueurs biomécaniques analysés.....	121
8.3	Méthode statistique	122
8.4	Résultats	123
8.5	Discussion	126
CHAPITRE 9	DISCUSSION GÉNÉRALE.....	129
9.1	Synthèse des travaux de recherche	129

9.2	Interprétation intégrée des résultats	131
9.3	Contributions originales et avantages cliniques de la méthode proposée.....	132
9.4	Limites	134
CHAPITRE 10	RECOMMANDATIONS, PERSPECTIVES ET RETOMBÉES CLINIQUES	137
CONCLUSION		139
ANNEXE I	MARQUEURS BIOMÉCANIQUES D’UN EXAMEN DE GENOUGRAPHIE.....	141
ANNEXE II	RÉSULTATS COMPLÉMENTAIRES	143
BIBLIOGRAPHIE		145

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1.1 Synthèse des méthodes de calibrage inertiel pour l'analyse de la cinématique du genou à la marche	34
Tableau 4.1 pMAD value for the four tested conditions and mean ROM for condition C0 for the three knee angles, averaged over all repetitions, walking trials and participants.	66
Tableau 5.1 Mean and Standard Deviation (Std) of error d for all MIMU combinations and each movement tested, averaged over all trials and participants. “2 Fem” refers to the use of both FemLat and FemAnt IMUs, while “2 Sacr” refers to the use of both SacrPlan and SacrIncl IMUs.....	82
Tableau 5.2 Mean and Standard Deviation (Std) of error ϑ for all MIMU combinations and each movement tested, averaged over all trials and participants. “2 Fem” refers to the use of both FemLat and FemAnt IMUs, while “2 Sacr” refers to the use of both SacrPlan and SacrIncl IMUs.....	84
Tableau 7.1 Mean and standard deviation (SD) of error $dHJC$ for the HJC across MIMU configurations and movement tasks. Values are averaged across all trials and participants. “2Fem” denotes the combined use of FemLat and FemAnt MIMUs, and “2Sacr” denotes the combined use of SacrIncl and SacrPlan MIMUs.....	114
Tableau 7.2 Mean and standard deviation (SD) of error ϑHJC for the HJC across MIMU configurations and movement tasks. Values are averaged across all trials and participants. “2Fem” denotes the combined use of FemLat and FemAnt MIMUs, and “2Sacr” denotes the combined use of SacrIncl and SacrPlan MIMUs.....	115
Tableau 7.3 Mean and standard deviation (SD) of errors $dKJC$ and ϑKJC for the KJC across MIMU configurations and movement tasks. Values are averaged across all trials and participants. “2Fem” denotes the combined use of FemLat and FemAnt MIMUs, and “Tib” refers to the tibial MIMU.....	116
Tableau 7.4 Mean $\pm$ standard deviation of errors $dAJC$ and ϑAJC for the AJC across movement tasks. Values are averaged across all trials and participants. “Tib” refers to the tibial MIMU.....	116

Tableau 7.5	Root mean square error (RMSE, °) between knee joint angle obtained from the optical system and those derived from the inertial system, computed over the mean gait cycle and separately for stance and swing phases. RMSE values are reported before offset correction (uncorrected) and after subtraction of the mean inter-system angular offset calculated independently for each knee angle (offset removed). Values are expressed as mean $\pm$ standard deviation across all participants.....	118
Tableau 8.1	Moyennes $\pm$ écarts-types des marqueurs biomécaniques mesurés par le système optoélectronique (Opto) et inertiel (Mimu), biais et écart-type des différences inter-systèmes, limites d'agrément à 95% et résultats des t-tests appariés.	124
Tableau 8.2	Coefficients de corrélation intraclasse à accord absolu (ICC(2,1) ; <i>two-way mixed, absolute agreement</i>) avec intervalle de confiance à 95 % pour chaque marqueur biomécanique.	125
Tableau 8.3	Pourcentages d'accord de classification clinique entre les systèmes optoélectronique et inertiel pour les marqueurs biomécaniques avec des seuils de classification connus.....	126

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1	Axes et plans anatomiques 8
Figure 1.2	Les six degrés de liberté du genou..... 12
Figure 1.3	Systèmes de coordonnées définis pour le tibia (gauche) et le fémur (droite) selon Grood et Suntay (1983)..... 13
Figure 1.4	Phases du cycle de marche 14
Figure 1.5	Harnais fémoral et plaque tibiale du KneeKG..... 16
Figure 1.6	Procédure de calibrage fonctionnelle et posturale de Hagemeister et al. (2005) pour la définition des SC anatomiques fémoral et tibial 19
Figure 1.7	Marqueurs biomécaniques extraits des courbes cinématiques du genou : flexion/extension (haut), adduction/abduction (milieu) et rotation tibiale externe/interne (bas) 20
Figure 1.8	Dispositif de calibrage à pointeurs mobiles pour l'identification des repères anatomiques 26
Figure 3.1	Capteurs inertiel Xsens MTw Awinda 44
Figure 3.2	Ancienne version du KneeKG 45
Figure 3.3	Système de fixation pour MIMU 46
Figure 3.4	Fixations pour MIMUs de la composante sacrale du KneeKG 46
Figure 3.5	Fixations pour MIMUs de la composante fémorale du KneeKG 47
Figure 3.6	Fixation pour MIMU de la composante tibiale du KneeKG 47
Figure 3.7	Tapis roulant AMTI..... 50
Figure 3.8	Caméra Polaris Spectra..... 50
Figure 3.9	Caméra Vicon T20-S 51
Figure 4.1	KneeKG system with two Xsens MIMU attached on each of the two parts 58

Figure 4.2	(A) Experimental setup composed of a T-block positioned 25 cm from inclined support. The middle of the participant's heel was marked on the T-block, and aligned with the slot corresponding to the sagittal plane of the participant; (B) standing upright for the calibration method of Palermo et al. (2014); (C) leg position corresponding to reference condition C0 (right) and condition C15 (left).	60
Figure 4.3	3D knee kinematics of four different participants, representing typical cases of knee angular displacement obtained for the five conditions tested. Among the ten participants, each figure depicts one participant representing the cases observed for one (A), three (B), five (C), and one (D) participants, respectively.	65
Figure 4.4	Correlation between pMAD for all three knee angles (from top to bottom: flexion/extension, adduction/abduction, and external/internal rotation) and femur AAD (A; left) or tibia AAD (B; right).	67
Figure 5.1	Sacral and femoral parts of the KneeKG, with MIMUs SacrIncl and SacrPlan attached to the sacral component, and FemAnt and FemLat attached to the femoral part.	76
Figure 6.1	Comparaison des angles articulaires du genou estimés par le système optique (bleu) et par les MIMUs (rouge). Le même calibrage clinique de Hagemeister et al. (2005) a été utilisé pour les deux systèmes. Sujet S003, 1 ^{er} essai de marche.	91
Figure 6.2	Composantes du quaternion d'orientation relative entre les repères de référence des MIMUs fémoral et tibial au cours de la session d'acquisition du participant S018	92
Figure 6.3	Composantes du quaternion d'orientation relative entre les repères de référence des MIMUs fémoral et tibial au cours de la session d'acquisition du participant S003	94
Figure 6.4	Composantes du quaternion d'orientation relative entre les repères de référence des MIMUs fémoral et tibial au cours de la session d'acquisition du participant S018 après réestimation de l'orientation avec le filtre AHRS.	96
Figure 7.1	Sacral, femoral, and tibial components of the KneeKG with their respective MIMUs: SacrIncl and SacrPlan (sacral), FemAnt and FemLat (femoral), and Tib (tibial).	103

Figure 7.2	Overview of the coordinate systems and quaternion transformations defined for the sacral (top) and femoro-tibial (bottom) components of the KneeKG system, including the marker clusters CS (MC-CS), MIMU CS (MIMU-CS), Vicon global CS (OG-CS), inertial global CS (IG-CS), and anatomical CS (Fem, Tib).....	105
Figure 7.3	Overview of the MIMU-based SSC procedure. The upper panel (A) summarizes the MIMU configurations and calibration movements evaluated for each JC estimation. The selected optimal combination (i.e., FemLat and Tib MIMUs, with StarArc, HighKnee, and ExtMax for HJC, KJC, and AJC estimation, respectively) is indicated in the middle panel. The lower panel (B) details the sequential steps of the SSC procedure applied to all participants. MFA: mean flexion axis; NKP: neutral knee position; IG-CS: inertial global coordinate system; MIMU-CS: MIMU local coordinate system.	109
Figure 7.4	Geometric illustration of the angular error θ_{JC} and the positional error d_{JC} for each JC (HJC, KJC, AJC). Solid and dashed lines represent the optical reference and MIMU-estimated longitudinal axes, respectively. Errors are exaggerated for clarity.....	113
Figure 7.5	Mean (solid lines) $\pm$ SD (shaded areas) 3D knee joint angles across all participants, obtained with the optical and inertial systems and their respective calibration procedures over the normalized gait cycle: flexion/extension (top), adduction/abduction (middle), and external/internal rotation (bottom). <i>Horizontal brackets with asterisks (*)</i> indicate gait cycle intervals where significant differences between systems were identified by SPM paired t-test ($\alpha = 0.05$). The inertial system results correspond to the selected FemLat-Tib MIMU configuration.....	117

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

AHRS	Système de référence d'attitude et de cap (<i>Attitude and Heading Reference System</i>)
AJC	Centre articulaire de la cheville (<i>Ankle Joint Center</i>)
ASIS	Épines iliaques antéro-supérieures (<i>Anterior Superior Iliac Spine</i>)
CGM	Modèle de marche conventionnel (<i>Conventional Gait Model</i>)
DDL	Degré(s) de liberté
ÉTS	École de Technologie Supérieure
HJC	Centre articulaire de la hanche (<i>Hip Joint Center</i>)
ICC	Coefficient de corrélation intra-classe (<i>Intraclass Correlation Coefficient</i>)
IMU	Capteur inertielle (<i>Inertial Measurement Unit</i>)
ISB	Société internationale de biomécanique (<i>International Society of Biomechanics</i>)
JC	Centre articulaire (<i>Joint Center</i>)
KJC	Centre articulaire du genou (<i>Knee Joint Center</i>)
LCA	Ligament croisé antérieur
LCP	Ligament croisé postérieur
LIO	Laboratoire d'Innovation Ouverte
MAV	Variabilité absolue moyenne (<i>Mean Absolute Variability</i>)
MIMU	Capteurs inertielle et magnétique (<i>Magnetic and Inertial Measurement Unit</i>)
RMSD	Différence quadratique moyenne (<i>Root Mean Square Difference</i>)
RMSE	Erreur quadratique moyenne (<i>Root Mean Square Error</i>)
SC	Système de coordonnées

SFA Algorithme de fusion (*Sensor Fusion Algorithm*)

INTRODUCTION

L'arthrose du genou, ou gonarthrose, constitue l'une des principales causes d'incapacité fonctionnelle chez l'adulte à l'échelle mondiale. Au Canada, elle touche près de 3.9 millions de personnes âgées de 20 ans et plus, soit 13.6% de cette tranche de la population, avec une prévalence croissante liée au vieillissement démographique et à l'augmentation de l'obésité (Agence de santé publique du Canada, 2020). Sur le plan clinique, cette pathologie se manifeste par une douleur articulaire progressive, une raideur et une limitation fonctionnelle, qui altèrent considérablement la qualité de vie des personnes atteintes.

Les méthodes diagnostiques conventionnelles, telles que la radiographie, permettent d'évaluer les aspects structuraux de l'articulation, mais restent insensibles aux modifications fonctionnelles et dynamiques du genou. Or, il est aujourd'hui bien établi que la gonarthrose induit des altérations cinématiques significatives lors de la marche (Andriacchi et al., 2004 ; Baliunas et al., 2002 ; Ismailidis et al., 2021). Celles-ci sont quantifiables par le biais de marqueurs cinématiques extraits du patron de marche d'un participant, et qui constituent des indicateurs objectifs de la progression de la maladie et de la réponse aux traitements conservateurs ou chirurgicaux, ce qui justifie le développement d'outils d'analyse du mouvement tridimensionnel du genou accessibles dans un contexte clinique.

C'est dans cette optique que le Laboratoire d'Innovation Ouverte (LIO) de l'École de Technologie Supérieure (ÉTS) a développé l'approche de la genougraphie, un examen clinique reposant sur l'utilisation du KneeKG (Emovi Inc., Montréal, Canada). Le KneeKG est un dispositif permettant de réduire jusqu'à six fois les artéfacts de mouvement des tissus mous (Ganjikia, Duval, Yahia, & de Guise, 2000), qui constituent un facteur majeur d'erreur des systèmes non invasifs de mesure de la cinématique articulaire. Couplé à un système optoélectronique et à un protocole de calibrage clinique standardisé (Emovi Inc., 2020 ; Hagemester et al., 2005), le KneeKG permet le calcul répétable de la cinématique tridimensionnelle du genou à la marche, et donc l'extraction de marqueurs biomécaniques reproductibles et cliniquement interprétables à partir des courbes cinématiques ainsi obtenues.

Malgré son utilisation croissante dans les cliniques à travers le monde, l'examen de genougraphie reste tributaire d'un système optoélectronique, qui présente deux inconvénients majeurs : son coût élevé et la limitation des analyses au champ d'acquisition des caméras.

Les capteurs inertiels (IMU, *Inertial Measurement Unit*) représentent une alternative prometteuse pour surmonter ces contraintes. Légers, peu coûteux, portables et utilisables en dehors des laboratoires, les IMUs permettent la capture du mouvement en conditions écologiques, c'est-à-dire dans des environnements de vie réelle (Al-Amri et al., 2018 ; Picerno, 2017 ; Weygers et al., 2020). L'intérêt croissant de la communauté scientifique pour ces technologies se reflète dans les recommandations officielles récemment publiées par la Société Internationale de Biomécanique (ISB, *International Society of Biomechanics*) (Cereatti et al., 2024). Toutefois, l'utilisation des IMUs pour quantifier la cinématique tridimensionnelle du genou soulève une problématique fondamentale : celle de la définition des systèmes de coordonnées (SC) anatomiques des segments osseux à partir desquels les angles articulaires du genou peuvent être calculés. Cette étape, désignée sous le terme de calibrage, consiste à établir la relation d'orientation entre les axes locaux de chaque IMU et les axes anatomiques du segment osseux auquel il est rattaché.

Les méthodes de calibrage inertiel proposées dans la littérature peuvent être regroupées en trois grandes familles : les méthodes de positionnement technique, les méthodes posturales et les méthodes fonctionnelles. Les méthodes de positionnement technique reposent sur le positionnement physique des capteurs, soit en les alignant visuellement avec les axes anatomiques du segment (Favre et al., 2006), soit à l'aide de dispositifs de calibrage dédiés munis de pointeurs ciblant des repères anatomiques, permettant ainsi d'aligner le boîtier du capteur avec ces axes (Picerno, Cereatti, & Cappozzo, 2008). Les méthodes posturales, qui reposent sur des postures statiques prédéfinies pour définir les SC anatomiques à partir de la direction de l'accélération de la pesanteur, présentent l'avantage d'une grande simplicité de mise en œuvre et d'une facilité d'application en contexte clinique (Palermo, Rossi, Marini, Patanè, & Cappa, 2014 ; Robert-Lachaine, Parent, Fuentes, Hagemeister, & Aissaoui, 2020). Elles ont démontré une bonne précision pour l'estimation de la cinématique du genou dans le

plan sagittal (flexion/extension), mais leurs performances restent insuffisantes dans les plans frontal et transverse, ce qui restreint leur utilisation pour une analyse tridimensionnelle complète du genou (Robert-Lachaine et al., 2020). Les méthodes fonctionnelles, qui reposent sur des mouvements actifs ou passifs du participant pour définir les SC anatomiques, offrent généralement une meilleure précision dans les trois plans, mais leur complexité de mise en œuvre et leur sensibilité à la qualité d'exécution du mouvement de calibrage représentent des obstacles à leur déploiement clinique systématique (Favre, Aissaoui, Jolles, de Guise, & Aminian, 2009 ; Nazarahari, Noamani, Ahmadian, & Rouhani, 2019). Malgré les nombreux travaux dans ce domaine, aucune méthode n'avait, au début de ce projet de doctorat, proposé une approche de calibrage inertiel s'inspirant directement du protocole optoélectronique de référence utilisé en clinique avec le KneeKG. En particulier, aucune n'avait intégré l'estimation des centres articulaires (JC, *Joint Center*) du membre inférieur pour la construction des axes longitudinaux des segments fémoral et tibial, pourtant au cœur des méthodes de calibrage des systèmes optoélectroniques (A. Cappozzo, Catani, Croce, & Leardini, 1995 ; Ge Wu et al., 2002).

C'est pour répondre à cette lacune que s'inscrit la présente thèse, dont l'objectif principal est de développer une méthode de calibrage pour l'analyse du mouvement tridimensionnel du genou à la marche en utilisant le KneeKG et des IMUs. Cet objectif se décline en trois sous-objectifs spécifiques, chacun ayant donné lieu à une étude publiée ou soumise pour publication. Le premier sous-objectif vise à évaluer en profondeur les limites d'une méthode de calibrage postural existante (Palermo et al., 2014) en examinant la sensibilité de la cinématique tridimensionnelle du genou à la variation de la position du membre inférieur lors de l'une des deux postures statiques de calibrage. Cette analyse préliminaire a permis de caractériser les mécanismes par lesquels une imprécision lors de la réalisation de la posture de calibrage engendre des erreurs dans les plans frontal et transverse, en particulier par le phénomène de *crosstalk*. Elle a ainsi fourni les fondements scientifiques et la justification méthodologique du développement d'une nouvelle approche de calibrage. Cette première étude a été publiée dans le journal *Gait & Posture*.

Le deuxième sous-objectif consiste à déterminer la méthode optimale d'estimation du centre articulaire de la hanche (HJC, *Hip Joint Center*) à partir d'IMUs, en évaluant l'effet de la redondance des capteurs, de l'intégration de données de plusieurs segments anatomiques (sacrum et fémur), et du type de mouvement fonctionnel réalisé. L'estimation précise du HJC constitue en effet un prérequis fondamental à la construction d'axes longitudinaux fémoral et tibial anatomiquement représentatifs, lesquels forment la première étape de la méthode de calibrage développée dans cette thèse. Cette deuxième étude a été soumise à la revue *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, et a également donné lieu à une publication dans le *Multidisciplinary Biomechanics Journal* dans le cadre du 50e congrès de la Société de Biomécanique.

Le troisième sous-objectif est de développer et de valider une nouvelle méthode de calibrage inertiel permettant de construire des SC anatomiques fémoral et tibial dont les axes soient les plus colinéaires possibles à ceux issus du calibrage de référence de Hagemeister et al. (2005). S'inspirant directement de cette référence clinique, la méthode proposée repose sur l'estimation des JCs de la hanche, du genou et de la cheville pour définir les axes longitudinaux des segments osseux, puis sur l'identification d'un axe moyen de flexion moyen et d'une posture neutre du genou pour compléter la construction des SC anatomiques fémoral et tibial. Cette troisième étude a été soumise au journal *Journal of Biomechanics*.

La présente thèse est structurée comme suit. Le CHAPITRE 1 présente une revue de la littérature couvrant l'anatomie et la biomécanique du genou, le système KneeKG et son protocole de calibrage clinique, ainsi que les principes de fonctionnement des capteurs inertiels et les principales familles de méthodes de calibrage développées pour leur utilisation en analyse du mouvement du genou. Le CHAPITRE 2 expose les objectifs de recherche et les hypothèses associées à chacune des trois études. Le CHAPITRE 3 décrit les éléments principaux de matériel et de méthodologie des différentes études, incluant systèmes de mesure utilisés, les versions du KneeKG. Le CHAPITRE 4 présente la première étude, portant sur l'analyse de sensibilité de la méthode de calibrage postural de Palermo et al. (2014) à la position du membre inférieur lors de la posture de calibrage. Le CHAPITRE 5 présente la deuxième étude, dédiée à l'estimation du HJC avec des IMUs. Le CHAPITRE 6 décrit une

étape méthodologique intermédiaire, relative à la mise en évidence d'un désalignement des repères de référence des IMUs et à la solution développée pour y remédier, i.e. la réestimation de l'orientation des MIMUs avec un filtre AHRS (*Attitude and Heading Reference System*). Le CHAPITRE 7 présente la troisième étude, décrivant la nouvelle méthode de calibrage inertiel développée et sa validation sur des participants sains lors de la marche sur tapis roulant. Le CHAPITRE 8 évalue la capacité de cette méthode de calibrage inertielle à calculer de manière équivalente les marqueurs biomécaniques clinique utilisés en pratique pour le suivi de la gonarthrose, en les comparants à ceux obtenus avec le système optoélectronique de référence. Enfin, le CHAPITRE 9 propose une discussion générale synthétisant l'ensemble des résultats, et présentant les limites et les perspectives de recherche.

CHAPITRE 1

REVUE DE LITTÉRATURE

1.1 Anatomie du genou et arthrose

Le développement d'une méthode de calibrage inertiel pour l'analyse du mouvement du genou s'inscrit dans un contexte clinique précis. Pour en saisir la pertinence, il est nécessaire de comprendre d'abord la mécanique de cette articulation et les conséquences fonctionnelles de l'arthrose sur son fonctionnement. Cette section pose ainsi les bases anatomiques et cliniques sur lesquelles repose l'ensemble de la démarche de recherche présentée dans cette thèse.

1.1.1 Terminologie

En biomécanique, les mouvements du corps humain sont décrits par rapport à un système de référence anatomique composé de trois axes et trois plans orthogonaux (Figure 1.1). L'axe longitudinal est orienté verticalement le long du corps, l'axe antéro-postérieur est horizontal et traverse le corps d'arrière en avant, et l'axe transverse (ou médio-latéral) est perpendiculaire aux deux précédents axes et orienté de gauche à droite du sujet (Winter, 2009). Chacun de ces axes étant normal au plan qu'il définit, ils déterminent respectivement le plan transverse, le plan frontal et le plan sagittal, ce dernier divisant le corps en deux hémicorps symétriques gauche et droit. La localisation des structures anatomiques est quant à elle décrite à l'aide de six directions de référence : médiale ou latérale (vers ou à l'écart du plan sagittal), antérieure ou postérieure (vers l'avant ou l'arrière), et proximale ou distale (vers ou à l'écart du tronc le long d'un membre).

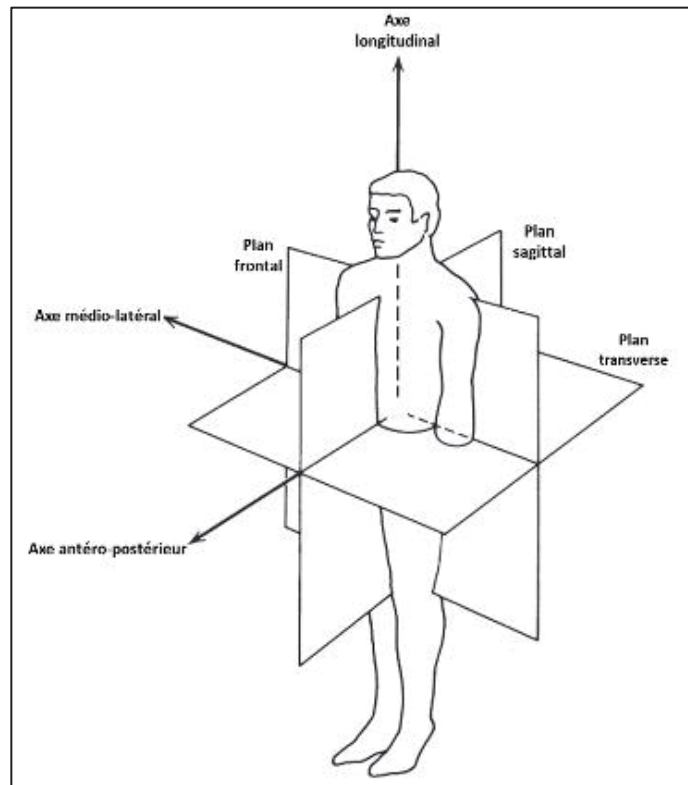


Figure 1.1 Axes et plans anatomiques

Adaptée de Winter (2009), reproduite avec la permission de John Wiley and Sons

1.1.2 Fonction et description

L'articulation du genou est la plus complexe de toutes les articulations du corps humain (Marieb & Hoehn, 2019, p. 304), assurant à la fois le support du poids du corps et la mobilité nécessaire à sa locomotion. Elle est composée de trois articulations : l'articulation fémoro-patellaire d'une part, située entre la patella (ou rotule) et la partie distale du fémur, et deux articulations fémoro-tibiales d'autre part, situées entre les condyles fémoraux et les ménisques médial et latéral respectivement, qui assurent la mise en charge du genou. Ces ménisques sont des cartilages en forme de croissant reposant sur le plateau tibial. Interposés entre les condyles fémoraux et les surfaces articulaires du tibia, ils augmentent la congruence de l'articulation et permettent aux condyles fémoraux de rouler et glisser sur le tibia durant le mouvement du genou.

Le genou est entouré d'une capsule articulaire, enveloppe fibreuse qui englobe l'ensemble de l'articulation et contribue à sa stabilité. Le fémur, le tibia et la patella sont reliés par des tissus conjonctifs résistants, les ligaments, qui permettent de stabiliser l'articulation et d'en guider les mouvements. L'articulation fémoro-patellaire comporte trois ligaments : le ligament patellaire et les rétinaculums patellaires médial et latéral disposés de part et d'autre de celui-ci, qui constituent les prolongements du tendon du muscle quadriceps fémoral. L'articulation fémoro-tibiale est stabilisée par six ligaments. Les ligaments collatéraux médial et latéral contraignent les mouvements d'adduction/abduction et de rotation externe/interne du genou. Les ligaments croisés antérieur (LCA) et postérieur (LCP), disposés en X dans la fosse intercondyloire du fémur, contrôlent quant à eux les translations antéropostérieures du tibia par rapport au fémur : le LCA s'oppose au déplacement antérieur du tibia et à l'hyperextension du genou, tandis que le LCP en prévient le déplacement postérieur. Enfin, les ligaments poplités arqué et oblique renforcent la capsule articulaire en sa partie postérieure (Marieb & Hoehn, 2019).

Le genou est actionné par trois groupes musculaires principaux. Le groupe antérieur est constitué du muscle quadriceps fémoral, composé de quatre chefs musculaires (le droit fémoral, le vaste médial, le vaste latéral et le vaste intermédiaire) dont les tendons fusionnent pour former le tendon quadricipital, qui s'insère sur la patella et se prolonge jusqu'à la tubérosité tibiale via le ligament patellaire. Le quadriceps est le principal muscle extenseur du genou. Le groupe postérieur est constitué des muscles ischio-jambiers, regroupant le biceps fémoral, le semi-membraneux et le semi-tendineux, qui sont les principaux fléchisseurs du genou. Enfin, le groupe postéro-latéral est constitué des muscles gastrocnémiens, qui contribuent à la flexion du genou tout en assurant la flexion plantaire de la cheville, ainsi que du muscle poplité, qui joue un rôle clé dans le déverrouillage du genou en extension par une rotation médiale du tibia (Marieb & Hoehn, 2019, p. 413-425).

1.1.3 Arthrose

L'arthrose représente l'une des principales causes d'incapacité chez les adultes. Contrairement à une idée longtemps répandue, l'arthrose n'est pas une simple maladie passive liée à l'usure des cartilages, mais un processus actif résultant d'un déséquilibre entre les mécanismes de réparation et de destruction des tissus articulaires (Hunter & Bierma-Zeinstra, 2019). Elle affecte l'ensemble des structures articulaires, incluant les tissus cartilagineux, osseux et mous qui composent l'articulation. Lorsqu'elle touche le genou spécifiquement, on parle de **gonarthrose**, qui constitue l'articulation la plus fréquemment atteinte par l'arthrose (Bauer et al., 2006). Sur le plan clinique, la douleur constitue le symptôme prédominant, accompagnée d'une raideur articulaire, d'une réduction de l'amplitude de mouvement et d'une limitation fonctionnelle progressive lors des activités de la vie quotidienne (Hunter & Bierma-Zeinstra, 2019). La sévérité de la gonarthrose est généralement évaluée par imagerie radiographique à l'aide de la classification de Kellgren et Lawrence (1957), adoptée par l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS) et comportant cinq grades allant du genou sain (grade 0) à l'arthrose sévère (grade 4).

Au Canada, environ 3.9 millions de personnes de 20 ans et plus, soit 13.6% de cette tranche de la population, vivent avec un diagnostic d'arthrose, avec une prévalence plus élevée chez les femmes (16.1%) que chez les hommes (11.1%) et augmentant avec l'âge (Agence de santé publique du Canada, 2020). Ces altérations biomécaniques se manifestent notamment par des modifications de la cinématique du genou à la marche, ce qui justifie le développement d'outils d'analyse du mouvement précis de cette articulation et accessibles en contexte clinique.

1.2 Cinématique tridimensionnelle du genou à la marche

Les méthodes diagnostiques classiques de la gonarthrose, telles la radiographie ou l'imagerie par résonance magnétique, ne fournissent pas d'informations objectives sur les aspects fonctionnels et dynamiques de l'articulation du genou. L'analyse biomécanique de la marche est ainsi devenue un outil complémentaire important pour l'évaluation de la gonarthrose, permettant d'obtenir des informations quantitatives sur le mouvement fonctionnel du genou (Medved, 2000). La cinématique tridimensionnelle du genou décrit le mouvement articulaire

selon les trois plans anatomiques : le plan sagittal (flexion/extension), le plan frontal (adduction/abduction) et le plan transverse (rotation tibiale externe/interne). Dans la littérature clinique orthopédique, les termes varus et valgus désignent respectivement une déviation du membre vers la ligne médiane et vers l'extérieur du corps dans le plan frontal, correspondant ainsi aux mouvements d'adduction et d'abduction tels que définis en biomécanique. Ces deux nomenclatures coexistent selon le contexte disciplinaire, la terminologie varus/valgus étant davantage utilisée en clinique tandis qu'adduction/abduction prévaut en biomécanique.

De nombreuses études ont en effet démontré que les paramètres cinématiques et cinétiques de la marche sont significativement modifiés par la gonarthrose (Andriacchi et al., 2004 ; Jackson, Wluka, Teichtahl, Morris, & Cicuttini, 2004). Comparativement à des adultes sains, les personnes atteintes de gonarthrose présentent notamment une vitesse de marche réduite, une longueur de pas diminuée, une réduction de la flexion du genou et une augmentation du moment d'adduction du genou (Baliunas et al., 2002 ; Ismailidis et al., 2021 ; McCarthy, Hodgins, Mor, Elbaz, & Segal, 2013 ; Zeni & Higginson, 2009). Des altérations dans les plans frontal et transverse ont également été rapportées, notamment un alignement en varus accru en phase d'appui et une augmentation de la rotation tibiale externe en phase d'appui unipodal chez les patients présentant une gonarthrose médiale (Gök, Ergin, & Yavuzer, 2002 ; Schmitt & Rudolph, 2007 ; Weidow, Tranberg, Saari, & Kärrholm, 2006). Ces altérations varient par ailleurs en fonction du sexe et de la sévérité de l'arthrose (Kiss, 2011). L'analyse cinématique tridimensionnelle du genou à la marche constitue donc un outil privilégié pour caractériser objectivement ces modifications fonctionnelles, justifiant l'intérêt de décrire les conventions et paramètres qui la définissent.

1.2.1 Axes fonctionnels du genou

Le mouvement tridimensionnel du genou ne peut être parfaitement décrit qu'à l'aide de six degrés de liberté (DDL) indépendants (Grood & Suntay, 1983). D'un point de vue clinique, ces six DDL se traduisent par trois rotations et trois translations entre le fémur et le tibia. Les trois rotations correspondent à la flexion/extension dans le plan sagittal, à l'adduction/abduction dans le plan frontal et à la rotation externe/interne dans le plan

transverse. Les trois translations correspondent quant à elles aux déplacements antéro-postérieur, médio-latéral et proximo-distal (Figure 1.2).

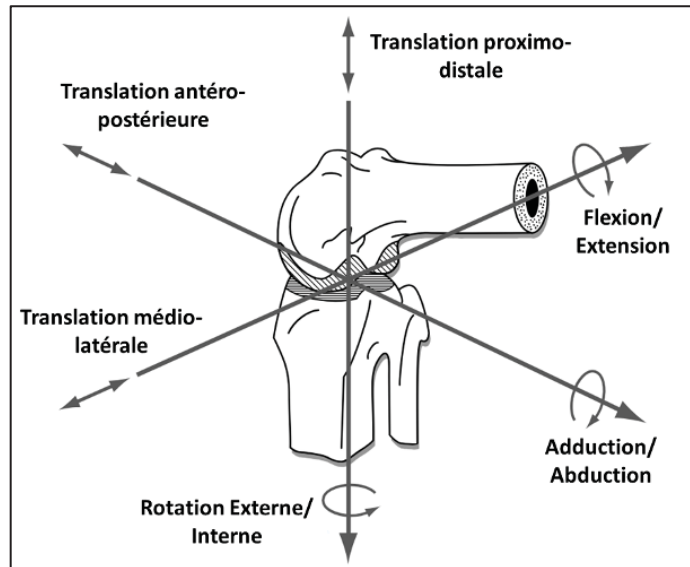


Figure 1.2 Les six degrés de liberté du genou

Adaptée de Komdeur, Pollo, & Jackson (2002) , reproduite avec la permission d'Informa UK Limited, trading as Taylor & Francis Group (<https://www.tandfonline.com>)

Pour décrire ces mouvements, Grood et Suntay (1983) proposent un système de coordonnées (SC) articulaire défini à partir de repères osseux identifiables sur chacun des segments fémoral et tibial (Figure 1.3). Pour le fémur, l'axe de flexion/extension est perpendiculaire au plan sagittal fémoral, dont la normale est obtenue par le produit vectoriel de l'axe mécanique fémoral et d'une ligne reliant les points les plus postérieurs des condyles fémoraux. L'axe mécanique fémoral est défini en reliant le centre de la tête fémorale et le point le plus distal de la surface postérieure du fémur à mi-distance entre les condyles fémoraux médial et latéral. Pour le tibia, l'axe de rotation interne/externe correspond à l'axe mécanique tibial, défini en reliant le point médian des éminences intercondylaires et le centre articulaire de la cheville. L'axe d'adduction/abduction, dit axe flottant, est quant à lui défini par produit vectoriel entre les deux axes fixes précédemment définis et n'est donc solidaire d'aucun des deux segments.

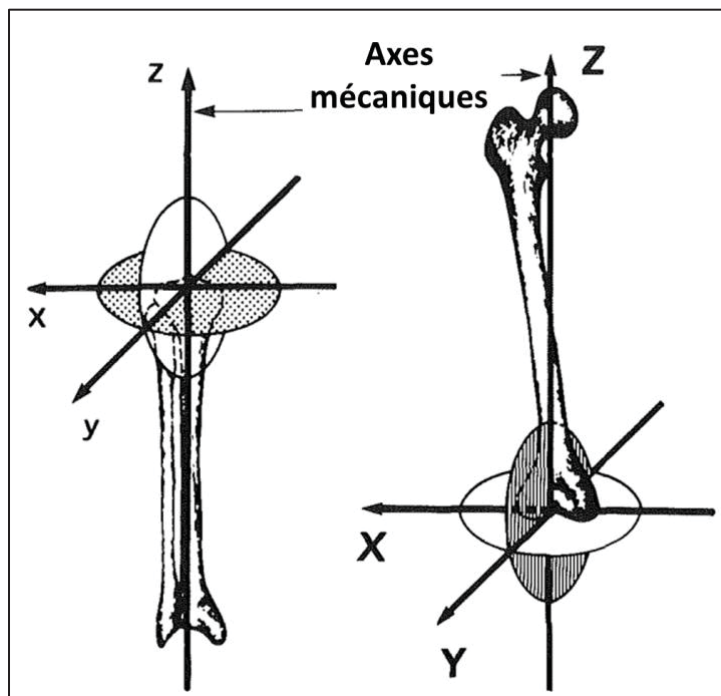


Figure 1.3 Systèmes de coordonnées définis pour le tibia (gauche) et le fémur (droite) selon Grood et Suntay (1983)

Adaptée de Grood et Suntay (1983), reproduite avec la permission de l'ASME

La définition rigoureuse de ces axes est déterminante pour obtenir une estimation précise de la cinématique tridimensionnelle du genou. En effet, lorsque les SC anatomiques ne sont pas correctement définis, une partie du mouvement de flexion/extension est transférée aux angles d'adduction/abduction et de rotation externe/interne, conduisant à une surestimation de ces angles. Ce phénomène, désigné par le terme d'interférence ou *crosstalk* en anglais (Freeman & Pinskerova, 2005 ; Piazza & Cavanagh, 2000 ; Reinschmidt et al., 1997), est particulièrement problématique dans un contexte clinique où la quantification précise de cinématique dans les plan frontal et transverse est essentielle pour la caractérisation de la gonarthrose.

1.2.2 Cinématique normative du genou à la marche

Lors de la marche, la flexion/extension constitue le mouvement dominant avec une amplitude totale d'environ 68° à 71° sur l'ensemble du cycle de marche (Chao, Laughman, Schneider, &

Stauffer, 1983). Les mouvements d'adduction/abduction et de rotation externe/interne sont d'amplitude nettement plus faible, avec des valeurs d'environ 10° dans chaque plan (Gaudreault, Hagemeister, Poitras, & de Guise, 2013). Bien que le mouvement de flexion/extension domine largement, la précision de l'évaluation clinique de la cinématique du genou requiert la capture simultanée des trois composantes rotationnelles, notamment pour détecter les altérations dans les plans frontal et transverse associées à la gonarthrose.

1.2.3 Cycle de marche

La marche est un mouvement cyclique et répétitif par lequel le corps se propulse vers l'avant tout en maintenant sa stabilité (Perry, 1992). Un cycle de marche débute au moment où l'un des deux pieds entre en contact avec le sol, événement désigné par attaque du talon (*heel strike*) ou contact initial, et se termine lors du contact au sol consécutif du même pied. Chaque cycle se divise en deux phases : une phase d'appui, correspondant à la période durant laquelle le pied est en contact avec le sol, et une phase d'envol, correspondant à la période durant laquelle le pied est dans les airs pour permettre au membre d'avancer. Ces deux phases représentent respectivement environ 60% et 40% du cycle de marche (Perry, 1992) (Figure 1.4).

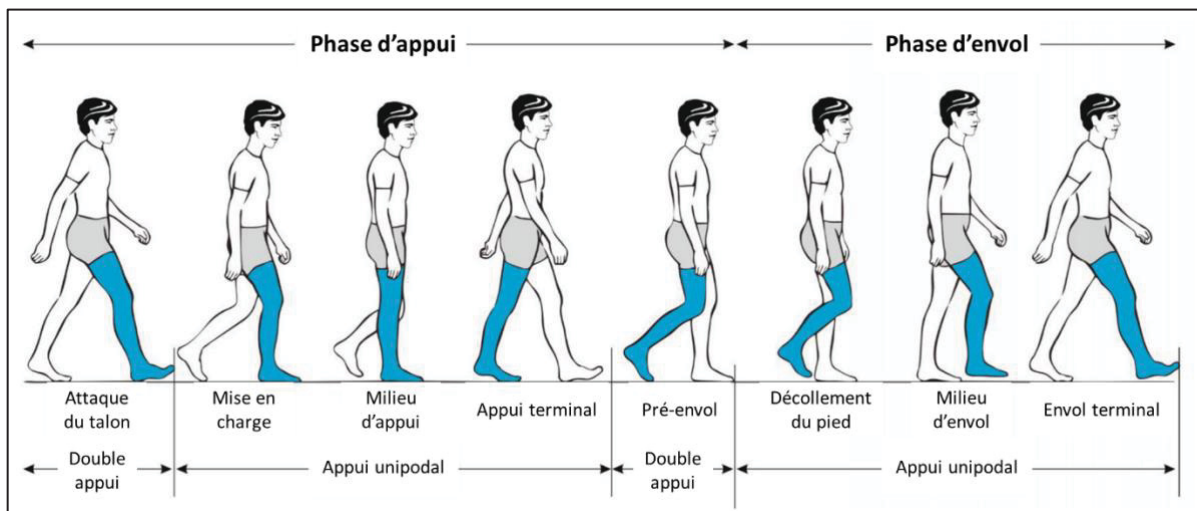


Figure 1.4 Phases du cycle de marche

Adaptée de Pirker & Katzenschlager (2016), sous licence CC BY 4.0
[\(http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/\)](http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/)

La phase d'appui se subdivise en trois intervalles distincts, définis par l'alternance entre les périodes de contact unipodal et bipodal avec le sol. Elle débute par un double appui initial (0-10%), durant lequel les deux pieds sont simultanément en contact avec le sol. Lui succède un appui unipodal (10-50%), durant lequel l'ensemble du poids corporel repose sur un seul membre inférieur. Les 20 premiers pourcents de la phase d'appui constituent la phase de chargement (*loading*), durant laquelle le membre inférieur absorbe les forces de réaction au sol. La phase d'appui se termine par un double appui (50-60%), initié par le contact au sol du pied controlatéral et se terminant par le décollement du pied ipsilatéral (*toe-off*), qui marque simultanément le début de la phase d'envol (60-100%). Durant cette phase, le membre inférieur avance vers une nouvelle position d'appui grâce à une flexion puis une extension progressive du genou, jusqu'au contact initial suivant (Perry, 1992).

1.3 Genougraphie

Ce travail de recherche s'inscrit dans le développement technologique et scientifique de la genougraphie, une approche développée par les chercheurs du LIO. La genougraphie repose sur un examen clinique permettant de quantifier le mouvement du genou à la marche et d'en extraire des marqueurs biomécaniques pertinents à la prise en charge de pathologies telles que l'arthrose. Contrairement aux outils diagnostiques conventionnels, tels que la radiographie, qui ne renseignent que sur l'alignement statique, la genougraphie fournit des données fonctionnelles en conditions de mise en charge, permettant de caractériser le comportement dynamique du genou lors des activités de la vie quotidienne (Favroul, Cagnin, Batailler, & Lustig, 2026).

1.3.1 Le KneeKG

L'examen de genougraphie repose sur l'utilisation du système KneeKG (Emovi Inc., Montréal, Canada), un dispositif médical de classe II homologué par la Food and Drug Administration (FDA) et Santé Canada (Favroul et al., 2026). Le système d'attache ajustable comprend trois composantes : une ceinture sacrale, un harnais fémoral et une plaque tibiale (Figure 1.5). Cette

conception en exosquelette a été développée dans le but de limiter les artéfacts de mouvement des tissus mous, principal facteur d'erreur des systèmes de mesure non invasifs du mouvement articulaire. Des études de validation fluoroscopique ont démontré que le système KneeKG réduit ces artéfacts d'un facteur de 4.3 à 6.2 en moyenne par rapport au placement direct de marqueurs sur la peau (Ganjikia et al., 2000). La précision des mesures cinématiques a par ailleurs été établie entre 0.4° et 2.3° pour les mesures rotationnelles et entre 1.1 et 2.4 mm pour les mesures translationnelles (Lustig, Magnussen, Cheze, & Neyret, 2012). Dans une comparaison de trois systèmes d'attache, le système d'attache du KneeKG s'est révélé être le plus stable dans les plans frontal et sagittal, bien qu'aucun système n'ait pu éliminer complètement les déplacements dans le plan transverse (Südhoff, Van Driessche, Laporte, de Guise, & Skalli, 2007). La fidélité intra- et inter-évaluateur du système a par ailleurs été établie sur quinze participants sains, avec des coefficients de corrélation intra-classe (ICC, *Intraclass Correlation Coefficient*) compris entre 0.88 et 0.94 pour les mouvements de flexion/extension, d'adduction/abduction et de rotation tibiale externe/interne, et ce indépendamment de l'observateur ayant effectué l'installation (Labbe, Hagemeister, Tremblay, & de Guise, 2008).

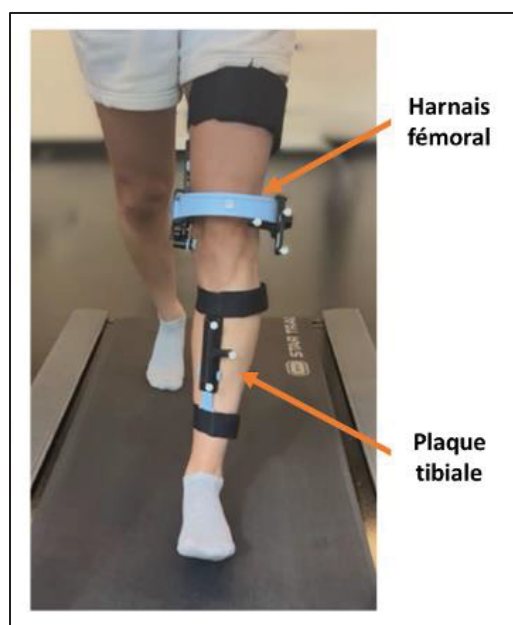


Figure 1.5 Harnais fémoral et plaque tibiale du KneeKG

Tirée de Favroul et al. (2026), sous licence CC BY

La pose du système d'attache du KneeKG est réalisée par un technicien formé selon un protocole standardisé (Emovi Inc., 2020). Les trois composantes du système sont installées en prenant appui sur des repères anatomiques précis afin de maximiser la stabilité du système et de minimiser les mouvements relatifs entre les composantes du KneeKG et les os sous-jacents. La référence pelvienne est fixée au niveau du bassin par une ceinture sacro-iliaque, la référence fémorale est maintenue à la cuisse par un harnais à arche inter-condylienne ajustable, et la référence tibiale est appliquée sur l'arête antéro-médiale du tibia par deux sangles positionnées de part et d'autre des muscles gastrocnémiens.

1.3.2 Système optoélectronique

Les systèmes de capture optoélectroniques constituent la méthode de référence pour l'analyse du mouvement, en raison de leur capacité à mesurer avec précision les déplacements tridimensionnels des segments corporels (Aurelio Cappozzo, Della Croce, Leardini, & Chiari, 2005). Les systèmes modernes affichent des erreurs moyennes d'estimation de la position des marqueurs inférieures à 0.5 mm, avec des erreurs maximales n'excédant pas 1.0 mm (Topley & Richards, 2020).

Ces systèmes reposent sur l'utilisation de marqueurs réfléchissants positionnés sur des repères anatomiques, dont la position est captée par un réseau de caméras disposées en périphérie du volume de mesure. Les marqueurs peuvent être actifs, auquel cas ils émettent eux-mêmes un rayonnement infrarouge, ou passifs, auquel cas ils réfléchissent le rayonnement émis par les caméras. Chaque caméra acquiert des images bidimensionnelles de la scène, et la reconstruction tridimensionnelle de la position des marqueurs est obtenue par triangulation à partir d'au moins deux caméras simultanément (Aurelio Cappozzo et al., 2005).

Dans le cas de la genougraphie, les marqueurs optiques réfléchissants sont fixés directement sur les composantes de l'exosquelette du KneeKG, sous forme de triades de marqueurs (*clusters*) fixées à chacune des trois composantes du système (Lustig et al., 2012). Cette configuration permet de suivre le mouvement de chaque segment osseux en supposant que l'exosquelette se déplace de manière solidaire avec le segment sous-jacent. La caméra

infrarouge utilisée en contexte clinique est la Polaris Spectra (Northern Digital Inc., Waterloo, Canada), qui capture la position des marqueurs à une fréquence de 60 Hz (Lustig et al., 2012).

1.3.3 Calibrage optoélectronique clinique

L'examen genougraphique implique la réalisation d'un **calibrage**, dont l'objectif est d'établir la relation spatiale entre les repères techniques (i.e. définis par les clusters de marqueurs réfléchissants fixés aux différentes composantes du KneeKG) et les repères anatomiques des os sous-jacents. Ce calibrage est une étape essentielle afin de pouvoir exprimer l'orientation relative du tibia par rapport au fémur dans un système de coordonnées physiologiquement interprétable (Hagemeister et al., 2005). Cette procédure se décompose en deux étapes principales.

La première étape vise à identifier les centres articulaires de la hanche, du genou et de la cheville. Le centre de la hanche (HJC, *Hip Joint Center*) est estimé par une méthode fonctionnelle (Siston & Delp, 2006) : un mouvement de circumduction est réalisé par le participant avec la jambe équipée du KneeKG, permettant de localiser le centre de rotation de la hanche. Le centre de la cheville (AJC, *Ankle Joint Center*) est défini comme le point médian entre les malléoles latérale et médiale, identifiées par un pointeur optoélectronique. Le centre du genou (KJC, *Knee Joint Center*) est quant à lui obtenu en projetant le point médian des épicondyles fémoraux perpendiculairement sur l'axe moyen de flexion/extension (Churchill, Incavo, Johnson, & Beynnon, 1998), estimé lors d'un mouvement actif de flexion/extension réalisé en position debout sans dépasser 60° de flexion. Ces trois centres articulaires sont ensuite reliés deux à deux afin de construire les axes longitudinaux des segments fémoral et tibial.

La seconde étape consiste à définir les repères anatomiques du fémur et du tibia selon une approche posturale. Pour ce faire, une position neutre du genou est identifiée lors de mouvements de flexion/extension de faible amplitude réalisés par le participant, au moment où les axes longitudinaux des segments fémoral et tibial sont le mieux alignés dans le plan sagittal, permettant ainsi de définir les axes antéropostérieurs et médio-latéraux des repères anatomiques de chaque segment (Hagemeister et al., 2005).

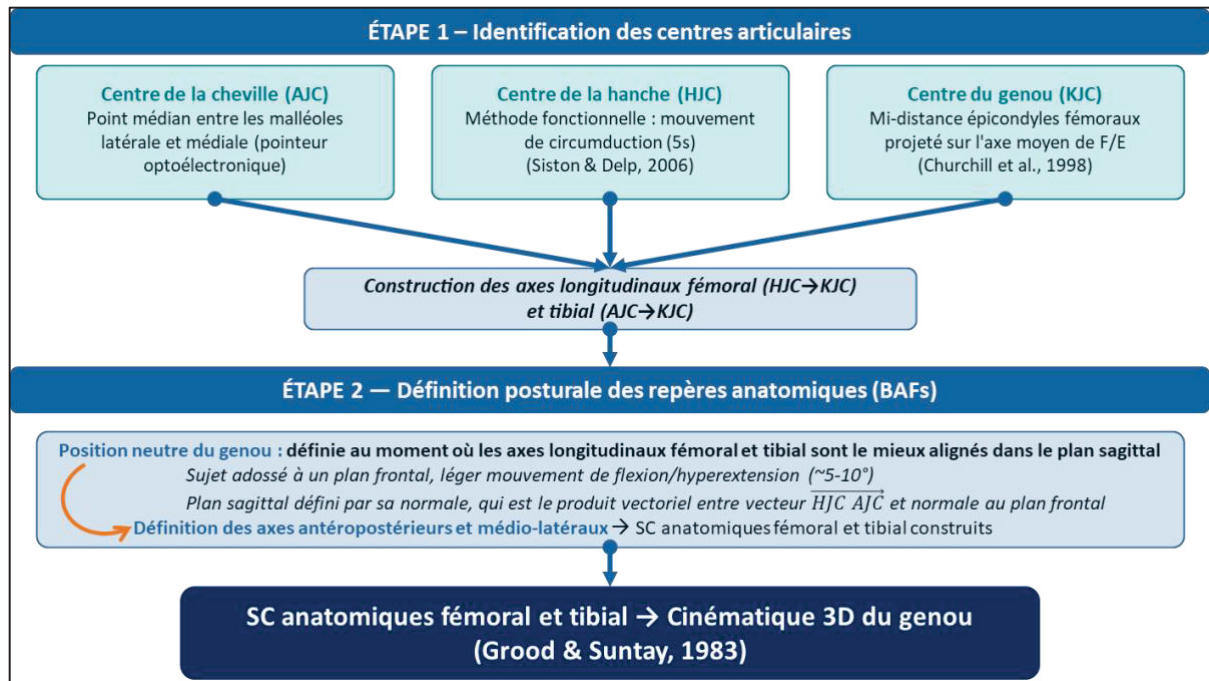


Figure 1.6 Procédure de calibrage fonctionnelle et posturale de Hagemeister et al. (2005) pour la définition des SC anatomiques fémoral et tibial

1.3.4 Marqueurs biomécaniques

La combinaison des trajectoires des marqueurs réfléchissants, repérées dans l'espace par la caméra infrarouge, et des repères anatomiques issus du calibrage permet d'exprimer le mouvement du tibia par rapport au fémur et de le décomposer en paramètres cinématiques tridimensionnels selon la convention de Grood & Suntay (1983), soit la flexion/extension, l'adduction/abduction et la rotation tibiale externe/interne. Pour chaque essai de marche de 45 secondes, les cycles sont délimités grâce à l'angle de flexion minimal, correspondant au moment du contact initial du talon avec le sol. Parmi l'ensemble des cycles enregistrés, les 15 cycles les plus répétables sont sélectionnés en minimisant la différence quadratique moyenne (RMSD, *Root Mean Square Difference*), puis moyennés afin d'obtenir un patron cinématique moyen représentatif de la marche du participant. Les cycles sont ensuite normalisés de 1% à 100% du cycle de marche. À partir de ces courbes cinématiques moyennes, des marqueurs biomécaniques sont extraits, correspondant à des valeurs caractéristiques survenant à des

instants spécifiques du cycle de marche, tels que les amplitudes maximales et minimales de chaque courbe angulaire ou encore des valeurs angulaires à des événements précis du cycle (Figure 1.7).

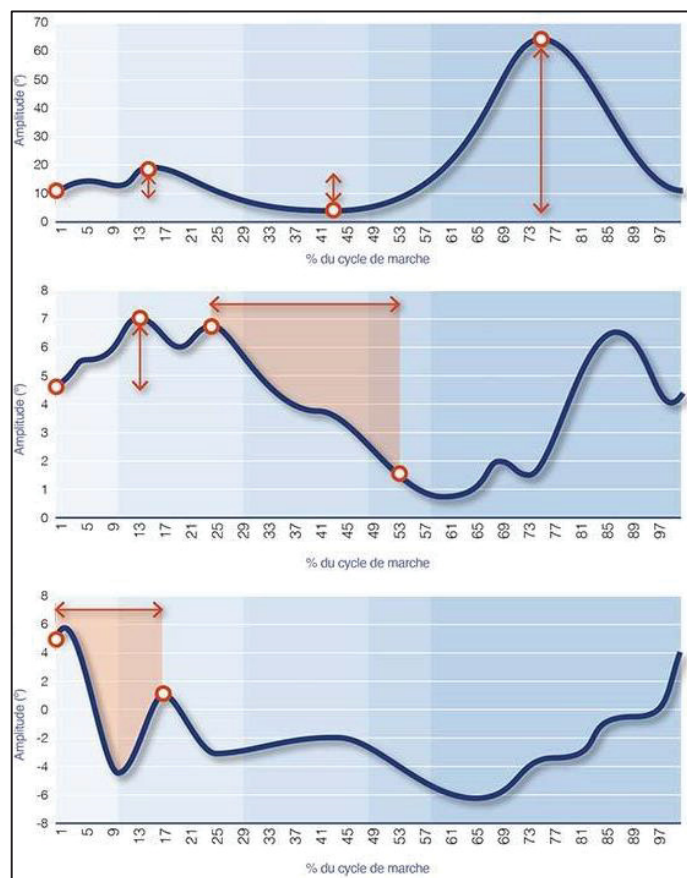


Figure 1.7 Marqueurs biomécaniques extraits des courbes cinématiques du genou : flexion/extension (haut), adduction/abduction (milieu) et rotation tibiale externe/interne (bas)

Tirée de <https://www.etsmtl.ca/actualites/biomarqueurs-mecaniques-evaluer-fonction-genou>, reproduite avec la permission de N. Hagemeister

Ces marqueurs permettent de caractériser de manière objective le comportement dynamique du genou dans les trois plans anatomiques et constituent la base du rapport généré à l'issue d'un examen clinique de genougraphie (Favroul et al., 2026). L'ensemble des marqueurs biomécaniques extraits des courbes cinématiques moyennes issues d'un examen genougraphique, ainsi que leur définition, sont présentés en ANNEXE I. Les seuils de

classification clinique permettant d'associer à chaque marqueur biomécanique un résultat (Négatif, Positif ou Positif+) en fonction de sa valeur ont été fournis par l'entreprise Emovi, partenaire de ce projet de recherche. Toutefois, ces seuils ne sont pas présentés dans cette thèse pour des raisons de confidentialité.

1.4 Capteurs inertiels

Si les systèmes optoélectroniques demeurent la référence en analyse du mouvement humain, leur utilisation est contrainte par des exigences infrastructurelles importantes, notamment la nécessité d'un laboratoire équipé et d'un espace de mesure délimité. Face à ces limitations, les IMUs s'imposent progressivement comme une alternative prometteuse (Al-Amri et al., 2018 ; Picerno, 2017). Leur coût abordable, leur taille réduite, leur portabilité et leur capacité à capturer le mouvement en dehors des environnements contrôlés de laboratoire en font des outils particulièrement adaptés à des évaluations cliniques et écologiques (Weygers et al., 2020). Témoinant de l'intérêt croissant de la communauté scientifique pour ces technologies, l'ISB leur a récemment consacré des recommandations officielles visant à standardiser les pratiques d'acquisition, de traitement et de rapport des données cinématiques articulaires afin d'en améliorer la reproductibilité et la comparaison entre études (Cereatti et al., 2024). Parmi les points saillants, ces recommandations soulignent l'importance de décrire explicitement la méthode de calibrage utilisée pour définir les repères anatomiques, de rapporter les caractéristiques des capteurs ainsi que le protocole de placement, et de fournir des indicateurs de validité et de fidélité des mesures dans la population et le contexte d'utilisation visés.

1.4.1 Architecture et principes de mesure

Un IMU est un dispositif électronique miniaturisé reposant sur la technologie des systèmes micro-électromécaniques qui a permis de réduire considérablement la taille et le coût de ces unités tout en améliorant leur plage de mesure et leur résolution (Picerno, 2017). Dans sa configuration de base, un IMU intègre au minimum deux types de capteur auxquels sont associés un système d'axe orthogonal : un accéléromètre triaxial et un gyroscope triaxial. Dans

certaines systèmes, un magnétomètre triaxial est ajouté, et on parle alors de capteur inertielle et magnétique (MIMU, *Magnetic and Inertial Measurement Unit*).¹

L'accéléromètre mesure les accélérations linéaires spécifiques subies par le capteur le long de ses axes, incluant la composante gravitationnelle. En condition statique, ce signal reflète la projection du vecteur gravitationnel sur les axes de l'accéléromètre. En condition dynamique, il fournit des informations sur le mouvement du segment corporel auquel il est fixé. Le gyroscope mesure quant à lui la vitesse angulaire du capteur autour de ses axes, ce qui permet d'estimer les variations d'orientation par intégration numérique du signal gyroscopique. Cette intégration introduit cependant un biais cumulatif dans le temps, communément désigné sous le terme de dérive (*drift*), qui affecte la fiabilité de l'orientation estimée à partir du gyroscope lors de mesures prolongées (Picerno, 2017 ; Weygers et al., 2020). Le magnétomètre, lorsqu'il est intégré au système, mesure l'intensité et la direction du champ magnétique local, fournissant une référence absolue pour l'orientation autour de l'axe vertical. L'utilisation du magnétomètre permet de corriger la dérive autour de cet axe, mais rend le système sensible aux perturbations ferromagnétiques présentes dans les environnements cliniques (Picerno, 2017). Selon les applications, certains IMU commerciaux intègrent également des capteurs complémentaires tels que des capteurs de pression ou de température, dont les mesures permettent de mieux caractériser et corriger les composantes stochastiques du bruit des capteurs inertiels, améliorant ainsi la précision de l'estimation de l'accélération linéaire et de la vitesse angulaire (Weygers et al., 2020).

1.4.2 Algorithmes de fusion et estimation de l'orientation

Chacun des capteurs qui composent un IMU présente des limitations propres lorsqu'il est utilisé de manière isolée, ce qui rend leur utilisation combinée indispensable pour obtenir une estimation fiable de l'orientation. L'estimation de l'orientation repose ainsi sur des algorithmes de fusion de capteurs (SFA, *Sensor Fusion Algorithms*), qui combinent les mesures issues de

¹ Dans la suite de ce document, le terme générique IMU est utilisé pour désigner l'ensemble des capteurs inertiels, qu'ils intègrent ou non un magnétomètre. Lorsque le capteur utilisé intègre explicitement un magnétomètre, le terme MIMU est employé, notamment lors de la description des études dans lesquelles ces capteurs sont utilisés.

l'accéléromètre, du gyroscope et, le cas échéant, du magnétomètre, afin d'obtenir une estimation robuste et précise de l'orientation tridimensionnelle du capteur dans l'espace.

Les SFA exploitent les caractéristiques fréquentielles complémentaires de ces capteurs : l'accéléromètre et le magnétomètre sont fiables en basses fréquences (conditions statiques ou quasi-statiques), tandis que le gyroscope est plus précis en hautes fréquences (conditions dynamiques). La fusion consiste donc à pondérer de manière optimale la contribution de chaque capteur selon les conditions de mouvement (Nazarahari & Rouhani, 2021a, 2021b).

Les SFA proposés dans la littérature peuvent être regroupés en deux grandes familles. D'une part, les filtres complémentaires adoptent une approche déterministe : ils associent un filtre passe-bas appliqué aux estimations issues de l'accéléromètre et du magnétomètre avec un filtre passe-haut appliqué à l'intégration des données du gyroscope. Parmi les implémentations les plus répandues figurent les filtres de Mahony, Hamel, & Pflimlin (2008) et de Madgwick, Harrison, & Vaidyanathan (2011), largement utilisés pour leur simplicité. D'autre part, les filtres de Kalman adoptent quant à eux une approche stochastique : le gain de fusion est calculé automatiquement à chaque itération en fonction des niveaux de bruit estimés de chaque capteur, offrant théoriquement une estimation optimale.

Un résultat central mis en évidence par la littérature est que le choix des paramètres du filtre joue un rôle déterminant dans la précision de l'estimation de l'orientation. Caruso et al. (2021) ont montré que, lorsque dix SFA sont optimalement paramétrés sur les mêmes conditions expérimentales, aucune différence statistiquement significative n'est observée entre eux. Les erreurs absolues d'orientation, obtenues en comparant l'orientation estimée par le SFA et l'orientation de référence fournie par un système optoélectronique, se situent entre 3.8° et 7.1° selon le SFA et le modèle d'IMU utilisés. À l'inverse, l'utilisation des valeurs des paramètres définies par défaut par les auteurs originaux des algorithmes peut conduire à des erreurs supérieures à 100° pour certains SFA. Ces paramètres par défaut incluent notamment le poids accordé au gyroscope par rapport aux corrections de l'accéléromètre et du magnétomètre. Il est donc impératif d'adapter ces paramètres à chaque scénario expérimental, car les plages de valeurs de paramètres optimaux ne se chevauchent généralement pas d'un scénario à l'autre, notamment en fonction de la vitesse angulaire, du modèle d'IMU utilisé et des conditions magnétiques ambiantes.

1.5 Méthodes de calibrage des systèmes inertiels

Comme mentionné dans la section précédente, les IMUs occupent une place croissante dans le domaine de l'analyse du mouvement humain, notamment en raison de leur portabilité et de leur applicabilité en contexte clinique. Leur utilisation pour quantifier la cinématique tridimensionnelle du genou soulève cependant une problématique fondamentale : celle de l'alignement entre le SC local associé au boîtier de l'IMU, i.e. le SC technique, et les SC anatomiques de l'articulation, dont les axes sont alignés avec des directions anatomiques de référence du segment osseux considéré (Grood & Suntay, 1983). En effet, afin d'assurer une évaluation précise de la cinématique du genou, il est essentiel de définir les axes anatomiques du membre inférieur conformément aux recommandations de l'ISB (Ge Wu et al., 2002). Ces recommandations proposent d'établir, pour chacun des segments fémoral et tibial, un SC dont les axes sont définis à partir de repères anatomiques. Ces SC segmentaires permettent ensuite de construire un SC articulaire tel que proposé par Grood et Suntay (1983), en définissant deux axes fixes solidaires de chaque segment et un axe flottant perpendiculaire aux deux premiers. Cette standardisation vise à faciliter la comparaison des données cinématiques entre études et à permettre une interprétation cliniquement pertinente des mouvements du genou.

Ainsi, à l'instar des systèmes optoélectroniques, l'exploitation des données inertielles pour la mesure de la cinématique du genou requiert une étape de calibrage permettant de définir les axes anatomiques des segments encadrant cette articulation (fémur et tibia).

Cette section a donc pour objectif de présenter les principales approches de calibrage développées pour les systèmes inertiels appliqués à l'analyse du mouvement du genou à la marche, d'en comparer les performances rapportées dans la littérature, et d'en identifier les limites respectives. L'analyse détaillée de ces approches de calibrage se concentre sur les études les plus pertinentes au regard du contexte spécifique de cette thèse, à savoir la mesure de la cinématique du genou à la marche pour une utilisation clinique avec le système KneeKG. Un portrait des méthodes recensées dans la littérature est proposé dans le **Error! Reference source not found.**, qui regroupe et classe l'ensemble des approches de calibrage identifiées selon leur type. Cette synthèse critique permettra de situer le contexte scientifique dans lequel s'inscrit la contribution originale proposée dans la présente thèse.

1.5.1 Positionnement technique des capteurs inertiels

L'approche la plus directe pour définir l'orientation des IMUs par rapport aux segments osseux consiste à positionner manuellement les capteurs sur le membre en cherchant à aligner visuellement leurs axes de mesure avec les axes anatomiques du segment. C'est l'approche adoptée par Favre et al. (2006), qui ont fixé deux gyroscopes 3D sur la cuisse et la jambe du participant respectivement, en orientant visuellement les capteurs pour les rendre colinéaires entre eux et alignés avec les axes anatomiques du membre, le sujet étant en position debout. Cette méthode, par sa simplicité, présente l'avantage d'une mise en place rapide et ne requiert aucun outil ou procédure de calibrage dédiés. Comparé à un système de référence ultrasonore (Zebris, Medizintechnik, Germany), le système proposé présente des erreurs de précision de 4.4° , 4.2° et 2.7° pour la flexion/extension, l'adduction/abduction et la rotation externe/interne respectivement. Cependant, les auteurs montrent par simulation qu'un désalignement du capteur de seulement quelques degrés dans un des plans anatomiques engendre des erreurs de *crosstalk* pouvant atteindre plus de 10° sur les angles estimés, particulièrement pour l'adduction/abduction et la rotation externe/interne lorsqu'un le capteur est désaligné par rapport aux plans transverse et frontal respectivement. Cette sensibilité au positionnement, inhérente à l'approche par alignement visuel, constitue une limite importante de cette méthode et souligne la nécessité de disposer de procédures de calibrage plus formelles et reproductibles. C'est dans cette perspective que Picerno, Cereatti, & Cappozzo (2008) ont proposé une méthode de calibrage par positionnement technique des IMUs un peu plus élaborée, basée sur l'identification directe de repères anatomiques. Leur approche repose sur l'utilisation d'un outil de calibrage dédié, équipé de deux pointeurs mobiles permettant de viser des repères anatomiques palpables et d'un IMU intégré à cet outil avec un de ses axes aligné avec l'axe reliant ces deux pointeurs (Figure 1.8). La mesure de l'orientation de cette droite dans le repère global permet alors, pour chaque segment osseux, de déterminer la matrice de transformation entre le SC technique du capteur fixé sur le segment et le SC anatomique correspondant, à partir de l'orientation d'au minimum deux droites non parallèles passant par des repères anatomiques.

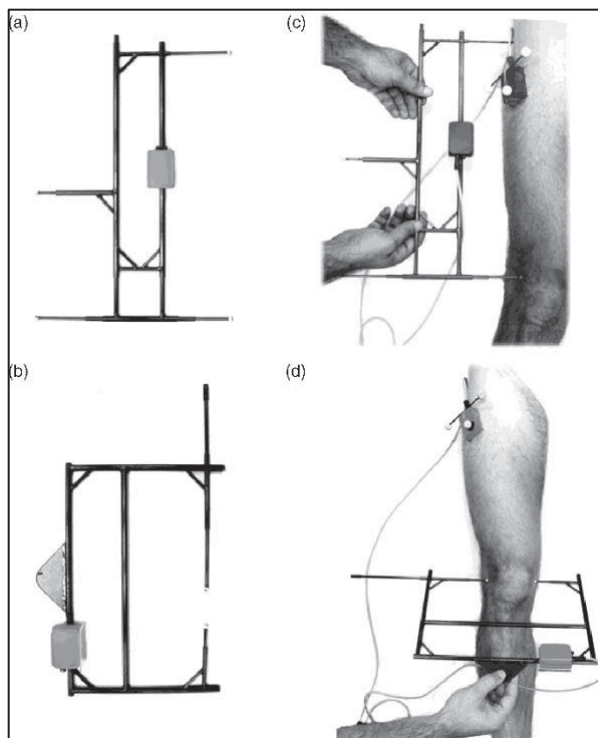


Figure 1.8 Dispositif de calibrage à pointeurs mobiles pour l'identification des repères anatomiques

Tirée de Picerno et al. (2008), reproduite avec la permission de Gait & Posture

La méthode a été évaluée en termes de répétabilité inter- et intra-examineur, et en comparaison à un système optoélectronique, lors d'un essai en posture debout et d'un essai de marche à vitesse confortable chez un seul participant sain. Pour le genou en posture statique, la flexion/extension présentait la meilleure répétabilité intra- et inter-examineur, avec des RMSD de 0.2° et 2.0° , respectivement, suivi de l'adduction/abduction présentant un RMSD intra- et inter-examineur de 1° et 1.1° respectivement, tandis que la rotation externe/interne présentait la plus faible répétabilité intra- et inter-examineur avec des RMSD atteignant 4.9° et 7.3° respectivement. Pour la marche, les angles du genou estimé avec les capteurs inertiels et la méthode de calibrage proposée en comparaison avec le système optoélectronique a mené à des erreurs quadratiques moyennes (RMSE, *Root Mean Square Error*) de 1.9° , 2.8° et 3.6° respectivement pour les angles de flexion/extension, adduction/abduction et rotation externe/interne, correspondant à 3%, 21.1% et 41.8% de l'amplitude totale du mouvement. Ainsi, que ce soit en termes de répétabilité ou de précision des angles estimés lors de la marche,

les composantes d'adduction/abduction et de rotation externe/interne rendent compte de plus faibles performances, une tendance récurrente dans la littérature sur le calibrage des capteurs inertiels au genou, comme nous le verrons par la suite. Plusieurs limites sont toutefois à souligner. D'une part, la méthode a été évaluée sur un seul participant sain, ce qui restreint considérablement la généralisation des résultats obtenus. D'autre part, les auteurs soulignent que les perturbations ferromagnétiques environnantes peuvent affecter l'orientation estimée des capteurs, nécessitant de conduire les acquisitions dans un environnement magnétique contrôlé, une contrainte qui limite l'applicabilité clinique de la méthode. Par ailleurs, bien que chaque session de calibrage requière environ cinq minutes (Picerno et al., 2008), la mise en œuvre nécessite des dispositifs de calibrage dédiés de géométries variables selon les segments osseux ciblés, ainsi qu'une identification préalable des repères anatomiques par un opérateur expérimenté.

1.5.2 Calibrage postural

Les méthodes de calibrage postural reposent sur la réalisation par le participant d'une ou plusieurs postures statiques prédéfinies, à partir desquelles les axes anatomiques des segments sont estimés en exploitant la direction de la gravité mesurée par les accéléromètres des IMUs. Le principal avantage de ces approches réside dans leur simplicité d'exécution : elles ne nécessitent pas d'outil ou de mouvement fonctionnel spécifique, ce qui les rend particulièrement adaptées à un contexte clinique.

Parmi les méthodes reposant sur une posture unique, les calibrages en T-pose et en N-pose sont les plus répandus, notamment dans les systèmes commerciaux tels que le système Xsens MVN (Xsens Technologies, Enschede, Pays-Bas). Dans ces configurations, le participant adopte une posture debout standardisée : bras écartés à 90° pour la T-pose, bras le long du corps pour la N-pose. Robert-Lachaine, Mecheri, Larue, & Plamondon (2017) ont évalué et comparé ces deux approches, ainsi que deux nouvelles postures assises (*chair-pose* et *stool-pose*), chez douze participants sains. La relation entre le SC technique de l'IMU et le SC anatomique du segment était établie par le modèle anthropométrique intégré au logiciel MVN. Les résultats étaient comparés à un système optoélectronique et le protocole de calibrage CAST (A. Cappozzo et al., 1995), qui consiste à identifier des repères anatomiques palpables pour

construire des SC anatomiques conformes aux recommandations de l'ISB. Toutes les postures présentaient une répétabilité similaire pour le genou lors d'une tâche de manutention manuelle, avec un ICC entre 0.90 et 0.94 et une erreur standard de mesure (SEM, *Standard Error of Measurement*) entre 1.5° et 2.1° sur les angles articulaires calculés dans les trois plans anatomiques.

Palermo, Rossi, Marini, Patanè, & Cappa (2014) ont quant à eux proposé une méthode de calibrage reposant sur deux postures et ne faisant appel qu'aux accéléromètres, ce qui la rend insensible aux perturbations du champ magnétique. La procédure consiste à mesurer la direction de la gravité dans deux postures statiques successives : debout en position verticale, puis en position assise jambes tendues ou allongé sur une table, les jambes restant dans le plan sagittal dans les deux cas. Ces deux postures permettent de définir respectivement l'axe longitudinal et le plan sagittal de chaque segment. Cette méthode a été validée sur dix participants sains en comparaison à un système optoélectronique. Pour le genou, seuls les résultats pour la flexion/extension sont rapportés, avec une précision (MAV, *Mean Absolute Variability*) de 3.7° et une répétabilité (écart-type du MAV) de 2.4°. Les résultats quantitatifs pour l'abduction/adduction et la rotation externe/interne du genou ne sont pas présentés par les auteurs, ce qui limite l'évaluation complète de cette méthode pour la cinématique tridimensionnelle du genou.

Plus récemment, Robert-Lachaine, Parent, Fuentes, Hagemeister, & Aissaoui (2020) ont appliqué une méthode de calibrage double-posture similaire à celle de Palermo et al. (2014) au système KneeKG afin de valider la cinématique tridimensionnelle du genou lors de la marche sur un tapis roulant instrumenté à double courroie à différentes vitesses. Dans cette étude, deux MIMUs (MTw, Xsens Technologies) étaient fixés aux composantes fémorale et tibiale du KneeKG, et le calibrage du système inertiel reposait sur deux postures statiques inspirées de Palermo et al. (2014) : debout en position verticale, puis le membre inférieur élevé en flexion de hanche avec extension complète du genou dans le plan sagittal, le pied reposant sur un marchepied. Vingt-quatre participants sains ont marché à quatre vitesses (0.6, 0.8, 1.0 et 1.2 m/s), et la cinématique 3D du genou obtenue par le système inertiel a été comparée à celle obtenue avec le système optoélectronique et le calibrage utilisés en clinique avec le KneeKG (i.e. caméra Polaris Spectra et calibrage de Hagemeister et al. (2005)). Les RMSD moyens,

calculés sur les quatre vitesses de marche pour l'ensemble du cycle de marche, étaient de 3.3° pour la flexion/extension, et 5.4° pour les angles d'adduction/abduction et 5.4° pour la rotation externe/interne respectivement. De plus, pour ces deux derniers angles, les RMSD étaient systématiquement plus élevées durant la phase d'envol que durant la phase d'appui, cette dernière présentant des valeurs inférieures au seuil clinique de 5° pour les trois plans de mouvement (McGinley et al., 2009).

1.5.3 Calibrage fonctionnel

Ce type de calibrage est le plus présent dans la littérature pour l'analyse de la cinématique tridimensionnelle du genou. Il repose sur la réalisation de mouvements fonctionnels passifs ou actifs du participant pour construire les SC anatomiques des segments d'intérêts, i.e. le fémur et le tibia.

Une première catégorie de calibrages fonctionnels utilise la vitesse angulaire mesurée par l'IMU durant le mouvement fonctionnel pour définir un axe du SC anatomique du segment. Favre, Aissaoui, Jolles, de Guise, & Aminian (2009), dans une étude réalisée sur huit participants sains, ont proposé une procédure de calibrage combinant deux mouvements passifs réalisés par un examinateur afin de définir le SC du tibia : une flexion/extension du genou et une rotation de la jambe dans le plan frontal effectuée à l'articulation de la hanche. Le SC fémoral est quant à lui défini en imposant des angles nuls en position neutre debout. Cette procédure a démontré une bonne répétabilité des quaternions de calibrage, avec des dispersions inférieures à 2.4° et 2.0° pour le fémur et le tibia respectivement, bien que la propagation de l'erreur de calibrage induise des erreurs comprises entre 4.0° et 8.1° sur les trois angles articulaires du genou. Il convient de noter que ces erreurs sont évaluées par rapport au calibrage de Hagemester et al. (2005) utilisé comme référence et couplé à des capteurs électromagnétiques (Liberty, Polhemus, USA).

Dans le même esprit, Ferrari et al. (2009) ont validé sur quatre participants sains le protocole « *Outwalk* » initialement proposé par Cutti et al. (2010), qui repose sur une combinaison de postures statiques et de mouvements de flexion/extension active du genou pour définir les SC anatomiques fémoral et tibial. Les résultats obtenus avec ce protocole et des MIMUs pour l'angle de flexion/extension en comparaison avec un système optoélectronique couplé au

calibrage de référence CAST (A. Cappozzo et al., 1995) montrent une forte similarité entre les deux systèmes et calibrage associés, avec un coefficient de corrélation supérieur à 0.95. Comme pour Palermo et al. (2014), il convient de noter que les angles d'adduction/abduction et de rotation externe/interne n'ont pas été analysés quantitativement dans cette étude.

Toujours sur ce même principe, Reneaud et al. (2023) ont intégré ce calibrage basé sur une flexion/extension du genou à l'utilisation d'une orthèse instrumentée comprenant deux IMUs, évaluée sur treize participants sains lors d'une marche sur tapis roulant. Comparativement au système optoélectronique couplé à un calibrage anatomique comme référence, les RMSE obtenues pour les trois angles articulaires du genou sont de 1.8°, 2.4° et 2.2° respectivement pour la flexion/extension, l'adduction/abduction et la rotation externe/interne, calculées après suppression de l'offset moyen propre à chaque courbe, les RMSE absolues n'étant pas rapportées.

Plus récemment, Scattolini et al. (2025) ont également utilisé une flexion/extension active du participant pour le calibrage des MIMUs. Dans cette étude, seules les RMSE pour la flexion/extension sont présentées, avec une valeur moyenne de 2° sur les trois combinaisons de positionnement de MIMU testées.

En s'appuyant sur l'articulation de la hanche plutôt que du genou, Nazarahari, Noamani, Ahmadian, & Rouhani (2019) utilisent la vitesse angulaire mesurée par les IMUs durant un mouvement de flexion/extension ou d'abduction/adduction de la hanche afin de construire les axes médio-latéral ou antéro-postérieur fémoral et tibial. En comparaison aux SC anatomiques de référence définis selon Cappozzo et al. (1995) et adaptés afin de suivre les recommandations de l'ISB (Wu & Cavanagh, 1995), cette méthode a produit des RMSE de 2.7°, 3.6° et 8.0° respectivement pour la flexion/extension, l'adduction/abduction et la rotation externe/interne, sur un échantillon de dix participants sains.

Lebleu et al. (2020) ont quant à eux comparé, sur sept participants sains, la précision et la répétabilité de quatre mouvements fonctionnels de calibrage : trois variantes de levers de chaise et la marche pour le suivi de la cinématique tridimensionnelle des membres inférieurs en marche. Les RMSE obtenues pour les trois angles articulaires du genou à la marche sont inférieures à 3.6°. Il convient toutefois de noter que dans cette étude, le système optoélectronique utilisé comme référence est couplé au même calibrage fonctionnel que les

IMUs, plutôt que sur un calibrage basé sur des repères anatomiques tel que recommandé par l'ISB. Les résultats reflètent donc davantage l'accord entre les deux systèmes de mesure que l'alignement des SC construits avec ces axes anatomiques de référence.

Carcreff, Payen, Grouvel, Massé, & Armand (2022) ont quant à eux évalué sur dix participants sains, un calibrage fonctionnel basé sur le mouvement même de la marche pour construire l'axe médio-latéral des segments du membre inférieur à partir de la vitesse angulaire mesurée par les IMUs. Le sens de cet axe était quant à lui défini grâce à une posture assise avec les genoux en extension. Comparativement au système optoélectronique couplé au *Conventional Gait Model* (CGM) 1.0 (Leboeuf et al., 2019) utilisé comme référence, les RMSE obtenues au genou pour la marche sont de 7.3°, 7.2° et 7.5° respectivement pour la flexion/extension, l'adduction/abduction et la rotation externe/interne. Après suppression de l'*offset*, ces erreurs sont réduites à 5.2°, 3.8° et 5.4°, suggérant que les erreurs sont en partie attribuables à un décalage constant entre les SC fonctionnels construits par la méthode de calibrage inertiel proposée, et les SC anatomiques de référence du CGM 1.0. Ces valeurs sont néanmoins supérieures au seuil de 5° généralement admis comme cliniquement acceptable dans la littérature (McGinley, Baker, Wolfe, & Morris, 2009), ce qui limite l'utilisation de cette méthode dans un contexte clinique en l'état actuel.

Dans l'ensemble des méthodes présentées dans cette section, les axes longitudinaux fémoral et tibial sont définis comme colinéaires au vecteur gravité mesuré par l'accéléromètre de l'IMU positionnée sur le segment lors d'une posture statique debout, réalisée comme première étape du calibrage.

1.5.4 Méthodes sans calibrage explicite

À la frontière entre calibrage fonctionnel et absence de calibrage, certaines méthodes exploitent directement les données du mouvement d'intérêt pour estimer les axes fonctionnels de l'articulation, sans nécessiter de tâche de calibrage dédiée ni d'alignement précis des capteurs sur les segments. Ces approches par « auto-alignement » (*self-aligned*), qu'elles reposent sur des contraintes cinématiques inhérentes à l'articulation, des méthodes statistiques ou l'apprentissage automatique, s'affranchissent ainsi des limitations liées aux erreurs de placement ou d'exécution de mouvement ou de posture de calibrage dédié.

McGrath, Fineman, & Stirling (2018) ont proposé une méthode d'auto-alignement pour l'estimation de l'angle de flexion du genou, reposant sur une analyse en composantes principales appliquée à la vitesse angulaire relative de deux IMUs placées sur le fémur et le tibia respectivement. Le genou y est modélisé comme une articulation à un DDL, et seul l'angle de flexion/extension est analysé. La méthode a été évaluée sur quinze participants sains lors d'un test *Timed-Up-And-Go*, en comparaison à un système optoélectronique (Vicon) couplé au modèle OpenSim (cinématique inverse basée sur le modèle *gait2392*) utilisé comme référence. Les résultats obtenus à partir de données d'IMU simulées (i.e., reconstituées à partir des triades de marqueurs optiques fixés sur les IMUs, et non mesurées directement par les IMUs) montrent une RMSE absolue de 9.7° et une RMSE après suppression de l'*offset* moyen de 3.5° . Sur les données réelles des IMUs, utilisant l'orientation estimée par le fabricant (APDM), la RMSE après suppression de l'*offset* s'élève à 9.2° , soulignant l'impact significatif de la qualité d'estimation de l'orientation des IMUs sur la précision de la méthode.

Seel, Raisch, & Schauer (2014) ont proposé une approche plus formalisée, reposant sur l'exploitation des contraintes cinématiques de l'articulation du genou modélisée comme une charnière à un DDL. Pour ce type d'articulation, les normes des vitesses angulaires mesurées par deux IMUs respectivement fixées au fémur et au tibia doivent être égales une fois projetées dans le plan normal à l'axe de l'articulation. Cette contrainte est formulée comme un problème d'optimisation aux moindres carrés permettant d'estimer les coordonnées de l'axe de flexion/extension dans le repère local de chaque IMU, à partir de données d'un mouvement libre du membre inférieur d'environ 10 secondes. La méthode a été évaluée chez un participant amputé transfémoral, en comparaison avec un système optoélectronique (Vicon) : les RMSE obtenues pour la flexion/extension du genou sont inférieures à 0.7° côté prothèse et 3.3° côté controlatéral, cette différence étant attribuée aux artefacts de tissu mou affectant les IMUs et les marqueurs optiques sur le membre non-amputé. Contrairement à la majorité des méthodes présentées dans les sections précédentes, cette approche n'utilise ni magnétomètre ni estimation de l'orientation absolue des IMUs, ce qui la rend particulièrement adaptée aux environnements intérieurs où les perturbations magnétiques sont fréquentes. En revanche, elle se limite à l'estimation de l'angle de flexion/extension uniquement, les deux autres DDL du genou n'étant pas considérés.

Plus récemment, Yi et al. (2022) ont étendu cette approche à l'estimation tridimensionnelle des angles articulaires. Cette étude repose cette fois-ci sur une contrainte cinématique universelle à trois DDL, résolue en la décomposant en trois sous problèmes : tout d'abord l'estimation de l'axe principal de rotation (flexion/extension) tel que proposé par Seel et al. (2014), puis le recalage des SC globaux des deux IMUs utilisées comme proposé dans leurs travaux antérieurs (Yi et al., 2021), et enfin l'estimation des deux axes secondaires (adduction/abduction et rotation externe/interne) en minimisant l'erreur de la contrainte cinématique à trois DDL, l'axe principal étant désormais connu. La méthode a été évaluée sur dix-sept participants sains lors de trois essais de marche sur tapis roulant à vitesse confortable, en comparaison avec un système optoélectronique (Vicon) utilisé comme référence. Les RMSE obtenues au genou sont de 2.3° pour la flexion/extension, 2.8° pour l'adduction/abduction et 2.5° pour la rotation externe/interne, des performances comparables aux méthodes nécessitant un calibrage fonctionnel préalable, bien que ces dernières présentent généralement des erreurs plus importantes dans les plans frontal et transverse que dans le plan sagittal. Il convient toutefois de noter que les angles articulaires de référence de cette étude sont calculés avec un système optoélectronique (Vicon) et le modèle d'estimation de pose et de cinématique inverse intégré au logiciel Visual 3D, sans calibrage anatomique conforme aux recommandations de l'ISB. Cela limite la portée de leurs résultats pour tout contexte clinique où des SC anatomiques conformes aux recommandations de l'ISB sont requis.

Parallèlement à ces approches par contraintes cinématiques, Zimmermann, Taetz, & Bleser (2018) ont exploré une voie alternative basée sur l'apprentissage automatique. Ces auteurs ont proposé une architecture d'apprentissage profond combinant des réseaux de neurones convolutifs et des réseaux récurrents pour résoudre simultanément deux problèmes clés : l'assignation automatique de chaque IMU au segment anatomique correspondant d'une part, et l'estimation de l'orientation relative de l'IMU par rapport à ce segment d'autre part. Le réseau est entraîné sur des données inertielles de marche, réelles et simulées à partir de données de capture de mouvement optoélectronique. Sur les données réelles, la méthode atteint une précision moyenne d'assignation d'IMU au segment correspondant de 98.57% et une erreur médiane d'alignement de 2.9° sur l'ensemble des segments du membre inférieur. Bien que cette étude ne rapporte pas directement de RMSE sur les angles articulaires du genou à la

marche, elle témoigne de l'intérêt croissant pour l'apprentissage automatique comme alternative aux méthodes de calibrage classiques, bien que la généralisation de ces approches à des populations cliniques et à des contextes écologiques reste encore à démontrer.

Plus largement, les approches basées sur l'apprentissage automatique tendent à utiliser un nombre croissant de capteurs inertiels, plusieurs études récentes utilisant entre 5 et 8 IMUs (Hernandez, Dadkhah, Babakeshizadeh, & Kulić, 2021 ; Hur, Baek, Kang, & Kim, 2025 ; Mohammadi Moghadam, Ortega Auriol, Yeung, & Choisine, 2024 ; Zimmermann et al., 2018). Cette multiplication des IMUs s'explique toutefois en partie par la volonté d'estimer simultanément la cinématique de plusieurs articulations du membre inférieur, et il n'est pas établi qu'un tel nombre soit nécessaire pour l'estimation précise des angles du genou uniquement.

Tableau 1.1 Synthèse des méthodes de calibrage inertiel pour l'analyse de la cinématique du genou à la marche

Auteurs	Type de calibrage	Référence Système + calibrage	Résultats	Avantages/ Inconvénients
(Favre et al., 2006)	Positionnement technique	Ultrasonore (Zebris), sans calibrage anatomique	SD des écarts : FE 2.5–4.4° AA 2.7–4.2° REI 2.1–2.7°	+ Ambulatoire, simple, rapide. - ROM (angles relatifs, pas absolus); N=1; Méthode opérateur-dépendante
(Picerno et al., 2008)	Positionnement technique	Optoélectronique (Vicon) + CAST (A. Cappozzo et al., 1995)	RMSE : FE 1.9° AA 2.8° REI 3.6° MAE : IE 9.4°	+ FE précis et répétable. - N=1; Palpation experte et dispositif requis
(Favre et al., 2009)	Fonctionnel + postural	Magnétique (Polhemus Liberty) + KneeKG + calibrage de Hagemeister et al. (2005)	Erreurs : FE 8.1° AA 6.2° REI 4.0°	+ Mouvements de calibrage passifs : robustes à la charge - Examineur requis; Angles définis égaux à 0 en posture debout; Recalage SC de réf. IMUs fait à instant unique

Auteurs	Type de calibrage	Référence Système + calibrage	Résultats	Avantages/ Inconvénients
(Ferrari et al., 2009)	Fonctionnel + postural	Optoélectronique (Vicon) + CAST (A. Cappozzo et al., 1995)	MAV : FE 1.5–3.6°	- Seul FE du genou analysé ; Axes longitudinaux supposés verticaux en posture debout ; N=4
(Palermo et al., 2014)	Postural	Optoélectronique (Vicon) + protocole PiG / JCS-ISB (Ge Wu et al., 2002)	FE : MAV 3.0–3.7° SD < 4°	+ Autonome (sans outil ou opérateur) - Seul FE du genou analysé ; Axes longitudinaux supposés verticaux en posture debout
(Seel et al., 2014)	Sans calibrage explicite	Optoélectronique (Vicon) + marqueurs sur repères anatomiques	RMSE FE 0.7° prothèse 3.3°	+ Aucune pose/mouvement prédéfini - Seul FE mesuré; Validé sur N=1 amputé
(Robert-Lachaine et al., 2017)	Postural	Optoélectronique (Optotrak) + CAST (A. Cappozzo et al., 1995)	Tous plans anatomiques confondus : ICC 0.90–0.94 SEM 1.5–3.4°	+ Rapide; Calibrage simultané de tous les segments - Dépend de la réalisation de la posture; Axes longitudinaux supposés verticaux en posture debout; Pas d'évaluation du mouvement de marche
(McGrath et al., 2018)	Sans calibrage explicite	Optoélectronique (Vicon) + OpenSim (gait 2392)	RMSE absolue : FE 9.7° RMSE offset enlevé : FE 3.5°	+ Aucune pose/mouvement prédéfini - Estimation de FE uniquement; TUGT et pas marche pure; Offset important
(Zimmermann et al., 2018)	Apprentissage automatique	Optoélectronique (OptiTrack)	Alignement IMU-segment : Erreur : 1–7°	+ Aucune pose/mouvement prédéfini - Pas d'estimation des angles du genou

Auteurs	Type de calibrage	Référence Système + calibrage	Résultats	Avantages/ Inconvénients
(Cordillet, Bideau, Bideau, & Nicolas, 2019)	Fonctionnel + postural	Optoélectronique (Vicon) + modèle ISB sur repère osseux	RMSE : FE 3.7° AA 5.9° REI 6.7°	+ Autonome, sans opérateur/outil. - Tâche = pédalage (pas marche); Axes longitudinaux supposés verticaux en posture debout
(Nazarahari et al., 2019)	Fonctionnel + postural	Optoélectronique (Vicon) + CAST (A. Cappozzo et al., 1995)	RMSE : FE 2.7° AA 3.6° REI 8.0°	- Axes longitudinaux supposés verticaux en posture debout
(Nazarahari & Rouhani, 2019)	Fonctionnel + postural	Optoélectronique (Vicon) + CAST (A. Cappozzo et al., 1995)	RMSE : FE 2.6° AA 3.5° REI 8.1°	+ Marche sert de calibrage (pas de mouvement dédié) - Axes longitudinaux supposés verticaux en posture debout
(Lebleu et al., 2020)	Fonctionnel + postural	Optoélectronique (Vicon) + même calibrage que IMUs	RMSE : FE 3.2–3.6° AA 2.8–3.2° REI 2.2–2.3	- Référence : clusters de marqueurs avec même calibrage fonctionnel que IMUs; Axes longitudinaux supposés verticaux en posture debout
(Robert-Lachaine et al., 2020)	Postural	Optoélectronique (Polaris Spectra) + KneeKG + calibrage de Hagemeister et al. (2005)	RMSE : FE 3.3–3.4° AA 5.1–5.7° REI 5.2–5.6°	+ Grand N=24; Facilité/rapidité calibrage - Axes longitudinaux supposés verticaux en posture debout
(Hernandez et al., 2021)	Apprentissage automatique	Optoélectronique (Vicon) + OpenSim (Rajagopal)	MAE : FE 2.9° AA 2.4°	+ Aucune calibration ni connaissance position/orientation IMUs requise - REI non estimé

Auteurs	Type de calibrage	Référence Système + calibrage	Résultats	Avantages/ Inconvénients
(Di Raimondo et al., 2022)	Fonctionnel	Optoélectronique (Vicon) + OpenSim (Hamner)	RMSE : FE 3.9° AA 2.1° REI 4.3	+ Multi-tâches (marche, course, escaliers) - Axes longitudinaux supposés verticaux en posture debout
(McGrath & Stirling, 2022)	Sans calibrage explicite	Optoélectronique (Vicon) + OpenSim (gait 2392)	RMSE absolue : FE 7.9° RMSE offset enlevé : FE 3.8°	+ Aucune pose/mouvement prédéfini - Seul FE estimé; RMSE élevé; Offset statique important
(Yi et al., 2022)	Sans calibrage explicite	Optoélectronique (Vicon) + Visual3D	RMSE : FE 2.3° AA 2.8° REI 2.5°	+ Aucune pose/mouvement prédéfini - Axes longitudinaux supposés verticaux en posture debout
(Reneaud et al., 2023)	Fonctionnel + postural	Optoélectronique (Optitrack) + harnais de fixation + calibrage anatomique	RMSE offset enlevé : FE 1.8° REI 2.2° AA 2.4°	- Axes longitudinaux supposés verticaux en posture debout; Offset enlevé pour obtenir RMSE < 3°
(Scattolini et al., 2025)	Fonctionnel + postural	Optoélectronique (SMART-DX BTS) + CAST (A. Cappozzo et al., 1995)	RMSE FE ≤ 2.5° pour les différents placement testés	- Seul FE estimé; Axes longitudinaux supposés verticaux en posture debout; N=6

1.6 Synthèse et problématique

La revue des méthodes de calibrage inertiel présentée dans ce chapitre met en évidence plusieurs lacunes qui motivent les travaux de cette thèse.

Tout d'abord, bien que les méthodes de calibrage posturales se distinguent par leur facilité de mise en œuvre et leur compatibilité avec un contexte clinique, les mécanismes précis par

lesquels une imprécision lors de la réalisation des postures génère des erreurs dans l'estimation de la cinématique articulaire restent mal compris (Palermo et al., 2014 ; Robert-Lachaine et al., 2017, 2020). En particulier, les raisons pour lesquelles ces erreurs sont plus prononcées dans les plans frontal et transverse que dans le plan sagittal n'ont pas été formellement établies, ce qui limite la capacité à identifier et corriger les sources d'erreur de ces méthodes.

Également, la grande majorité des méthodes de calibrage inertiel définissent les axes longitudinaux fémoral et tibial comme colinéaires au vecteur gravitationnel mesuré en posture debout (Cordillet et al., 2019 ; Di Raimondo et al., 2022 ; Favre et al., 2009 ; Ferrari et al., 2009 ; Lebleu et al., 2020 ; Nazarahari et al., 2019 ; Nazarahari & Rouhani, 2019 ; Palermo et al., 2014 ; Reneaud et al., 2023 ; Robert-Lachaine et al., 2017, 2020 ; Scattolini et al., 2025 ; Yi et al., 2022). Cette hypothèse revient à supposer que les segments du membre inférieur sont parfaitement verticaux dans cette posture, ignorant ainsi l'orientation relative réelle du fémur et du tibia propre à chaque individu. Cette simplification constitue une source directe de *crosstalk*, dans la mesure où les SC anatomiques ainsi construits ne sont pas représentatifs de l'anatomie individuelle du sujet.

Enfin, il existe une différence méthodologique fondamentale entre les approches de calibrage inertiel et les protocoles optoélectroniques de référence dans la manière dont les SC anatomiques des segments fémoral et tibial sont définis. Dans les méthodes optoélectroniques telles que celles de A. Cappozzo et al. (1995) et Hagemeister et al. (2005), la construction des SC anatomiques suit une chaîne explicite : identification de repères anatomiques, estimation de la position des centres articulaires, et construction des axes longitudinaux dans un premier temps. Les méthodes de calibrage inertiel existantes court-circuitent cette chaîne en passant directement des postures ou mouvements fonctionnels aux axes qui constituent les SC fémoral et tibial, sans estimer explicitement la position des centres articulaires (Cordillet et al., 2019 ; Di Raimondo et al., 2022 ; Favre et al., 2009 ; Ferrari et al., 2009 ; Lebleu et al., 2020 ; Nazarahari et al., 2019 ; Nazarahari & Rouhani, 2019 ; Palermo et al., 2014 ; Reneaud et al., 2023 ; Robert-Lachaine et al., 2020 ; Scattolini et al., 2025). Les SC anatomiques ainsi construits ne sont donc pas directement comparables à ceux obtenus avec les protocoles optoélectroniques de référence, ce qui limite la transposabilité des méthodes de calibrage inertiel dans des contextes cliniques où la conformité à ces protocoles est requise.

C'est pour répondre à ces lacunes que les travaux de cette thèse ont été structurés en trois études complémentaires et séquentielles, dont les objectifs sont présentés au CHAPITRE 2 ci-après.

CHAPITRE 2

OBJECTIFS DE RECHERCHE ET HYPOTHÈSES

L'objectif principal de cette thèse est de développer une méthode de calibrage permettant d'analyser la cinématique tridimensionnelle du genou à la marche à l'aide du KneeKG et de capteurs inertiels. Cet objectif principal se décline en trois sous-objectifs spécifiques, chacun ayant donné lieu à une publication scientifique.

Le **premier sous-objectif** est d'évaluer la sensibilité de la méthode de calibrage proposée par Palermo et al. (2014) en examinant l'influence de la position du membre inférieur, lors d'une des deux postures statiques de calibrage qui composent cette méthode, sur le calcul des angles articulaires du genou. Avant de développer une nouvelle méthode de calibrage, il est en effet apparu opportun d'examiner en profondeur une méthode existante, largement utilisée dans la littérature et ayant inspirés plusieurs autres méthodes de calibrage inertiel. Reposant sur deux postures statiques simples, cette méthode présente l'avantage d'être facilement applicable en contexte clinique, ce qui la rend particulièrement pertinente dans le cadre de l'utilisation du KneeKG. Cette première étude a ainsi permis de mettre en évidence les éventuelles limites de cette approche lorsqu'une estimation précise de la cinématique dans les trois plans anatomiques est requise, fournissant par ailleurs la justification et les fondements du développement d'une nouvelle méthode de calibrage visant à pallier ces limites.

Deux hypothèses sont associées à ce premier sous-objectif. D'une part, l'hypothèse qu'une variation de la posture de calibrage influence la cinématique tridimensionnelle du genou estimée, en particulier dans les plans frontal et transverse. D'autre part, l'hypothèse que les courbes cinématiques du genou reflètent une relation séquentielle, c'est-à-dire que plus le membre inférieur s'éloigne du plan sagittal lors de la seconde posture de calibrage, plus le *crosstalk* sur les angles du genou est important.

Le **deuxième sous-objectif** est de déterminer la méthode optimale d'estimation du HJC à partir d'IMUs, en évaluant l'effet de la redondance des capteurs, de l'utilisation de données de

plusieurs segments anatomiques (sacrum et fémur) et du mouvement fonctionnel réalisé par le participant. Le HJC constitue en effet un élément fondamental à la construction de SC fémoral et tibial représentatifs de l'anatomie du participant, et la qualité de son estimation conditionne la précision de l'estimation finale de la cinématique articulaire du genou. Cet objectif établit également les bases méthodologiques nécessaires à l'estimation des centres articulaires du genou et de la cheville, indispensables à la suite du développement de la méthode de calibrage.

L'hypothèse associée à ce sous-objectif est que l'utilisation de plusieurs segments anatomiques (sacrum et fémur) combinée à la redondance d'IMUs par segment améliore la précision de l'estimation de la position du centre articulaire de la hanche.

Enfin, le **troisième sous-objectif** est de développer et d'évaluer une nouvelle méthode de calibrage inertiel permettant de construire des SC anatomiques fémoral et tibial dont les axes soient les plus colinéaires possible à ceux issus de la méthode de calibrage de Hagemeister et al. (2005), qui sert de référence à l'ensemble de ce travail de recherche. La méthode développée s'inspire directement de cette référence clinique, notamment par l'intégration d'une première étape d'estimation de la position des JCs du membre inférieur (hanche, genou et cheville) pour la construction des axes longitudinaux fémoral et tibial. La méthode de calibrage inertiel ainsi développée est comparée à la méthode de Hagemeister et al. (2005) et validée sur des participants sains lors d'un mouvement de marche sur tapis roulant.

L'hypothèse associée à ce dernier sous-objectif est que la méthode développée produit des angles articulaires au genou comparables à ceux de la méthode de référence, avec une erreur d'estimation inférieure au seuil cliniquement acceptable de 5° dans chacun des trois plans anatomiques (McGinley et al., 2009).

CHAPITRE 3

MÉTHODOLOGIE ET MATÉRIEL

Ce travail de recherche repose sur deux collectes de données menées respectivement en 2023 et 2025 au laboratoire de biomécanique du LIO, situé au 7^{ème} étage du CRCHUM. La première collecte a contribué à la première étude présentée dans le CHAPITRE 4 de cette thèse, publiée dans la revue *Gait & Posture*, tandis que la seconde a servi de base aux deux études respectivement présentées respectivement aux CHAPITRE 5 et CHAPITRE 7, et soumises respectivement à *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement* et au *Journal of Biomechanics*. Les éléments de méthodologie et le matériel non détaillés dans le présent chapitre sont décrits dans la section appropriée du chapitre correspondant à chaque étude.

3.1 Capteurs inertiels utilisés

Les données inertielles des deux collectes ont été collectées à l'aide de **MIMUs MTw Awinda** (Xsens Technologies, Enschede, Pays-Bas) (Figure 3.1). Ces MIMUs intègrent chacun un accéléromètre triaxial (plage de mesure : ± 16 g), un gyroscope triaxial (± 2000 °/s) et un magnétomètre triaxial (± 1.9 Gauss), ainsi qu'un baromètre (300–1100 mBar). L'orientation tridimensionnelle du MIMU est estimée en temps réel par le filtre de Kalman propriétaire XKF3hm, qui fusionne les données inertielles et magnétiques afin de fournir, selon le fabricant, une orientation sans dérive avec une précision dynamique de 0.75° en roulis/tangage (*roll/pitch*) et de 1.5° en lacet (*yaw*), exprimée dans un repère terrestre de type ENU (*East-North-Up*). La transmission des données s'effectue sans fil via le protocole Awinda qui garantit une synchronisation temporelle entre capteurs inférieure à 10 μ s. La fréquence d'acquisition était de 100 Hz pour les deux collectes de données.



Figure 3.1 Capteurs inertiel Xsens MTw Awinda

Tirée de Zhang, Hol, Slot, & Luinge (2011), reproduite avec la permission de IEEE

3.2 KneeKG

Le KneeKG (Emovi Inc., Montréal, Canada) est un dispositif médical de classe II homologué par la Food and Drug Administration (FDA) et Santé Canada. Dans sa configuration homologuée, il regroupe un système d'attache (composantes fémorale et tibiale), un système de capture de mouvement optoélectronique, les composantes nécessaires au calibrage (bloc en T, ceinture sacrale et pointeur optoélectronique), ainsi qu'un logiciel de collecte et d'analyse des données (Knee3D). Dans le cadre de ces travaux de recherche, le dispositif n'a été utilisé dans aucune de ses configurations homologuées : des MIMUs ont été intégrés au système d'attache et le système de capture de mouvement optoélectronique homologué a été remplacé par un système de laboratoire. Pour cette raison, et par souci de rigueur sur le plan réglementaire, le terme « KneeKG » est réservé dans ce document au dispositif homologué dans son ensemble : les composantes effectivement employées lors de chaque collecte sont décrites explicitement à la section 3.2.1.

3.2.1 Versions du système d'attache du KneeKG

Deux versions du système d'attache du KneeKG ont été utilisées dans le cadre de ces travaux de recherche, une pour chaque collecte de données. Pour la **première collecte**, seul le système d'attache du KneeKG, dans une version antérieure à celle utilisée en clinique au moment de l'étude, a été employé (Figure 3.2). Il s'agit de la même version que celle utilisée par Robert-Lachaine et al. (2020). Les MIMUs y étaient fixés à l'aide de bandes velcro. Aucun marqueur

réfléchissant ou système de capture optoélectronique n'a été utilisé durant cette première collecte de données.

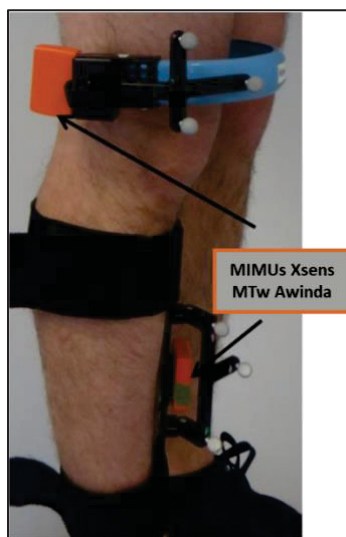


Figure 3.2 Ancienne version du KneeKG

Adaptée de Robert-Lachaine et al. (2020), reproduite avec la permission de Gait & Posture

Pour la **seconde collecte**, le système d'attache du KneeKG utilisé en clinique a été employé, muni de ses marqueurs réfléchissants et modifié y intégrer des sites de fixation dédiés aux MIMUs. Les composantes de calibrage homologuées (bloc en T, ceinture pelvienne, pointeur) ont également été utilisées. Le système de capture de mouvement optoélectronique différait toutefois de celui utilisé en clinique : un système Vicon à 12 caméras a remplacé la caméra Polaris. Les sites de fixation dédiés aux MIMUs consistent en un encastrement accueillant le MIMU, qui est maintenu en place par une languette vissée assurant sa stabilité (Figure 3.3). Pour la composante tibiale, un encastrement a été directement vissé à la plaque tibiale du KneeKG. Pour les composantes sacrale et fémorale, la partie de chaque composante supportant la triade de marqueurs optiques a été redesignée pour y incorporer deux encastrements, puis imprimée en 3D. La conception de ces encastrements a été réalisée par l'équipe d'Emovi, et toutes les pièces ont été imprimées en 3D à l'ÉTS.



Figure 3.3 Système de fixation pour MIMU

Les composantes sacrale et fémorale du KneeKG comportent chacune deux sites de fixation de MIMU (Figure 3.4 et Figure 3.5), tandis que la composante tibiale n'en comporte qu'un seul (Figure 3.6).



Figure 3.4 Fixations pour MIMUs de la composante sacrale du KneeKG



Figure 3.5 Fixations pour MIMUs de la composante fémorale du KneeKG

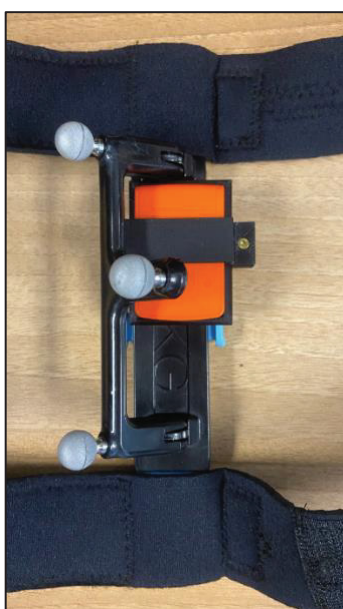


Figure 3.6 Fixation pour MIMU de la composante tibiale du KneeKG

3.2.2 Position et orientation relatives des MIMUs par rapport aux triades de marqueurs

Une **analyse par pointeur optique** a été réalisée afin de déterminer la position et l'orientation de chaque MIMU dans son encastrement par rapport à la triade de marqueurs optiques associée. Les encastrements étant conçus pour accueillir les MIMUs avec une orientation de boîtier fixe,

le SC local de chaque MIMU, dont les axes étaient supposés colinéaires avec les arêtes de l'encastrement, a été défini conformément à la documentation du système MTw Awinda. L'origine du SC de chaque MIMU dans son site de fixation a été définie comme le centroïde des quatre coins de l'encastrement, décalé vers le haut de la moitié de l'épaisseur d'un MIMU. Le SC associé à chaque triade de marqueurs a été défini de manière identique avec celui utilisé pour en exprimer la position et l'orientation dans le repère global du système optoélectronique, après reconstruction et identification des marqueurs (*labeling*). L'orientation relative ainsi déterminée entre le SC de chaque MIMU et le SC de la triade de marqueurs optiques associée n'étant valable que si les MIMUs sont insérés dans leur encastrement avec une orientation de boîtier identique, il était impératif que cette condition soit respectée pour toutes les acquisitions de cette collecte.

3.2.3 Pose du KneeKG sur le participant

Pour les deux collectes de données, le KneeKG a été installé sur le membre inférieur droit de tous les participants, afin de standardiser le protocole d'acquisition et le post-traitement des données. Quelle que soit la version du KneeKG utilisée, la procédure d'installation sur le participant reste identique et suit les étapes décrites dans le manuel utilisateur du KneeKG (Emovi Inc., 2020). De plus, j'ai été formée par Emovi afin de positionner de manière stable et répétable le KneeKG sur l'ensemble des participants inclus dans les collectes de données. La **ceinture sacrale** est positionnée autour du bassin du participant, en dessous des épines iliaques antéro-supérieures (ASIS) et postéro-supérieures, avec le support sacral aligné sur la forme du sacrum. La **plaque tibiale** est placée sur l'arête antérieure médiale du tibia, avec son bord supérieur placé sous la tubérosité tibiale et son bord inférieur suffisamment haut pour ne pas gêner les mouvements de cheville. Deux sangles sont ensuite serrées au-dessus et en dessous des muscles gastrocnémiens afin de minimiser les interférences liées aux contractions musculaires. La pose du **harnais fémoral** débute par la sélection de la taille d'arche appropriée en fonction de la largeur inter-condylienne du genou du participant. Les deux côtés du genou sont ensuite palpés au-dessus de la zone condylienne, afin de localiser l'espace entre le tendon du biceps fémoral et la bandelette ilio-tibiale du côté latéral, et l'espace entre le muscle vaste

interne et le tendon du muscle couturier du côté médial. Les deux supports de condyle sont alors placés sur ces espaces respectifs de part et d'autre du genou, puis la position des supports a été ajustée sur les épicondyles médial et latéral, en veillant à ce que la plaque fémorale reste parallèle à l'axe longitudinal de la cuisse, avant de resserrer les vis hexagonales. Une fois les trois composantes du KneeKG installées, le participant effectue quelques mouvements de flexion/extension ainsi qu'une courte période de marche afin de confirmer la stabilité de l'ensemble du système et l'absence d'inconfort.

3.3 Tapis roulant

L'ensemble des essais de marche des deux collectes a été réalisé sur un tapis roulant à doubles courroies équipé de plateformes de force intégrées (AMTI, modèle DBCEEWI) (Figure 3.7). Les données de force n'ayant pas été recueillies lors de ces collectes, le tapis a été utilisé comme un tapis roulant conventionnel, les deux courroies fonctionnant de manière identique et simultanée. Une barre de sécurité était systématiquement installée sur au moins un côté du tapis afin de prévenir tout risque de chute. Les postures et mouvements de calibrage ont également été effectués sur ce tapis roulant, qui constituait le centre du volume de capture du système optoélectronique.

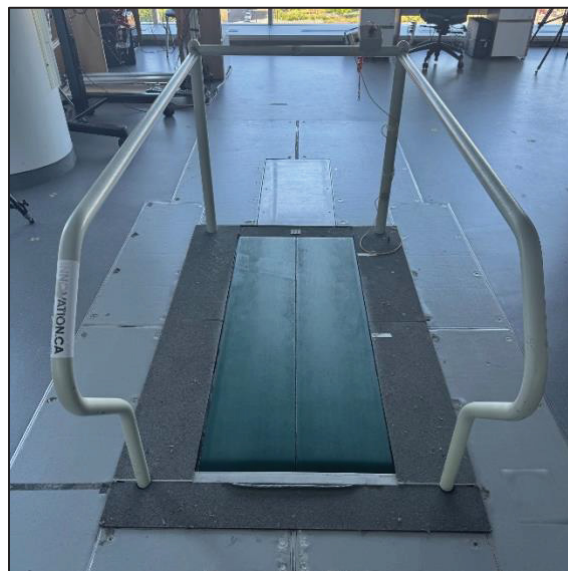


Figure 3.7 Tapis roulant AMTI

3.4 Systèmes optoélectroniques et logiciels associés

Pour la première collecte de données, le système optoélectronique clinique a été utilisé, soit la caméra infrarouge Polaris Spectra (Northern Digital Inc., Waterloo, Canada) (Figure 3.8), à une fréquence d'acquisition de 60 Hz. Les données ont été traitées avec le logiciel clinique Knee3D (Emovi Inc., 2020), qui fournit directement les matrices de transformation homogènes issues du calibrage (i.e. donnant le SC anatomique du fémur et du tibia dans le SC technique de la triade de marqueurs optiques associée), ainsi que celles donnant la position et l'orientation de chaque triade les dans le repère global du système, défini à l'aide d'une triade de marqueurs fixés à la structure du tapis roulant.



Figure 3.8 Caméra Polaris Spectra

Pour la seconde collecte de données, un système à douze caméras Vicon T20-S (Vicon Motion Systems, Oxford, Royaume-Uni) a été utilisé, couplé au logiciel Nexus 2.14, à une fréquence d'acquisition de 200 Hz.



Figure 3.9 Caméra Vicon T20-S

CHAPITRE 4

SENSITIVITY ANALYSIS OF AN INERTIAL CALIBRATION METHOD: INFLUENCE OF LEG POSITION ON 3D KNEE KINEMATICS

Camille di Falco ^{a, b}, Rachid Aissaoui ^{a, b}, Nicola Hagemeister ^{a, b}

^a Département de génie des systèmes, École de technologie supérieure,
1100 Notre-Dame Ouest, Montréal, Québec, Canada H3C1K3

^b Laboratoire d'Innovation Ouverte en technologies de la santé (LIO-ÉTS), Centre de
Recherche du Centre Hospitalier de l'Université de Montréal (CRCHUM), 900 St-Denis,
Montréal, QC, H2X 0A9, Canada

Article publié dans *Gait & Posture*, janvier 2025
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2024.10.021>

4.1 Contexte et contribution

Ce CHAPITRE 4 présente la première étude issue de ce projet de doctorat et constitue le point de départ méthodologique de la thèse. Les systèmes inertiels sont de plus en plus utilisés en analyse du mouvement humain, et leur utilisation en contexte clinique est en plein essor, en raison de leur facilité de mise en œuvre. Les méthodes de calibrage postural qui leur sont associées ont montré une bonne précision pour l'évaluation de la cinématique du genou dans le plan sagittal. Cependant, les raisons de leur manque de précision dans les plans frontal et transverse demeurent encore mal comprises, limitant leur utilisation pour une analyse tridimensionnelle complète du genou.

Cette étude vise à évaluer la sensibilité d'une méthode de calibrage pour IMUs (Palermo et al., 2014) à la réalisation d'une des postures la composant, en examinant l'influence de la position de la jambe lors de cette posture de calibrage sur la cinématique tridimensionnelle du genou à la marche. Il s'agit de la première analyse de sensibilité de ce type de méthode de calibrage postural, et ses résultats mettent en lumière les limites inhérentes à l'approche posturale pour l'analyse des mouvements hors du plan sagittal. Ces conclusions ont orienté les études

subséquentes de cette thèse vers une approche de calibrage différente, s'appuyant non plus sur des postures statiques, mais sur des mouvements fonctionnels pour la construction des SC anatomiques fémoral et tibial.

Les résultats de cette étude ont aussi été présentés par affiche au congrès de la European Society of Biomechanics (ESB) en 2024.

4.2 Abstract

Inertial systems are increasingly used to analyze human motion, especially for gait analyses and in clinical settings. Calibration methods for these systems are designed for ease of implementation, and previous studies have shown that they can provide accurate knee kinematics in the sagittal plane. However, the reason of their lack of accuracy in the other planes (i.e., transverse and frontal) remain unknown. This study aimed to evaluate the sensitivity of one posture of a double-pose calibration method to analyse 3D knee kinematics during gait with two magnetic inertial measurement units (MIMU). This method consists of a standing posture and a posture with the leg stretched forward in the sagittal plane, which together define the sagittal plane. Our hypothesis was that a change in the definition of the sagittal plane during the calibration process was likely to affect the assessment of knee kinematics in the frontal and transverse planes. Ten healthy participants wearing the KneeKG system and two MIMU completed the calibration process in five different leg positions (0° , 3° , 5° , 10° or 15° from the sagittal plane) for the second calibration posture. After static calibration, the participants walked on an instrumented treadmill at a speed of 1.1 m/s and 3D knee kinematics were calculated using the five different calibration conditions. Mean absolute difference (MAD) between the swing-phase peak value of the curve corresponding to the leg in the sagittal plane (0° shift from this plane) when performing the second calibration posture and each of the other curves was $0.20\text{-}0.46^\circ$ for knee flexion, $1.67\text{-}2.90^\circ$ for adduction, and $0.72\text{-}1.46^\circ$ for external rotation. MAD of the swing-phase peak value in the frontal plane was correlated ($R^2 = 0.81$) with the angulation of the femur in the sagittal plane during calibration. An angular shift from the sagittal plane when performing a double-pose calibration method

induces a minimal influence on the knee flexion/extension but larger influences on secondary knee motions.

4.3 Introduction

Gait analysis is widely used to monitor various pathologies and their treatment follow-up, including knee osteoarthritis (Aljehani et al., 2022 ; Astephen, Deluzio, Caldwell, & Dunbar, 2008 ; Astephen, Deluzio, Caldwell, Dunbar, & Hubley-Kozey, 2008 ; Baliunas et al., 2002 ; Mezghani et al., 2017 ; Skvortsov et al., 2022). Although these analyses are typically performed with optoelectronic systems, which are considered the gold standard, there is a growing body of research focusing on inertial systems or magnetic inertial measurement units (MIMUs) to perform these analyses. MIMUs have the advantage of being portable, less expensive, and providing a wider field of acquisition (Picerno, 2017 ; Weygers et al., 2020). Both systems require a calibration step to define the anatomical coordinate system of the anatomical segments of interest (i.e., femur and tibia for knee kinematics analysis) and their associated technical coordinate system. Considering that optoelectronic systems and their calibration methods rely on anatomical landmark position, several studies have investigated the impact of misplaced anatomical landmarks on gait kinematics (Della Croce, Leardini, Chiari, & Cappozzo, 2005 ; Fonseca, Gasparutto, Leboeuf, Dumas, & Armand, 2020 ; R. Stagni, Leardini, Cappozzo, Grazia Benedetti, & Cappello, 2000 ; Rita Stagni, Fantozzi, & Cappello, 2006). Regarding inertial calibration methods, they generally rely on calibration movements (Favre et al., 2009 ; Ferrari et al., 2009 ; O'Donovan, Kamnik, O'Keeffe, & Lyons, 2007) or calibration postures (Palermo et al., 2014 ; Robert-Lachaine et al., 2017). In general, inertial calibration methods provide data for the sagittal plane (i.e., knee flexion/extension angle) that is considered reliable when compared to a reference method. However, differences can also occur in the other anatomical planes (i.e. adduction/abduction rotation in frontal plane as well as external/internal tibial rotation in transverse plane) (Robert-Lachaine et al., 2020). One explanation could be the crosstalk phenomenon (Freeman & Pinskerova, 2005 ; Piazza & Cavanagh, 2000 ; Reinschmidt et al., 1997) : when the anatomical coordinate systems are not correctly defined, especially the flexion/extension axis, part of the flexion/extension movement

will be transferred into adduction/abduction and external/internal rotation angles, which will therefore be incorrectly assessed, causing errors in measurements. This lack of accuracy poses a problem in the clinical context when using 3D knee kinematics for follow-up purposes. In addition to the accuracy of inertial calibration methods, Pacher et al. (2022) investigated the repeatability of some of them as well. However, to the best of our knowledge, there are no such studies assessing the sensitivity of inertial calibration methods and its effect on adduction/abduction and external/internal rotation angles. Indeed, there is a growing body of knowledge, especially when monitoring knee osteoarthritis, that supports the notion that ad/abduction curves contain clinically meaningful information that can guide conservative treatment (Fatima Bensalma et al., 2022).

Among the calibration methods using MIMUs, the one proposed by Palermo et al. (2014) relies on a double pose calibration which has been used in several studies (Robert-Lachaine et al., 2020 ; Yi et al., 2021), and inspired some new calibration methods (Carcreff et al., 2022 ; Wang et al., 2022). Among these studies, Robert-Lachaine et al. (2020) compared knee kinematic data taken with MIMUs, the KneeKG system and the calibration method inspired by Palermo et al. (2014). The two calibration postures include an upright standing posture and a second posture in which the leg equipped with MIMUs is stretched forward in the sagittal plane, each of these postures being visually controlled. Together, the two calibration postures define a plane that is considered to be the sagittal plane. Robert-Lachaine et al. (2020) reported a root mean square difference (RMSD) of 5.1-5.7° for knee adduction/abduction and external/internal rotation angles which could not be explained with certainty. One hypothesis would be that the second posture was not truly in the sagittal plane. Our study aimed to quantify the error in the calculation of 3D knee kinematics resulting from a slight shift of the leg with respect to the sagittal plane for the second calibration posture used by Robert-Lachaine et al. (2020). In the present study, the second posture was performed in different angulations of the leg with respect to the sagittal plane. The first hypothesis was that this shift in posture would impact the estimated 3D knee kinematics, especially in the frontal and transverse anatomical planes. The second hypothesis was that the knee kinematic curves would reflect a certain sequence: the farther the leg is from the sagittal plane in the second calibration posture, the greater the bias or crosstalk in knee angles.

4.4 Methods

4.4.1 Participants

Similar to previous studies (Kianifar, Joukov, Lee, Raina, & Kulić, 2019 ; Most, Axe, Rubash, & Li, 2004 ; Trojaniello, Cereatti, & Della Croce, 2014), we recruited a sample of 10 healthy participants through convenience sampling. Ten healthy able-bodied participants (5 women, 5 men, age 28.5 ± 9.3 years, height 176.7 ± 9.9 cm, body mass 73.4 ± 17.8 kg) gave informed consent before participating in the study, which was approved by the Ethics Committees of TÉLUQ University (#2017-244), École de Technologie Supérieure (#H20171103) and Centre Hospitalier de l'Université de Montréal (#17.333). Inclusion criteria were the capacity to stand and to walk on a treadmill for a total of 20 minutes without any pain or discomfort. Exclusion criteria were any lower limb musculoskeletal or neurological disorders reported by the participant.

4.4.2 Instrumentation

The attachment system of the KneeKG (Emovi Inc., Montreal Canada) was used on the right knee of all participants to measure 3D knee kinematics using two MIMU sensors (MTw Awinda, Xsens Technologies). The KneeKG system was attached to the femoral and tibial segments by two components: a rigid tibial plate and a femoral harness. Henceforth, tibia MIMU will refer to the rigid tibial plate and femur MIMU will refer to the femoral harness (Figure 4.1). The KneeKG system was used in this study because it is a reliable device that is now commonly used in clinics to assess and monitor 3D knee kinematics during gait. It limits soft-tissue artefacts when assessing 3D knee kinematics (Ganjikia et al., 2000 ; Hagemeister et al., 2005 ; Lustig et al., 2012 ; Sati, de Guise, Larouche, & Drouin, 1996).



Figure 4.1 KneeKG attachment system with two Xsens MIMU attached on each of the two parts

4.4.3 Experimental protocol

After 10 minutes of familiarization with treadmill walking (Van de Putte, Hagemester, St-Onge, Parent, & de Guise, 2006) at a speed of 1.1 m/s, the KneeKG system was attached to the participant's right leg.

Two standardization devices were then placed on the treadmill (Figure 4.2): a T-shaped block and an inclined support with multiple slots corresponding to the five conditions being compared, i.e., five different calibration leg positions. The five conditions refer to the right leg being at 0, 3, 5, 10 or 15 degrees from the sagittal plane, and will be referred to as C0, C3, C5, C10 and C15, respectively, in the remainder of this paper. To control the leg positions, the inclined support was placed 25 cm in front of the T-block (Figure 4.2A) since it was designed to have its slots corresponding to the five conditions presented above when placed at such a distance. Participants were asked to stand with their feet on either side of the T-block: the center of the right heel was marked on the T-block, and the leftmost slot of the inclined support (C0), designed to correspond to the sagittal plane, was aligned with this mark (Figure 4.2A). The right foot of the participant was then placed on one of the slots, and the height of the

support was adjusted so that the participant's foot, when the leg was forward, rested on it while maintaining a straight, vertical trunk and the pelvis horizontal in the frontal plane (Figure 4.2A). It was controlled visually by the operator who ensured the horizontality of the participant left and right ASIS when looking from the front and ensuring trunk verticality and pelvis in the frontal plane when looking from the side. Then, the participant performed all the calibration postures: first the standing posture with both feet alongside the T-block (performed once) (Figure 4.2B), then each of the five conditions (test) in a previously determined random order (Figure 4.2C et Figure 4.2D). These five conditions were completed a second time (retest) in the same random order as the original test in order to increase the dataset (preliminary analysis showed that the differences between test and retest conditions were smaller than the MIMUs' accuracy, namely 1.5° for the heading part). For each condition, the center of the heel and the second toe of the participant's foot were aligned on the slot. Finally, three consecutive walking trials of 45 seconds at 1.1 m/s were recorded at a sampling frequency of 100 Hz. The gait speed of 1.1 m/s was chosen because all participants could walk comfortably at this speed.

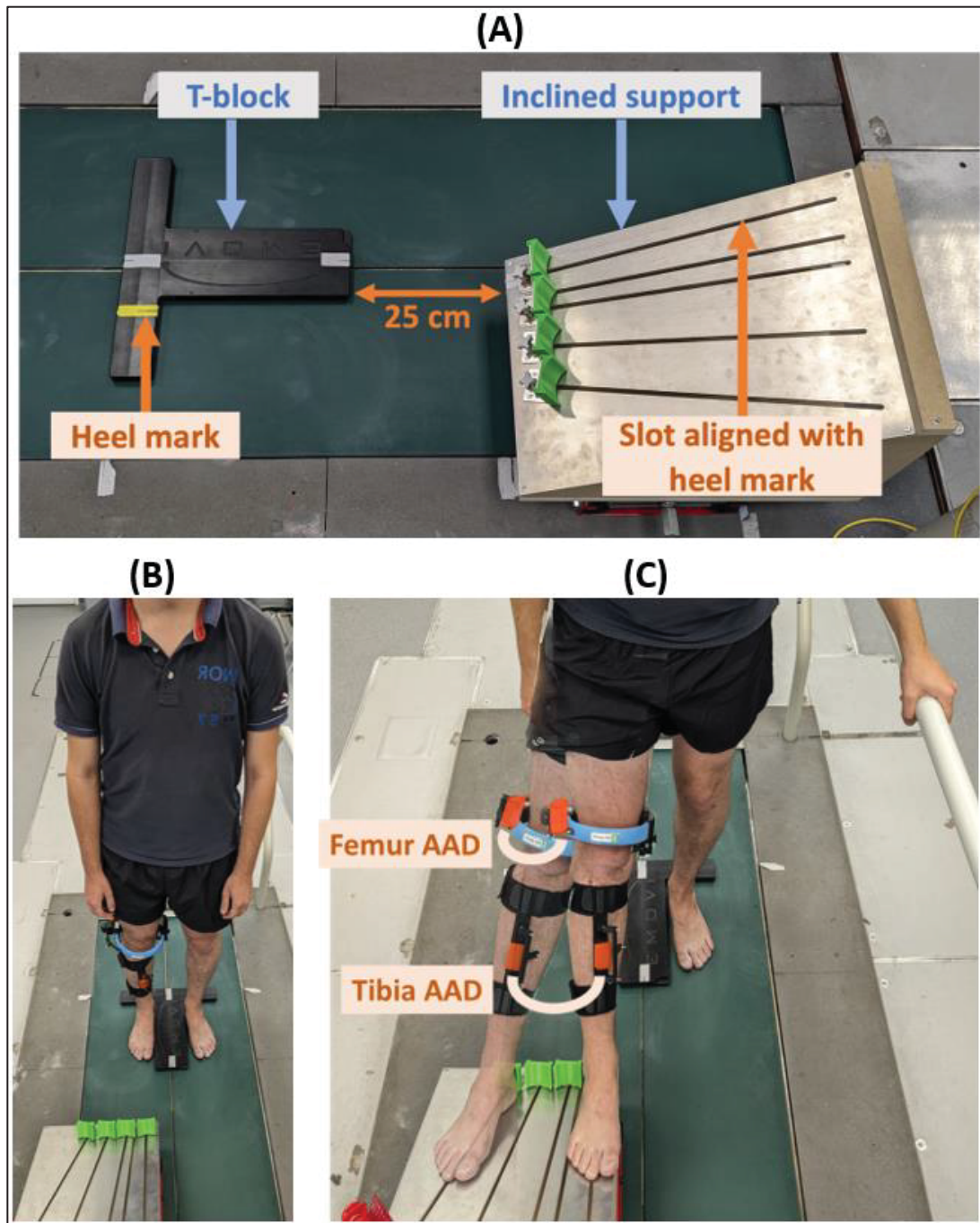


Figure 4.2 (A) Experimental setup composed of a T-block positioned 25 cm from inclined support. The middle of the participant's heel was marked on the T-block, and aligned with the slot corresponding to the sagittal plane of the participant; (B) standing upright for the calibration method of Palermo et al. (2014); (C) leg position corresponding to reference condition C0 (right) and condition C15 (left)

4.4.4 Data processing

The anatomical axes of the femur and tibia were defined according to the double-pose calibration performed by Robert-Lachaine et al. (2020) using several posture pairings: the standing posture and one of the five leg positions with the leg forward resting on the inclined support. Data of the accelerometer only was used for the calibration computation process and was not filtered. Each calibration posture was held for 10 seconds, and acceleration vector measured during this time was averaged and considered equal to the gravitational vector. The gravitational vector measured in the standing posture by each MIMU was used to define the longitudinal axis ($\vec{L}$) of the associated anatomical segment (femur or tibia). The gravitational vector in the second posture with the leg forward, together with that measured in the standing posture, was used to define a plane, perpendicular to which the medio-lateral axis ($\vec{ML}$) of each anatomical segment was defined. Finally, the antero-posterior axis ($\vec{AP}$) was defined as mutually orthogonal to the longitudinal and medio-lateral axes. For each anatomical segment (femur and tibia), the associated transformation matrix (respectively R_{fem} and R_{tib}) of the coordinates for each anatomical axis in the associated MIMU coordinate system was constructed as follows:

$$R_{fem} = [ML_{fem} \quad AP_{fem} \quad L_{fem}] \quad (4.1)$$

$$R_{tib} = [ML_{tib} \quad AP_{tib} \quad L_{tib}] \quad (4.2)$$

With AP , ML and L column vectors of three elements.

Then, R_{fem} and R_{tib} were converted into quaternions ($q_{fem}^{IMU_{fem}}$ and $q_{tib}^{IMU_{tib}}$) using MATLAB *rotm2quat* function. During walking, the quaternions giving the orientation of the femur and the tibia MIMU with respect to the global frame ($q_{IMU_{fem}}^G$ and $q_{IMU_{tib}}^G$) were used to calculate the relative quaternion giving the orientation of the tibia with respect to the femur (q_{tib}^{fem}) according to the following equation (3):

$$q_{tib}^{fem} = (q_{MIMU_{fem}}^G \otimes q_{fem}^{MIMU_{fem}})^{-1} \otimes (q_{MIMU_{tib}}^G \otimes q_{tib}^{MIMU_{tib}}) \quad (4.3)$$

Where $\otimes$ denotes quaternion multiplication. The global frame G is defined by Xsens documentation as an earth-fixed reference coordinate system with X positive when pointing to the local magnetic North, Y according to right-handed coordinates (West), and Z positive when pointing up. No drift was observed throughout the entire duration of data acquisition on the participants.

Finally, knee joint angles were extracted from q_{tib}^{fem} using an X-Y'-Z'' Euler angle sequence, giving the knee flexion (+)-extension (-), adduction (+)-abduction (-) and external (+)-internal (-) rotation (Grood & Suntay, 1983). For each walking trial, gait cycles were defined using the minimum flexion angle, defined here as the moment of heel strike (Robert-Lachaine et al., 2020). The 15 most repeatable cycles, selected by minimizing the RMS difference between the selected cycles, were then averaged to obtain a mean kinematic knee angular rotation pattern (Kadaba et al., 1989). Finally, gait cycles were normalized from 1 to 100%. Thus, for each of the three walking trials for each participant, we obtained five curves per anatomical plane (flexion/extension in the sagittal plane, adduction/abduction in the frontal plane, and external/internal tibial rotation in the transverse plane): the reference curve corresponding to condition C0 and the four curves corresponding to conditions C3, C5, C10 and C15.

4.4.5 Data analysis

For each anatomical plane, the peak value during the swing phase of the gait cycle (60-100% (Perry, 1992)) was extracted from the kinematic curves associated with conditions C3, C5, C10 and C15. The absolute difference between these values and condition C0 was calculated and averaged over all repetitions and walking trials (test and retest, three walking trial) for each participant: this variable will be referred to as the peak mean absolute difference (pMAD) in the remainder of this paper. We selected pMAD because the knee flexion angle is greatest during the swing phase, which may lead to more significant propagation errors on the other

two angles during this phase. Descriptive statistics such as mean and standard deviation were used to study the pMAD variable.

Moreover, the mean range of motion (ROM) for each of the three knee angles was calculated from the referenced curve (condition C0) and averaged over all repetitions, walking trials and participants.

Also, the absolute angular difference (AAD) between the reference sagittal plane (condition C0) and the plane constructed with the four other conditions was calculated (Figure 4.2C). Femur and tibia AAD correspond to the angle between the normal of the two planes (reference sagittal plane and plane resulting from one of the four other conditions), which is calculated as the cross product of the gravitational vectors measured by the femur and tibia MIMU for every calibration posture pairing (standing posture and each of the five leg positions). AAD was calculated for each posture repetition for every participant, using the reference sagittal plane from the corresponding repetition. The linear relationship between femur and tibia AAD and swing-phase pMAD was assessed by calculating the Pearson correlation coefficient for all three knee angles. This allowed verifying in which plane the kinematics are most influenced by a shift in angulation of the leg from the sagittal plane when performing the second calibration posture.

4.5 Results

Figure 4.3 shows 3D knee kinematics for one walking trial from the calibration test of four different participants. It shows the typical knee kinematic curves sequence for the five different conditions. For every participant, all conditions gave similar and almost superimposed flexion/extension curves ($\text{pMAD} < 0.5^\circ$). Conversely, for the adduction/abduction curves, all conditions led to differences more visible during the swing phase. Figure 4.3A presents the best-case scenario: the four curves from conditions C3, C5, C10 and C15 are almost superimposed on the reference curve (condition C0), and pMAD is $1.93\text{-}3.30^\circ$. Figure 4.3B shows a specific sequence for the adduction/abduction curves: pMAD is increased with each shift from the reference sagittal plane imposed by each condition, condition C0 leads to minimum pMAD (1.33°) and condition C15 leads to maximum pMAD (4.59°).

Adduction/abduction curves in Figure 4.3C and Figure 4.3D do not reflect this: in Figure 4.3C, minimum pMAD (0.67°) is obtained with condition C15 and maximum pMAD (3.02°) is obtained with condition C3. In Figure 4.3D, the curves are on either side (above and below) the C0 curve, condition C3 leads to minimum pMAD (1.05°) but maximum pMAD (2.40°) is obtained with condition C5. For external/internal rotation curves, conditions C3, C5, C10 and C15 led to pMAD reaching $0.49\text{-}0.87^{\circ}$ (Figure 4.3A), $0.11\text{-}1.18^{\circ}$ (Figure 4.3B), $1.67\text{-}2.72^{\circ}$ (Figure 4.3C) and $0.92\text{-}2.08^{\circ}$ (Figure 4.3D), respectively. Thus, the four typical knee kinematic curves presented in Figure 4.3 show that for the three knee angles, leg position associated with a greater angular shift from the sagittal plane do not necessarily induce an increased difference from the C0 curve.

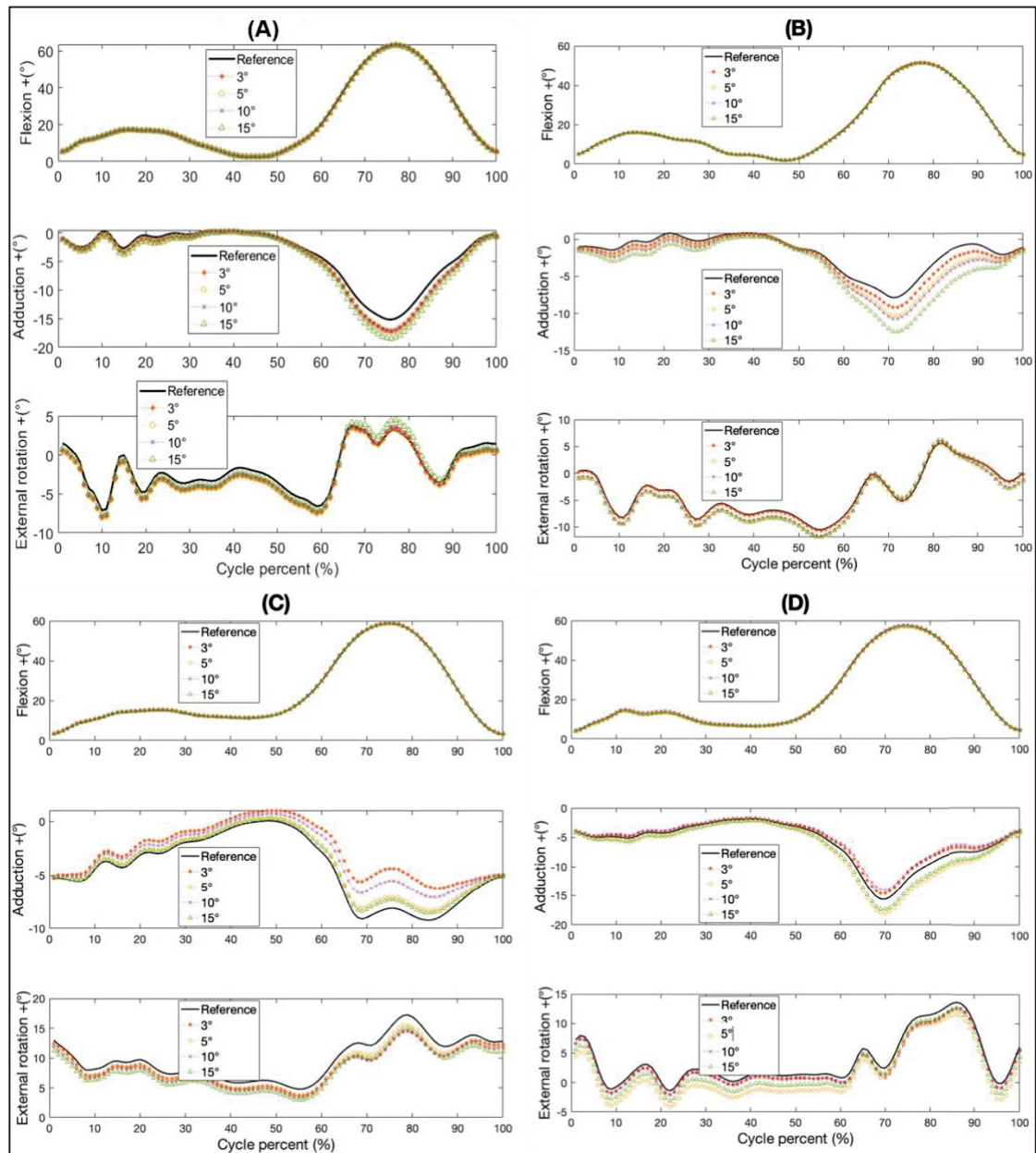


Figure 4.3 3D knee kinematics of four different participants, representing typical cases of knee angular displacement obtained for the five conditions tested. Among the ten participants, each figure depicts one participant representing the cases observed for one (A), three (B), five (C), and one (D) participants, respectively

Tableau 4.1 shows pMAD values for all conditions and the mean ROM for condition C0 averaged over all repetitions, walking trials and participants. pMAD was $0.19 \pm 0.12^\circ$ to

$0.41 \pm 0.12^\circ$ for flexion/extension, $1.55 \pm 0.71^\circ$ to $2.92 \pm 1.26^\circ$ for adduction/abduction, and $0.84 \pm 0.46^\circ$ to $1.27 \pm 0.54^\circ$ for external/internal rotation. ROM was $52.82 \pm 6.73^\circ$ for flexion/extension, $11.09 \pm 3.64^\circ$ for adduction/abduction, and $13.36 \pm 2.26^\circ$ for external/internal rotation.

Tableau 4.1 pMAD value for the four tested conditions and mean ROM for condition C0 for the three knee angles, averaged over all repetitions, walking trials and participants

Knee angle	pMAD				ROM
	C3	C5	C10	C15	C0
Flexion/Extension	$0.19 \pm 0.12^\circ$	$0.22 \pm 0.12^\circ$	$0.22 \pm 0.11^\circ$	$0.41 \pm 0.12^\circ$	$52.82 \pm 6.73^\circ$
Adduction/Abduction	$1.55 \pm 0.71^\circ$	$1.73 \pm 1.03^\circ$	$1.88 \pm 1.17^\circ$	$2.92 \pm 1.26^\circ$	$11.09 \pm 3.64^\circ$
External/Internal Rotation	$0.84 \pm 0.46^\circ$	$1.01 \pm 0.47^\circ$	$1.03 \pm 0.75^\circ$	$1.27 \pm 0.54^\circ$	$13.36 \pm 2.26^\circ$

Figure 4.4 depicts the correlation between pMAD and femur AAD (Figure 4.4A) or tibia AAD (Figure 4.4B). For flexion/extension, both femur and tibia AAD show a low correlation with pMAD ($R^2 = 0.31$ and $R^2 = 0.10$, respectively). For adduction/abduction, the correlation between pMAD and femur AAD was $R^2 = 0.81$, and the correlation between pMAD and tibia AAD was $R^2 = 0.34$. There was no correlation between pMAD with femur AAD ($R^2 = 0.089$) or tibia AAD ($R^2 = 0.003$) for external/internal rotation.

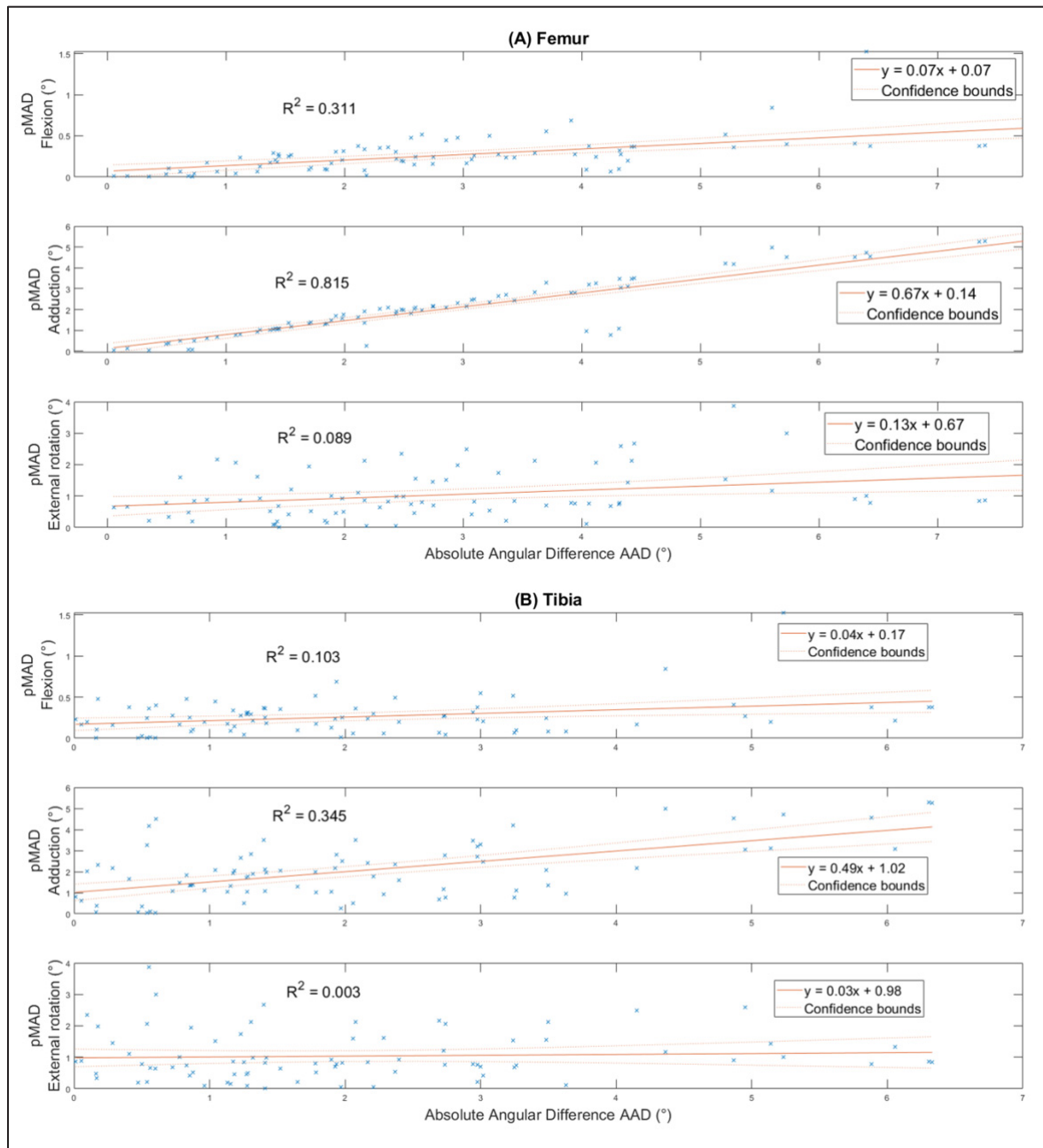


Figure 4.4 Correlation between pMAD for all three knee angles (from top to bottom: flexion/extension, adduction/abduction, and external/internal rotation) and femur AAD (A; left) or tibia AAD (B; right)

4.6 Discussion

This paper aimed to assess the sensitivity of one posture of a double-pose calibration method to analyse 3D knee kinematics during gait with two MIMUs. Our hypothesis was that a shift in the definition of the sagittal plane during the calibration process would affect the assessment of knee kinematics in the frontal and transverse planes. This hypothesis was confirmed by our results. Indeed, we showed that shifting the leg during the second calibration posture in a double-pose calibration method (Palermo et al., 2014) caused error propagation, especially for the adduction/abduction angle: as the flexion angle increased, the adduction/abduction curves corresponding to conditions C3, C5, C10 and C15 shifted away from the reference curve (condition C0). This error propagation is consistent with the results obtained by della Croce et al. (1999) who found that errors in the definition of the anatomical axes of the femur and the tibia led to absolute knee joint angle errors that increased with the knee flexion angle. It should be noted that della Croce et al. (1999) investigated the propagation of error with an optical system calibrated with anatomical landmarks, whereas we used an inertial system calibrated with two static postures. Moreover, they mathematically simulated knee flexion, whereas we calculated knee kinematics in experiments on ten participants. The increase in bias with knee flexion that was observed in the present study and the study of della Croce et al. (1999) are the result of the crosstalk phenomenon, which is known to have an impact when calculating knee joint kinematics.

Also, it should be noted that the present results (pMAD of 1.55-2.92° for adduction/abduction angle) are a bit lower than the results found by della Croce et al. (1999) (maximum error propagation on adduction/abduction of 4° on average). Moreover, part of the error depicted by pMAD results might be due to inaccuracies in the MIMU measurements (Xsens MIMUs' accuracy of 1.5° for the heading part).

Our second hypothesis was that the knee kinematic curves would follow a certain sequence. This was not verified: an increased shift from the reference sagittal plane in leg position when performing the second calibration posture did not necessarily increase the pMAD value. This can be explained by the slight rotation of the participants' femur or tibia during the second calibration posture even when their foot was correctly positioned on a given slot, thus affecting

the definition of anatomical axes, particularly the medio-lateral and antero-posterior axes. These slight rotations are partly due to the subject's behavior, which induced hip abduction for various leg positions. We also noticed that the correlation between pMAD and femur AAD is greater than the correlation between pMAD and tibia AAD, meaning that the medio-lateral and antero-posterior axes defined for the femur have a greater influence on flexion/extension and abduction/adduction angles, respectively, compared to the same two axes of the tibia. Moreover, the impact of leg position varies from one subject to another. This can be explained by the fact that, even with the same controlled foot position, subjects do not choose to position their leg with the same relative orientation of the tibia with respect to the femur. This is due to the three degrees of freedom (DOF) of hip motion and the two remaining DOF of the knee motion. The correlation analysis shows that the adduction/abduction angle is the most affected by a shift of the leg with respect to the sagittal plane. This is straightforward since knee adduction/abduction strongly depends on the definition of the sagittal plane.

The mean ROM calculated for the three knee angles can be used to characterize pMAD (Tableau 4.1). For flexion/extension, pMAD only represents 0.4% to 0.8% of the mean ROM. For adduction/abduction, pMAD represents 14% to 26.3% of the mean ROM, and for external/internal rotation pMAD represents 6.3% to 9.5% of the mean ROM. Nevertheless, our study does not consider the inaccuracies when assessing knee angles with the inertial calibration method tested. When comparing our results to normative data provided by Chao et al. (1983a), the pMAD values represent a similar proportion of the ROM reported in their study: 0.3-0.6% for flexion/extension, 14-26.3% for adduction/abduction and 6.5-9.8% for external/internal rotation. pMAD values therefore represent a large part of adduction/abduction and external/internal knee rotations. This echoes the findings published by Della Croce et al. (1999, 2005) regarding optical calibration error propagation on joint angle: anatomical landmark misplacement leads to a different anatomical coordinate system. It should be noted that the study from Chao et al. (1983a) was conducted during level walking using electrogoniometers. When joint motion mainly occurs in one anatomical plane (as for the knee in the sagittal plane), it mostly affects the reliability of joint measurement for small movements in the other two anatomical planes.

To overcome these problems with an inertial double-pose calibration method, one solution could be to use a calibration posture control procedure and device as proposed here. However, this would add some complexity to the calibration procedure and our results show that it is difficult to maintain the alignment of the tibia with respect to the femur during calibration.

In conclusion, the present study showed that the anatomical coordinate systems constructed with a double-pose calibration method are sensitive to femur and tibia shift from the sagittal plane during the calibration process, and that this shift mostly affects the adduction/abduction angle (correlation between pMAD and tibia AAD, and between pMAD and femur AAD, are $R^2 = 0.34$ and $R^2 = 0.81$, respectively).

CHAPITRE 5

HIP JOINT CENTER ESTIMATION USING INERTIAL SENSORS: EFFECT OF SENSOR REDUNDANCY, MULTI-SEGMENT MOTION DATA, AND CALIBRATION MOVEMENT

Camille di Falco ^{a, b}, Nicola Hagemeister ^{a, b}, Rachid Aissaoui ^{a, b}

^a Département de génie des systèmes, École de technologie supérieure,
1100 Notre-Dame Ouest, Montréal, Québec, Canada H3C1K3

^b Laboratoire d'Innovation Ouverte en technologies de la santé (LIO-ÉTS), Centre de
Recherche du Centre Hospitalier de l'Université de Montréal (CRCHUM), 900 St-Denis,
Montréal, QC, H2X 0A9, Canada

Article soumis dans *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, mai 2026

5.1 Contexte et contribution

Ce CHAPITRE 5 présente la deuxième étude issue de ce projet de doctorat et constitue une étape méthodologique préliminaire à la méthode de calibrage développée dans le chapitre suivant. En effet, la méthode de calibrage inertiel proposée dans cette thèse repose sur l'estimation des JCs de la hanche, du genou et de la cheville pour construire les axes longitudinaux des segments fémoral et tibial. L'estimation précise de ces JCs à partir d'IMUs représente donc un prérequis fondamental à cette approche.

Cette étude s'est concentrée sur l'estimation du HJC avec des MIMUs, en examinant l'influence de trois facteurs : la redondance des MIMUs (i.e. l'utilisation de plusieurs MIMUs par segment), l'incorporation de données de mouvement de plusieurs segments anatomiques (pelvis et fémur), et le type de mouvement fonctionnel réalisé par le participant. Plusieurs mouvements fonctionnels couramment utilisés dans la littérature avec des systèmes optoélectroniques ont ainsi été comparés afin d'identifier celui offrant la meilleure estimation. Il s'agit de la première étude à explorer simultanément ces trois facteurs pour l'estimation du HJC avec des capteurs inertiels, et notamment la première à tester la redondance de MIMUs

pour l'estimation des JCs et à évaluer l'apport du mouvement du sacrum pour l'estimation du HJC. Explorer simultanément ces trois facteurs vise à déterminer leur configuration optimale pour l'estimation du HJC, et à évaluer l'applicabilité clinique de cette configuration.

Cette étude a aussi fait l'objet de présentations orales au 50e congrès de la Société de Biomécanique et au congrès de l'Acfas, qui se sont tous les deux tenus en 2025. Dans le cadre du 50e congrès de la Société de Biomécanique, cette étude a également donné lieu à une publication dans le *Multidisciplinary Biomechanics Journal* : di Falco, C., Aissaoui, R., & Hagemester, N. (2025). Effect of inertial sensor redundancy on the accuracy of hip joint center localization. *Multidisciplinary Biomechanics Journal*, 2, 25–27. <https://doi.org/10.46298/mbj.16145>.

5.2 Abstract

The present study investigates how using magnetic and inertial measurement units (MIMUs) on multiple anatomical segments (sacrum and femur), along with sensor redundancy and different functional calibration movements, affects the accuracy of hip joint center (HJC) estimation. Twenty healthy adults participated in the experiment, during which four MIMUs – two on the sacral belt and two on the femoral harness of the KneeKG system – were mounted near the corresponding marker cluster and performed five functional calibration movements commonly used for HJC estimation (circumduction, cross, arc, star and star-arc). The highest estimation accuracy was achieved during circumduction with a single femoral MIMU, yielding the lowest errors for both HJC position (2.4 ± 0.9 cm) and longitudinal femoral axis collinearity ($3.0 \pm 1.2^\circ$), highlighting the consistency of this optimal condition across metrics. These results demonstrate that accurate and clinically feasible HJC estimation can be obtained with minimal inertial sensor instrumentation, providing a reliable basis for reducing HJC-related errors in inertial-based lower limb kinematic assessment.

5.3 Introduction

Accurate estimation of joint centers (JC) is a key aspect across various domains of biomechanics, including motion analysis (A. Cappozzo et al., 1995 ; Ge Wu et al., 2002, 2005), particularly in clinical gait analysis for diagnostic purposes (Della Croce et al., 2005 ; Hagemester et al., 2005) or for monitoring patients following surgery (Blakeney et al., 2019 ; Favroul et al., 2023). Moreover, beyond the accurate localization of JC, it is important to define anatomical axes of the lower limb that are recommended by the International Society of Biomechanics (Ge Wu et al., 2002), in order to ensure accurate assessment of lower limb kinematics. With optical motion capture systems, currently considered the gold standard for human movement analysis, two main techniques are used to estimate JC location, namely predictive methods, including anatomical-landmark-based approaches (Bell, Pedersen, & Brand, 1990 ; McGibbon et al., 2015) and statistical regression models (Bell, Brand, & Pedersen, 1989 ; Harrington, Zavatsky, Lawson, Yuan, & Theologis, 2007a), and functional calibration techniques (Camomilla, Cereatti, Vannozzi, & Cappozzo, 2006 ; Ehrig, Taylor, Duda, & Heller, 2006 ; McGibbon et al., 2015).

Predictive methods estimate JC location from anthropometric regression equations, while functional calibration methods infer this location from the relative movement of adjacent segments during calibration trials. For hip joint center (HJC) estimation, functional methods provide the highest accuracy (1.1 cm error compared to a radiographic reference from EOS imaging) when calibration movements are properly performed (Sangeux, Pillet, & Skalli, 2014), whereas predictive methods based on regression equations are preferable when such movements are limited (1.7 cm error) (Harrington, Zavatsky, Lawson, Yuan, & Theologis, 2007b).

In recent years, inertial measurement units (IMUs) or magnetic and inertial measurement units (MIMUs) have emerged as a promising alternative due to their portability, affordability, and suitability for measurements in out-of-lab environments (Picerno, 2017 ; Weygers et al., 2020). Some studies investigating JC estimation with inertial sensors used mechanical linkages rather than human subjects, limiting their generalizability to real-world applications. HJC estimation from simulated femoral circumduction using a mechanical linkage and the rigid body motion

equation with IMU-derived angular velocity and gravity-free linear acceleration reported a 3 mm error compared to a coordinate measuring machine (McGinnis & Perkins, 2013). Their setup assumed perfect rigidity and a fixed HJC, thus excluding soft tissue and multi-segment effect. More recently, JC estimation using inertial sensors has relied on functional calibration movements, with several studies focusing on specific joints such as the shoulder (Crabolu et al., 2017) and the hip (García-de-Villa, Jiménez-Martín, & García-Domínguez, 2021). Crabolu et al. (2017) estimated the glenohumeral joint center in five subjects performing cross or star arm motion using the rigid body motion equation, reporting accuracies of 2.1 ± 1.0 cm with a single MIMU on the arm and 2.2 ± 1.0 cm when combining multiple anatomical segments, with MIMUs placed on the arm and scapula, respectively. Regarding the HJC, García-de-Villa et al. (2021) reported an accuracy of 1.4 ± 0.4 cm using synthetic data (simulated IMU signals generated from a spherical pendulum model), and an average accuracy of 6.5 ± 0.1 cm in an experimental setup where five subjects performed a circumduction movement. In that experiment, a single IMU and four reflective markers were mounted on a rigid plate attached to the anterior side of the thigh to estimate the HJC. However, sacral motion was not considered in their analysis.

Moreover, recent studies indicate a growing trend toward increasing the number of inertial sensors used in motion analysis to improve the estimation of 3D-pose and joint angles (Faizullin & Ferrer, 2023 ; García-de-Villa, Casillas-Pérez, Jiménez-Martín, & García-Domínguez, 2023).

To date, no MIMU-based study has combined multiple anatomical segments (i.e., both pelvic and femoral motions) for HJC estimation, nor investigated the impact of sensor redundancy (i.e., using dual MIMUs per anatomical segment) on estimation accuracy. Although such strategies have been examined with optoelectronic motion capture systems (Camomilla et al., 2006), the influence of different functional calibration movements on HJC estimation has not yet been explored using MIMUs.

The present study addresses these gaps by evaluating how combining motion data from multiple anatomical segments (sacrum and femur), the use of sensor redundancy, and the choice of functional calibration movement affect the accuracy of HJC estimation. Rather than validating MIMU-based HJC estimation against an anatomical imaging reference, this study

evaluates the feasibility of transferring an established optoelectronic-based clinical method to MIMUs.

5.4 Methods

5.4.1 Participants

Twenty healthy able-bodied participants (13 women, 7 men, age 28.1 ± 7.5 years, height 172.2 ± 9.8 cm, weight 69.5 ± 14.2 kg) gave informed consent before participating in the study, which was approved by Ethics Committee from TÉLUQ University (#2017-244), École de Technologie Supérieure (#H20171103) and Centre Hospitalier de l'Université de Montréal (#17.333). Inclusion criteria were the capacity to stand and perform single-leg movements for a total duration of 1 hour without pain or discomfort. Exclusion criteria were self-reported lower-limb musculoskeletal disorder within the previous year or neurological disorders.

5.4.2 Instrumentation

Only two parts of the KneeKG system (Emovi Inc., Montreal Canada) were used: the sacral belt and the femoral harness, which were respectively fixed to the pelvis and right knee of all participants. The KneeKG is a reliable device widely used in clinical settings to monitor gait, as it effectively reduces soft-tissue artifacts during 3D knee kinematic assessment by up to a factor of six (Ganjikia et al., 2000 ; Lustig et al., 2012). When combined with the calibration protocol of Hagemeister et al. (2005), it has been shown to yield repeatable anatomical CS definitions for knee kinematics analysis during gait, with intra- and inter-observer repeatability values below 1.2° and 0.4° respectively. In the present study, the KneeKG was used as a mechanical support structure to ensure the standardized, stable and reproducible placement of four MTw Awinda MIMUs (Xsens Technologies, Enschede, Netherlands) via a custom rigid structure mounted on each KneeKG part. Since the MIMUs were mounted on the same rigid structures as the reflective marker clusters, they were subject to the same potential clothing and soft-tissue artefacts. Two MIMUs were fixed on each KneeKG part at predefined mounting positions, designed to ensure fixed position and orientation relative to the corresponding

marker cluster: “SacrIncl”, “SacrPlan” (sacral) and “FemLat”, “FemAnt” (femoral) (Figure 5.1). The MIMUs were inserted into custom-designed recesses on the KneeKG structure and secured using retaining tabs fastened with screws to minimize relative motion between the sensors and the KneeKG during the measurements. For each KneeKG part, one MIMU was aligned with the corresponding marker cluster plane, while the second was oriented 45° relative to that plane. The same four MIMUs were used throughout the study, but their placement over the four mounting positions was randomized between participants.

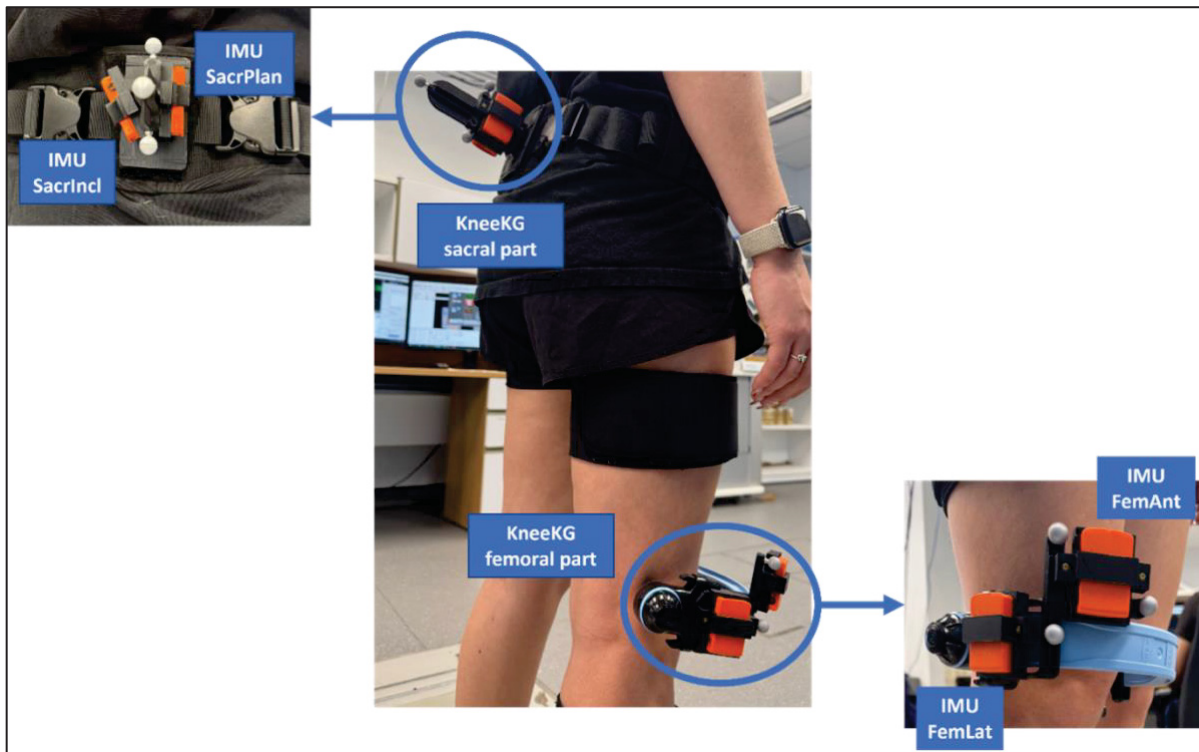


Figure 5.1 Sacral and femoral parts of the KneeKG, with MIMUs SacrIncl and SacrPlan attached to the sacral component, and FemAnt and FemLat attached to the femoral part

5.4.3 Experimental protocol

After the KneeKG system was attached to the participants, they performed five different movements: a circumduction movement, which is clinically used for HJC estimation (Hagemeister et al., 2005), as well as cross, arc, star and star-arc movements as defined in the

study of Camomilla et al. (2006). Each movement was performed at self-selected speed and amplitude. For the circumduction, cross, and arc movements, participants performed each trial continuously for 10 seconds, whereas for the star and star-arc movements, only a single execution of the pattern was recorded. Three trials were collected for each movement. The trajectories of the reflective markers were recorded at a sampling frequency of 200 Hz using a 12-camera Vicon system (Nexus software, version 2.14), while the MIMUs' data were acquired at 100 Hz using MT Manager software (Xsens Technologies). Synchronization between the optical and inertial recordings was achieved via a hardware connection between the Xsens Awinda station and the Vicon system. A trigger sent at the start of recording in MT Manager initiated the simultaneous acquisition in Nexus, ensuring synchronized recording onset across both systems.

5.4.4 Data processing

HJC estimation with the optical system (HJC_{opto}) was calculated using the algorithm of Siston & Delp (2006), which is the functional method implemented in the KneeKG clinical protocol, i.e. the calibration approach of Hagemeister et al. (2005).

HJC estimation with the inertial system (HJC_{mimu}) followed the approach developed by Crabolu et al. (2017) to estimate glenohumeral joint center. The method of Crabolu et al. (2017) uses either one single IMU on the humerus or two IMUs placed on the humerus and scapula, respectively. This estimation relies on the equation relating the accelerations of two points on a rigid body in motion, which, in the present work dedicated to HJC estimation, is written as follows:

$$a_{MIMU} = a_{HJC} + \dot{\omega} \times r + \omega \times (\omega \times r) \quad (5.1)$$

where a_{IMU} and a_{HJC} are vectors representing the free linear acceleration measured by the MIMU and the free linear acceleration of the HJC, respectively, both expressed in the MIMU local coordinate system (CS). Free linear acceleration refers to the linear acceleration measured by the MIMU without the gravitational component. r is the position vector from HJC to MIMU location, expressed on the MIMU CS. ω is the angular velocity vector measured by the MIMU

and expressed in its local CS, and $\dot{\omega}$ is the angular acceleration vector, i.e., the time derivative of ω . The symbol $\times$ denotes the cross product of two vectors.

It should be noted that the free linear acceleration was provided by MT Manager (Xsens Technologies), but it is expressed in the Xsens global CS G . According to Xsens documentation, the global CS G is an earth-fixed reference CS with X positive when pointing to the local magnetic North, Y according to right-handed coordinates (West), and Z positive when pointing up. To express this acceleration in the local MIMU CS, the following transformation is applied:

$$a^{MIMU} = (q_{MIMU}^G)^{-1} \otimes a^G \otimes q_{MIMU}^G \quad (5.2)$$

where $\otimes$ denotes quaternion multiplication, a^{MIMU} is the free linear acceleration expressed in the local CS of the MIMU, a^G is the free linear acceleration expressed in G . Both a^{MIMU} and a^G are treated as pure quaternions, meaning they have a zero scalar part and a vector part equal to the three acceleration components (a_x, a_y, a_z) . The quaternion q_{MIMU}^G is a unit quaternion representing the orientation of the MIMU relative to G . Both a^G and q_{MIMU}^G are directly provided by MT Manager.

The cross-product operator $\times$ is then expressed in matrix form using a skew-symmetric matrix.

For any vector $x = \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \end{bmatrix}$, its associated skew-symmetric matrix is defined as $[\tilde{x}] = \begin{bmatrix} 0 & -x_3 & x_2 \\ x_3 & 0 & -x_1 \\ -x_2 & x_1 & 0 \end{bmatrix}$. With this notation, the cross-product is defined as $x \times y = [\tilde{x}] \cdot y$.

Thus, equation (5.1) becomes:

$$a_{IMU} = a_{HJC} + [\tilde{\omega}] \cdot r + [\tilde{\omega}][\tilde{\omega}] \cdot r \quad (5.3)$$

Using this matrix representation, the equation is compactly written as:

$$a_{IMU} = a_{HJC} + K \cdot r \quad (5.4)$$

$$\text{where } K(\dot{\omega}, \omega) = [\tilde{\omega}] + [\tilde{\omega}]^2 \quad (5.5)$$

In explicit form, K is expanded as:

$$K = \begin{bmatrix} (-\omega_y^2 - \omega_z^2) & (\omega_x \omega_y - \dot{\omega}_z) & (\dot{\omega}_y + \omega_x \omega_z) \\ (\dot{\omega}_z + \omega_x \omega_y) & (-\omega_x^2 - \omega_z^2) & (\omega_y \omega_z - \dot{\omega}_x) \\ (\omega_x \omega_z - \dot{\omega}_y) & (\dot{\omega}_x + \omega_y \omega_z) & (-\omega_x^2 - \omega_y^2) \end{bmatrix} \quad (5.6)$$

When relying exclusively on the MIMU(s) placed on the femur, the femur is considered to primarily rotate about the HJC due to its ball-and-socket connection with the pelvis. This allows the linear acceleration of the HJC to be neglected, thereby simplifying the formulation as follows:

$$a_{IMU} = K \cdot r \quad (5.7)$$

A least-squares estimate of r was then obtained by applying Eq. (5.7) at each of the N samples of the recorded movement.

A similar formulation was adapted to incorporate data from the MIMU(s) placed on the sacrum. When both the sacrum and femur are moving during the functional movement, the HJC may exhibit a nonzero linear acceleration. By considering the MIMUs rigidly attached to each segment, it becomes possible to estimate the relative position of the HJC by explicitly incorporating its acceleration into the computational framework. Thus, Eq. (5.3) applies separately to the motion of each segment considered, i.e., the sacrum and the femur. When expressed in each MIMU's respective local CS, these yields:

$$a_{HJC} = a_{Fem} - K_{Fem} \cdot r_{Fem} \quad (5.8)$$

$$a_{HJC} = a_{Sacr} - K_{Sacr} \cdot r_{Sacr} \quad (5.9)$$

When Eq. (5.9) is expressed in the CS of the femoral MIMU, it becomes:

$$a_{HJC} = R_{Sac}^{Fem} \cdot a_{Sac} - R_{Sac}^{Fem} \cdot K_{Sac} \cdot r_{Sac} \quad (5.10)$$

where R_{Sac}^{Fem} is the rotation matrix from the local CS of the sacral MIMU to that of the femoral MIMU.

When combining Eq. (5.8) and (5.10), we obtain:

$$K_{Fem} \cdot r_{Fem} - R_{Sac}^{Fem} \cdot K_{Sac} \cdot r_{Sac} = a_{Fem} - R_{Sac}^{Fem} \cdot a_{Sac} \quad (5.11)$$

Least-squares estimates of r_{Fem} and r_{Sac} is then computed by applying Eq. (5.11) at each of the N samples of the recorded movement.

The same wavelet-based filtering strategy as described in Crabolu et al. (2017) was applied to the angular velocity data, using a decimated wavelet denoising approach with the Bior3.3 mother wavelet, soft-thresholding, and level-dependent noise estimation. This procedure was further extended to the free linear acceleration and angular acceleration signals. Specifically, four decomposition levels were used for filtering both angular velocity and free linear acceleration, while five decomposition levels were applied for angular acceleration. After this initial denoising, all detail coefficients up to the respective decomposition levels were set to zero, thus retaining only the final approximation component, which produced a strong low-pass filtering effect.

5.4.5 Data analysis

Since HJC_{opto} was obtained in the KneeKG femoral cluster of markers CS (FCM-CS) and HJC_{mimu} in one femoral MIMU CS (IMU-CS), an optical probe was used to determine the relative position and orientation of each femoral IMU with respect to the FCM-CS. This enabled the comparison of HJC_{opto} and HJC_{MIMU} within the same CS (FCM-CS). The error d was then computed as the Euclidean distance between the two points:

$$d = \|HJC_{opto} - HJC_{mimu}\| \quad (5.12)$$

Where $\| \cdot \|$ denotes the Euclidean norm.

Let us also denote by KJC_{opto} the knee joint center estimated from optoelectronic data, following the method described by (Hagemeister et al., 2005). More specifically, KJC_{opto} corresponds to the midpoint between projected lateral and medial femoral epicondyles onto the mean flexion-extension axis of the knee, which is estimated from active knee flexion/extension movements.

To further quantify the collinearity between a femoral longitudinal axis defined using HJC_{mimu} and the reference femoral longitudinal axis (as defined by Hagemeister et al. (2005)), we computed the absolute 3D angle ϑ between the vectors $v_1 = KJC_{opto}HJC_{opto}$ and $v_2 = KJC_{opto}HJC_{mimu}$ as follows:

$$\vartheta = \left| \arccos \left(\frac{v_1 \cdot v_2}{\|v_1\| \|v_2\|} \right) \right| \quad (5.13)$$

Where $(\cdot)$ denotes the scalar (dot) product. The angle ϑ thus represents the orientation difference between the two estimated HJC vectors relative to a common anatomical reference point.

Additionally, for circumduction trials, the correlation between each error variable (d and ϑ) and the norm of the angular velocity measured by the FemLat MIMU during the trial was assessed using linear regression, to evaluate whether estimation accuracy was influenced by movement velocity.

5.5 Results

Among all tested movement types, circumduction yielded the lowest d errors when using reduced MIMU configurations, i.e., involving only femoral sensor(s) (Tableau 5.1). Specifically, the lowest d error was obtained with the FemLat MIMU alone (2.4 ± 0.9 cm), followed by the use of both femoral MIMUs (2.8 ± 0.9 cm) and the FemAnt MIMU (3.2 ± 0.8 cm) configurations. These values were consistently lower than those observed for the same MIMU placement configurations across the other tested movements. Notably, for circumduction, no configuration involving additional sacral MIMU(s) outperformed the minimal FemLat-only MIMU use.

Tableau 5.1 Mean and Standard Deviation (Std) of error d for all MIMU combinations and each movement tested, averaged over all trials and participants. “2 Fem” refers to the use of both FemLat and FemAnt IMUs, while “2 Sacr” refers to the use of both SacrPlan and SacrIncl IMUs

	d (cm)									
	Circumduction		Cross		Arc		Star		StarArc	
MIMU(s) configuration	Mean	Std	Mean	Std	Mean	Std	Mean	Std	Mean	Std
FemLat	2.4	0.9	3.9	1.5	4.4	2.0	4.0	1.4	4.0	1.5
FemAnt	3.2	0.9	4.6	1.3	5.2	1.7	4.7	1.3	4.6	1.4
2Fem	2.8	0.9	4.2	1.4	4.8	1.9	4.3	1.4	4.3	1.5
FemAntSacrPlan	4.1	1.5	4.1	1.8	4.4	1.6	4.0	1.7	4.0	1.4
FemAntSacrIncl	4.8	2.1	4.2	1.4	4.9	1.5	4.2	1.3	4.0	1.6
FemLatSacrPlan	4.4	2.1	3.8	1.6	4.5	1.6	3.7	1.0	3.6	1.1
FemLatSacrIncl	4.3	1.6	3.8	1.4	4.8	1.6	3.5	1.0	3.5	1.1
FemLat2Sacr	3.2	1.3	3.5	1.4	4.4	1.6	3.4	0.9	3.4	1.0
FemAnt2Sacr	3.5	1.4	4.0	1.6	4.5	1.4	3.9	1.5	3.9	1.5
2FemSacrPlan	3.9	1.3	3.9	1.7	4.1	1.6	3.7	1.4	3.7	1.3
2FemSacrIncl	4.6	2.1	3.9	1.4	4.6	1.5	3.8	1.1	3.7	1.5
2Fem2Sacr	3.2	1.3	3.7	1.5	4.2	1.5	3.5	1.3	3.5	1.4

In contrast to circumduction, the lowest d errors for all other tested movements were obtained using configurations that combined femoral and sacral sensors. Specifically, the configuration involving FemLat, SacrPlan, and SacrIncl MIMUs yielded the smallest mean d errors for the cross, star, and star-arc movements, with values of 3.5 ± 1.4 cm (cross), 3.4 ± 0.9 cm (star), and 3.4 ± 1.0 cm (star-arc). For the arc movement, which consistently produced the highest errors among all tested movements, the lowest error obtained was 4.1 ± 1.6 cm, using the combination of FemAnt, FemLat, and SacrPlan MIMUs.

As with the Euclidean distance d , the circumduction movement produced the smallest angular errors when using minimal MIMU configurations (Tableau 5.2). The lowest mean angular error was observed with the FemLat MIMU alone ($3.0 \pm 1.2^\circ$), followed by the 2Fem ($3.6 \pm 1.1^\circ$) and FemAnt ($4.3 \pm 1.3^\circ$) configurations. Across all movement types, circumduction consistently resulted in lower ϑ values for these femoral-only configurations, and no configuration involving sacral MIMU(s) outperformed the minimal FemLat-only configuration for this movement.

In contrast, for other movements such as cross, arc, star and star-arc, configurations combining femoral and sacral MIMUs generally led to lower angular errors. For instance, the configuration involving FemLat, SacrPlan, and SacrIncl MIMUs yielded the lowest ϑ values for the cross ($4.1 \pm 1.5^\circ$), star ($4.0 \pm 1.4^\circ$), and star-arc ($3.7 \pm 1.6^\circ$) movements. For the arc movement, the lowest mean angle ($5.1 \pm 2.5^\circ$) was obtained with the configuration involving FemLat, FemAnt and SacrPlan MIMUs.

To resume, both d and ϑ exhibited similar trends across movements, with the same MIMU placement configurations yielding the lowest errors for both metrics. For each metric, the circumduction movement resulted in the smallest error values when using a minimal number of MIMUs.

Finally, for circumduction trials, no significant correlation was found between estimation errors and the norm of the angular velocity measured by the FemLat MIMU during the trial ($R^2 = 0.0012$ and $R^2 = 0.0014$ for d and ϑ respectively), suggesting that the accuracy of the method is independent of movement velocity.

Tableau 5.2 Mean and Standard Deviation (Std) of error ϑ for all MIMU combinations and each movement tested, averaged over all trials and participants. “2 Fem” refers to the use of both FemLat and FemAnt IMUs, while “2 Sacr” refers to the use of both SacrPlan and SacrIncl IMUs

	θ (°)									
	Circumduction		Cross		Arc		Star		StarArc	
MIMU(s) configuration	Mean	Std	Mean	Std	Mean	Std	Mean	Std	Mean	Std
FemLat	3.0	1.2	4.3	1.5	5.0	2.0	4.0	1.2	3.9	1.5
FemAnt	4.3	1.3	5.6	1.2	6.4	1.8	5.1	1.2	4.9	1.6
2Fem	3.6	1.1	4.9	1.2	5.6	1.9	4.5	1.2	4.3	1.7
FemAntSacrPlan	4.8	2.1	4.9	2.5	5.6	2.5	4.9	2.2	4.6	1.4
FemAntSacrIncl	5.2	2.3	5.4	2.1	6.4	2.2	5.1	1.7	4.6	1.6
FemLatSacrPlan	4.1	1.9	4.3	1.8	5.3	2.6	4.4	1.5	3.8	1.8
FemLatSacrIncl	4.4	1.8	4.7	2.0	5.8	2.5	4.1	1.7	4.0	1.7
FemLat2Sacr	3.6	1.8	4.1	1.5	5.2	2.6	4.0	1.4	3.7	1.6
FemAnt2Sacr	4.3	2.0	4.9	2.2	5.7	2.0	4.8	1.9	4.4	1.5
2FemSacrPlan	4.5	1.8	4.6	2.2	5.1	2.5	4.4	1.9	4.3	1.5
2FemSacrIncl	4.8	2.0	4.9	2.0	5.8	2.1	4.6	1.5	4.2	1.6
2Fem2Sacr	3.8	1.9	4.4	2.0	5.1	2.0	4.3	1.6	4.1	1.5

5.6 Discussion

Among all tested movement types, circumduction consistently yielded the lowest estimation errors for both the position of the HJC (d) and the orientation of the resulting femoral longitudinal axis (ϑ). This finding is particularly promising, as circumduction is already used in clinical settings (Hagemeister et al., 2005) and remains feasible even for individuals with knee osteoarthritis, including those with limited range of motion. However, a key limitation of the present study is that only healthy participants were included. Accurate HJC estimation is primarily required for clinical gait analysis, which is widely used to assess movement disorders and support clinical decision-making across a range of patient populations. Therefore, the applicability of the present findings to clinical populations remains to be established. Further

investigations are needed to evaluate the robustness of the method in individuals with neurological or musculoskeletal disorders, such as knee osteoarthritis (Robbins, Teoli, Huk, Zukor, & Antoniou, 2024 ; Skvortsov et al., 2023). It should also be noted that HJC_{opto} was not validated against a medical imaging reference and should therefore be interpreted as a clinical reference rather than an anatomical ground truth. The functional method used to estimate HJC_{opto} based on a pivoting algorithm (Siston & Delp, 2006), has however been shown to yield errors as low as 2.2 ± 0.2 mm on a mechanical model with circumduction motion, and functional methods in general achieve approximately 1.1 cm accuracy against low-dose biplanar X-ray imaging (EOS imaging, Paris, France) (Sangeux et al., 2014).

Interestingly, the lowest errors during circumduction were obtained when using configurations that included the femoral segment only (i.e., one or two femoral MIMU(s)). This finding may be explained by differences in the underlying estimation principles associated with sensor placement. When relying only on femoral MIMUs, the algorithm searches for a point exhibiting near-zero acceleration during the movement, in accordance with rigid-body dynamics. In contrast, when incorporating sacral MIMU(s), the method estimates a point for which the accelerations measured on the femur and sacrum coincide: this approach may introduce more error due to the lower movement amplitude of the sacrum compared to the femur during the tested tasks. Since all MIMUs' signal were processed using the same filtering technique and parameters, the lower-amplitude signals from the sacral MIMUs may not be optimally filtered, potentially lowering the accuracy of the estimation.

However, when considering the configuration using only one femoral MIMU, our results show a substantial improvement in accuracy when compared to previously reported results using the same configuration and methodology, where an average error of 6.5 ± 0.1 cm was obtained with a single femoral IMU (García-de-Villa et al., 2021), whereas we obtained an error of 2.4 ± 0.9 cm with the FemLat MIMU.

This improvement is partly due to the use of the KneeKG attachment system, as well as to the filtering of all three inertial signals. While only the angular velocity signal was filtered in García-de-Villa et al. (2021), we additionally filtered the angular acceleration and the free linear acceleration. Since angular acceleration is derived by differentiating the angular velocity, residual noise in the filtered angular velocity signal is amplified through

differentiation, making additional filtering of the resulting angular acceleration necessary. Similarly, if angular velocity requires filtering, there is no reason to assume that free linear acceleration does not, and it was therefore filtered as well.

For circumduction specifically, the best performance was observed with the FemLat MIMU alone, which yielded the lowest errors for both d and ϑ . One possible explanation lies in the fixed location of this MIMU's mounting position, which is positioned closer to one of the KneeKG attachment sites. This may reinforce the validity of the rigid-body assumption underlying (5.1), thereby improving the accuracy of the estimation. Importantly, randomly assigning the MIMU to the four predefined mounting positions on the KneeKG structure allowed us to isolate the effect of sensor location on estimation accuracy, independently of the intrinsic characteristics of a particular MIMU, such as drift or sensitivity to magnetic interference.

Finally, the results show that increasing the number of MIMUs used in the estimation process does not necessarily lead to improved accuracy. A likely explanation is that, although all MIMUs are supposed to express their orientation in the same global CS, small discrepancies exist between their respective global CS (Yi et al., 2021). As a result, the transformation of free linear acceleration from Xsens global to the MIMU's local CS (cf. (2)) introduces MIMU-specific biases. When multiple sensors are combined, these biases may accumulate rather than cancel out, ultimately reducing the reliability of the final HJC estimation.

Additionally, for the circumduction trials, no correlation was found between estimation errors and the norm of the angular velocity measured during the trials ($R^2 = 0.0012$ and $R^2 = 0.0014$ for d and ϑ respectively), suggesting that the accuracy of the method is robust to variations in movement velocity, which is consistent with observations made for the glenohumeral joint (Crabolu et al., 2017).

The clinical relevance of the observed errors can be assessed from two complementary perspectives. First, regarding joint kinematics, HJC mislocation has a negligible effect on both hip and knee joint angles (R. Stagni et al., 2000), with propagated errors below 1° and 1.5° respectively, even for mislocations of up to 30 mm. Since the mean position error d of 2.4 ± 0.9 cm obtained in the present study remains below this reference, its impact on joint angle estimation is expected to be similarly negligible. This is further supported by the mean

angular error $\vartheta = 3^\circ$ obtained with the FemLat MIMU, indicating that the estimated HJC remains well-aligned with the femoral longitudinal axis. Second, regarding joint kinetics, hip moments are more sensitive to HJC mislocation than joint angles, with a 30 mm mislocation generating errors of approximately 22% on the flexion-extension moment and 15% on the abduction-adduction moment (Della Croce et al., 2005 ; R. Stagni et al., 2000), whose clinical acceptability will ultimately depend on the specific application considered.

As a conclusion, this study showed that accurate HJC estimation can be achieved using a single femoral MIMU, particularly when combined with an appropriate calibration movement such as circumduction. These results, obtained using the KneeKG system to ensure stable and standardized sensor placement while minimizing soft tissue artefacts, support the feasibility of quick and clinically applicable inertial-based protocols for kinematics assessment.

CHAPITRE 6

RÉESTIMATION DE L'ORIENTATION DES CAPTEURS INERTIELS

6.1 Contexte

Au cours du développement de la méthode de calibrage présentée dans le CHAPITRE 7 ci-après, une analyse approfondie des données d'orientation des MIMUs, fournies par MT Manager a révélé une anomalie affectant cette quantité. Cette anomalie a été mise en évidence lors d'une étape de validation du pipeline algorithmique de calcul des angles articulaires du genou, dans laquelle les angles extraits de deux quaternions distincts ont été comparés.

Par souci de clarté, et par anticipation des résultats du CHAPITRE 7 qui établissent la meilleure performance globale du MIMU FemLat par rapport au MIMU FemAnt (voir Figure 5.1) pour la mise en œuvre du calibrage, l'ensemble des analyses et résultats présentés dans cette section reposent sur les données du MIMU FemLat, désigné simplement dans cette section par « MIMU du fémur ».

D'une part, les angles sont extraits du quaternion $(q_{Tib}^{Fem})_{opto}$ défini comme suit :

$$(q_{Tib}^{Fem})_{opto} = (q_{mqFem}^{ViconG} \otimes q_{Fem}^{mqFem})^{-1} \otimes (q_{mqTib}^{ViconG} \otimes q_{Tib}^{mqTib}) \quad (6.1)$$

où q_{mqFem}^{ViconG} et q_{mqTib}^{ViconG} désignent les orientations respectives des triades de marqueurs du fémur et du tibia dans le repère global Vicon, et q_{Fem}^{mqFem} et q_{Tib}^{mqTib} les quaternions de calibrage du fémur et du tibia respectivement, tels que construits par la procédure de calibrage de Hagemester et al. (2005). $\otimes$ désigne l'opérateur de multiplication de quaternions.

D'autre part, les angles sont extraits du quaternion $(q_{Tib}^{Fem})_{mimu}$ défini comme suit :

$$(q_{Tib}^{Fem})_{mimu} = (q_{mimuFem}^{XsensGFem} \otimes q_{mqFem}^{mimuFem} \otimes q_{Fem}^{mqFem})^{-1} \otimes (q_{mimuTib}^{XsensGTib} \otimes q_{mqTib}^{mimuTib} \otimes q_{Tib}^{mqTib}) \quad (6.2)$$

où $q_{mimuFem}^{XsensGFem}$ et $q_{mimuTib}^{XsensGTib}$ désignent l'orientation du MIMU du fémur et du tibia respectivement dans le repère East-North-UP (ENU) qui leur est propre, tel que fourni par MT Manager, et $q_{mqFem}^{mimuFem}$ et $q_{mqTib}^{mimuTib}$ sont les quaternions donnant l'orientation de la triade de marqueurs du fémur et du tibia par rapport au SC local du MIMU associé, déterminés par l'analyse par pointeur optique décrite à la section 3.2.2.

Les angles articulaires du genou sont ensuite extraits de ces deux quaternions selon une séquence d'angles d'Euler X-Y'-Z'', donnant respectivement la flexion (+) / extension (-), l'adduction (+) / abduction (-) et la rotation externe (+) / interne (-) du genou. La comparaison des angles articulaires issus de $(q_{Tib}^{Fem})_{opto}$ et $(q_{Tib}^{Fem})_{mimu}$ a mis en évidence des écarts importants et inexpliqués entre les deux estimations, ainsi qu'une dérive sur certains angles calculés à partir de l'orientation fournie par MT Manager (voir Figure 6.1).

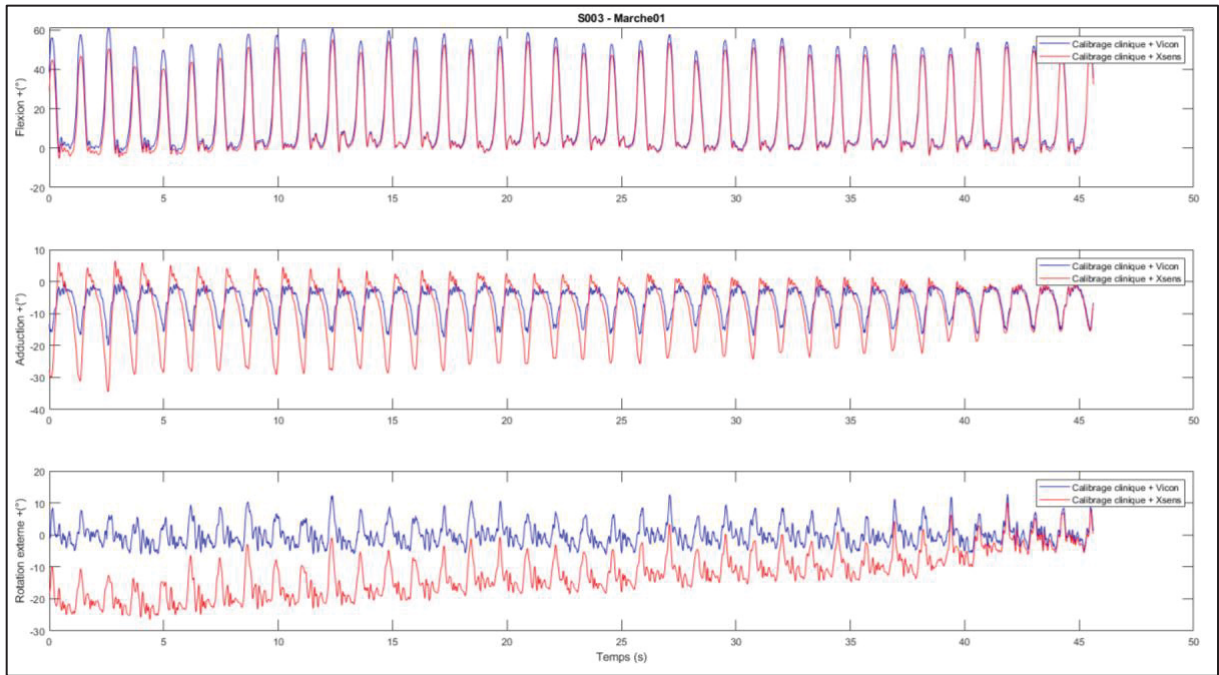


Figure 6.1 Comparaison des angles articulaires du genou estimés par le système optique (bleu) et par les MIMUs (rouge). Le même calibrage clinique de Hagemeister et al. (2005) a été utilisé pour les deux systèmes. Sujet S003, 1^{er} essai de marche.

Suspectant un désalignement des repères ENU propres à chacun des MIMUs utilisés, nous avons cherché à estimer et visualiser ce désalignement en calculant l'orientation relative entre les repères ENU du MIMU fémoral et du MIMU tibial.

Pour un MIMU, on peut écrire :

$$q_{XsensG_{MIMU}}^{ViconG} = q_{mq}^{ViconG} \otimes q_{MIMU}^{mq} \otimes (q_{MIMU}^{XsensG_{MIMU}})^{-1} \quad (6.3)$$

où q_{mq}^{ViconG} désigne l'orientation de la triade de marqueurs optiques associée dans le repère global Vicon, q_{MIMU}^{mq} désigne l'orientation du MIMU par rapport à la triade de marqueurs optiques associée, telle que déterminée par l'analyse par pointeur optique décrite à la section 3.2.2, et $q_{MIMU}^{XsensG_{MIMU}}$ désigne l'orientation du MIMU dans le repère ENU qui lui est propre, telle que fournie par MT Manager.

Ainsi, on peut calculer $q_{XsensGFem}^{XsensGTib}$, i.e. le quaternion donnant l'orientation du repère ENU propre au MIMU du tibia par rapport au repère ENU propre au MIMU du fémur, comme suit :

$$q_{XsensGFem}^{XsensGTib} = (q_{mqFem}^{ViconG} \otimes q_{mimuFem}^{mqFem} \otimes q_{XsensGFem}^{mimuFem})^{-1} \otimes q_{mqTib}^{ViconG} \otimes q_{mimuTib}^{mqTib} \otimes q_{XsensGTib}^{mimuTib} \quad (6.4)$$

Avec $q_{XsensGFem}^{mimuFem} = (q_{mimuFem}^{XsensGFem})^{-1}$ et $q_{XsensGTib}^{mimuTib} = (q_{mimuTib}^{XsensGTib})^{-1}$.

La Figure 6.2 présente l'évolution temporelle des quatre composantes du quaternion $q_{XsensGFem}^{XsensGTib}$ au cours d'une séance d'acquisition complète pour un participant représentatif (S018).

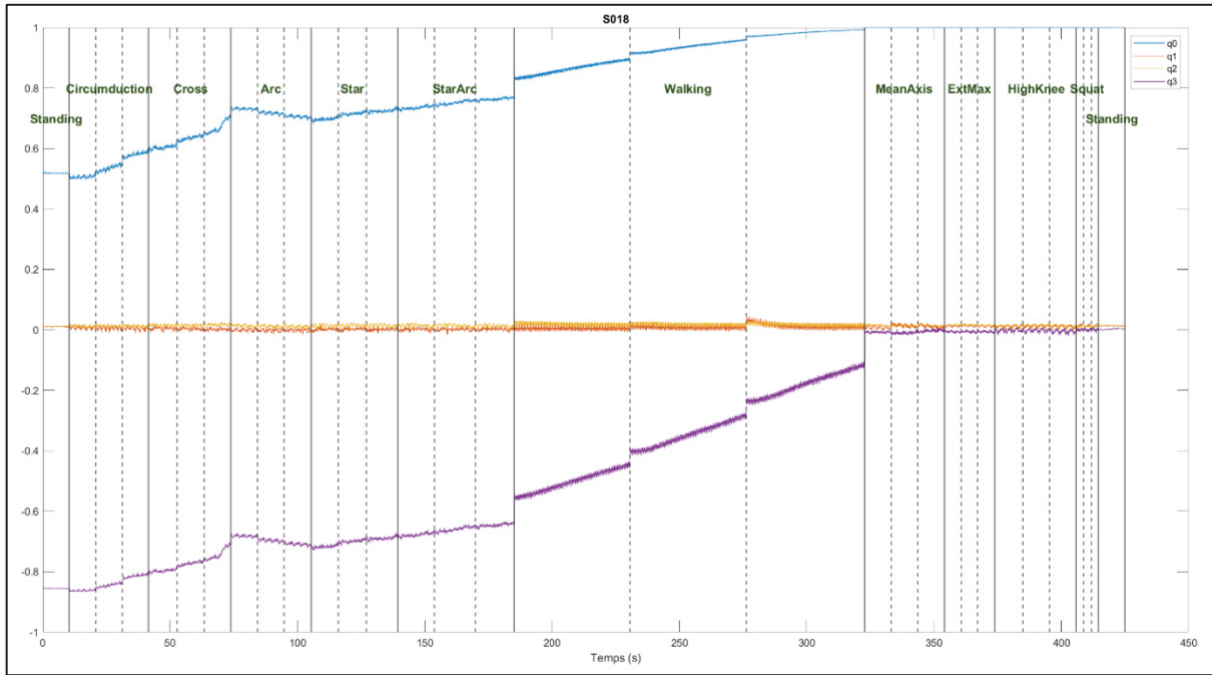


Figure 6.2 Composantes du quaternion d'orientation relative entre les repères de référence des MIMUs fémoral et tibial au cours de la session d'acquisition du participant S018

Si les repères ENU des deux MIMUs étaient parfaitement alignés, ce quaternion serait constant et égal au quaternion identité $1 + 0i + 0j + 0k$ et resterait constant tout au long de l'acquisition. Or, on observe un désalignement initial important dès le début de la séance (q_0 étant éloigné de 1 et q_3 éloigné de 0), auquel s'ajoute une dérive progressive au fil des mouvements réalisés. On notera toutefois qu'en fin d'acquisition, les composantes du quaternion tendent à converger vers le quaternion identité, suggérant une stabilisation progressive de l'alignement entre les deux repères ENU.

Ce phénomène de désalignement entre les repères de référence de différents MIMUs est documenté dans la littérature. Yi et al. (2021) définissent formellement ce problème sous le terme de *reference frame unification* : ces auteurs montrent que les déviations entre repères de référence MIMUs distincts présentent des caractéristiques non linéaires et variables dans le temps, résultant non seulement de la dérive causée notamment par les perturbations magnétiques, mais également des erreurs d'estimation de l'orientation introduites par les accélérations dynamiques générées par les mouvements eux-mêmes. Ces observations sont cohérentes avec le comportement observé sur la Figure 6.2, où le désalignement entre les repères ENU du MIMU fémoral et du MIMU tibial évolue de manière non linéaire au fil des différents mouvements réalisés. Il convient de préciser que les enregistrements des différents essais ont été concaténés sur cette figure, des périodes de repos de quelques secondes à quelques minutes séparant chaque essai lors de la session d'acquisition : l'échelle temporelle en abscisse est donc davantage représentative de la durée cumulée des essais que du temps réel d'acquisition.

6.2 Réestimation de l'orientation par filtre AHRS

Afin de s'affranchir de ce problème de désalignement des repères ENU décrit à la section précédente, les données brutes des MIMUs (accélérations, vitesses angulaires et champ magnétique) ont été utilisées afin de réestimer indépendamment l'orientation des MIMUs à l'aide de la fonction *ahrsfilter* de MATLAB (R2024a), qui implémente un filtre de type AHRS (Roetenberg, Luinge, Baten, & Veltink, 2005).

Le paramétrage du filtre a été réalisé à l'aide de la fonction *tune* de MATLAB, configurée avec un maximum de 100 itérations et une limite de convergence fixée à 0.03. Le paramétrage a été effectué sur les données d'un essai de marche de référence, le 3^{ème} essai de marche du participant S003, électionné comme l'essai au cours duquel aucune dérive de l'orientation n'était visuellement observable sur la durée de 45 secondes et pour lequel le quaternion $q_{XsensGFem}^{XsensGTib}$ était proche du quaternion identité $1 + 0i + 0j + 0k$ (Figure 6.3).

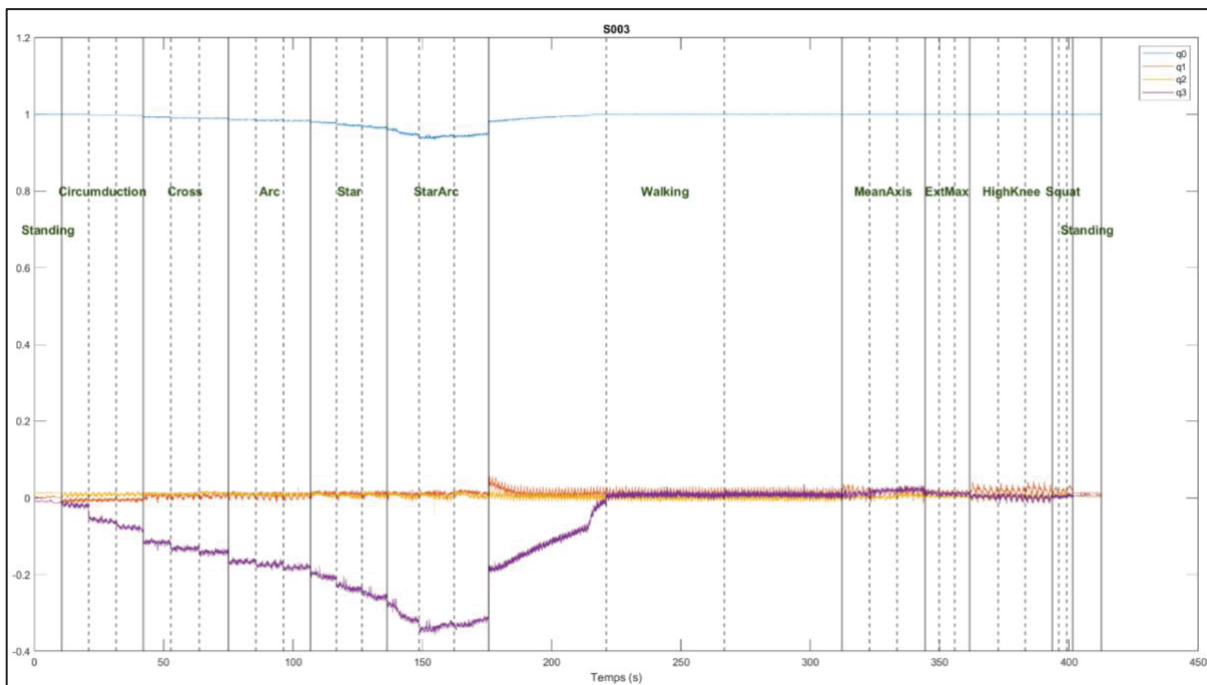


Figure 6.3 Composantes du quaternion d'orientation relative entre les repères de référence des MIMUs fémoral et tibial au cours de la session d'acquisition du participant S003

L'orientation fournie par MT Manager pour cet essai a ainsi pu être utilisée comme référence pour le paramétrage du filtre, sa fiabilité étant garantie par l'absence de dérive constatée. Afin d'éviter les effets de bord liés à l'initialisation du filtre, les signaux inertiels de l'essai de référence ont été prolongés de part et d'autre par leur version inversée temporellement, selon le schéma [flip(S), S, flip(S)], afin que le filtre opère sur un signal suffisamment long pour limiter les artefacts transitoires liés à son initialisation. Pour les données du gyroscope, le signe des segments inversés a également été changé, afin de préserver le sens physique de la vitesse

angulaire. Le paramétrage a ensuite été réalisé à l'aide de la fonction *tune* de MATLAB (maximum 100 itérations, limite de convergence fixée à 0.03), qui ajuste itérativement les covariances de bruit de l'accéléromètre, du gyroscope et du magnétomètre, le bruit de dérive du gyroscope, les termes de bruit d'accélération linéaire et de perturbation magnétique ainsi que leurs facteurs de décroissance respectifs, de manière à minimiser l'écart entre l'orientation estimée et l'orientation de référence. Une fois paramétré, le filtre a été appliqué de manière uniforme à l'ensemble des cinq MIMUs et à la totalité des essais de tous les participants, après avoir étendu chaque enregistrement de la même manière et n'en avoir conservé que le segment central correspondant à la durée originale de l'essai. Enfin, les discontinuités de signe pouvant affecter les quaternions estimés ont été détectées et corrigées a posteriori.

6.3 Validation

Afin de valider la réestimation de l'orientation par le filtre AHRS, le quaternion $q_{XsensG_{tib}}^{XsensG_{Fem}}$ a été recalculé pour l'ensemble des participants en utilisant la nouvelle orientation estimée par le filtre. Pour chaque participant, les composantes de ce quaternion ont été examinées afin de vérifier que le décalage initial par rapport au quaternion identité $1 + 0i + 0j + 0k$ ainsi que la dérive temporelle observés avec l'orientation Xsens étaient bien corrigés. La Figure 6.4 illustre ce résultat pour le participant S018 : les quatre composantes du quaternion restent proches du quaternion identité tout au long de l'acquisition, confirmant l'alignement des repères de référence des deux MIMUs. On notera toutefois qu'un court temps de convergence du filtre est observable en début de chaque essai de marche, se manifestant par une légère dérive transitoire des composantes du quaternion avant stabilisation.

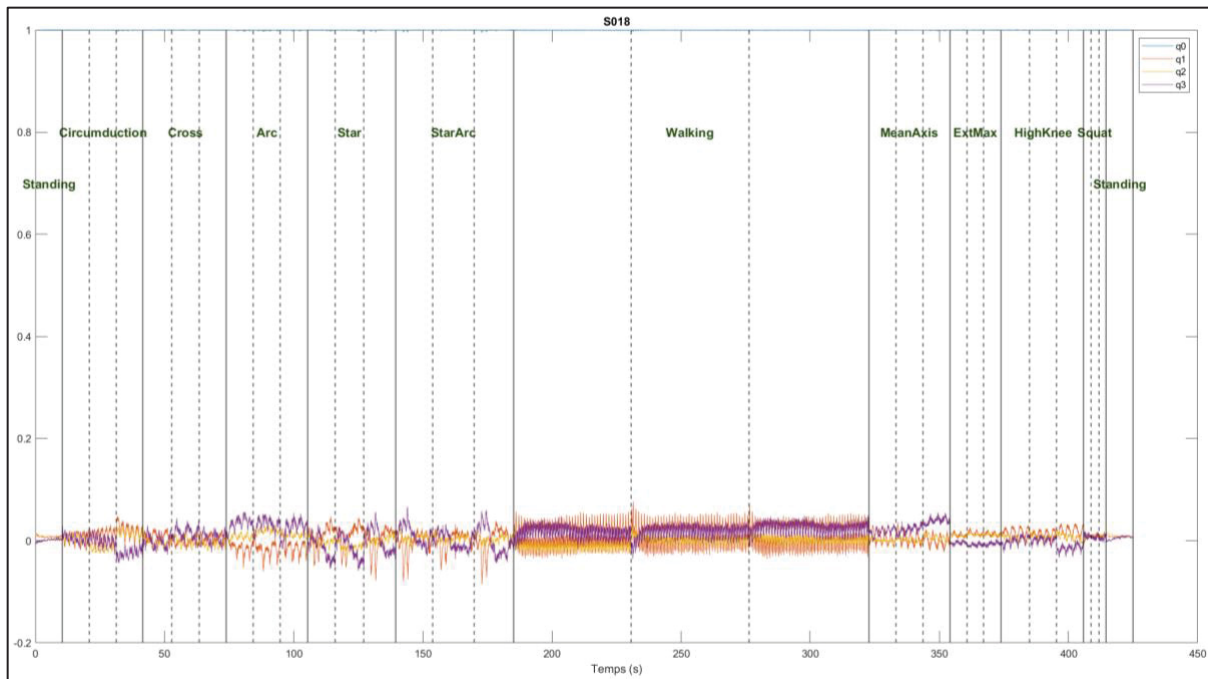


Figure 6.4 Composantes du quaternion d'orientation relative entre les repères de référence des MIMUs fémoral et tibial au cours de la session d'acquisition du participant S018 après réestimation de l'orientation avec le filtre AHRS

6.4 Conséquences sur la dernière étude

La réestimation de l'orientation des MIMUs par le filtre AHRS décrite à la section 6.2 entraîne des conséquences directes sur le calcul de l'accélération libre des segments corporels (i.e. accélération dépourvue de la composante gravitationnelle), et cette quantité est utilisée dans l'estimation des JCs du membre inférieur (hanche, genou et cheville). En effet, l'accélération libre fournie par MT Manager est calculée à partir de l'orientation estimée par le logiciel et est exprimée dans le repère ENU propre à chaque MIMU. Or, son utilisation dans l'estimation des JCs requiert qu'elle soit exprimée dans le repère local du MIMU, ce qui nécessite de faire appel à l'orientation pour opérer ce changement de repère. L'accélération libre étant ainsi doublement dépendante de l'orientation fournie par MT Manager (dans son calcul puis dans sa réexpression dans le repère local), elle est affectée par le même problème de désalignement des repères ENU que celui mis en évidence à la section 6.1.

Dans le CHAPITRE 5, l'accélération libre était calculée comme suit :

$$AccLibre^{MIMU} = (q_{MIMU}^{XsensG})^{-1} \otimes AccLibre^{XsensG} \quad (6.5)$$

où $AccLibre^{XsensG}$ désigne l'accélération libre exprimée dans le repère ENU propre au MIMU, et q_{MIMU}^{XsensG} désigne l'orientation du MIMU dans le repère ENU qui lui est propre. Ces deux quantités étaient toutes deux fournies directement par MT Manager.

Dans le cadre du CHAPITRE 7, par souci de cohérence et de rigueur méthodologique, l'accélération libre a été recalculée à partir des données brutes de l'accéléromètre et de la nouvelle orientation estimée par le filtre AHRS, de la manière suivante :

$$AccLibre^{MIMU} = Acc_{MIMU} - (q_{MIMU}^{XsensG})_{AHRS}^{-1} \otimes (0 + 0i + 0j - 9.81k) \quad (6.6)$$

où Acc_{MIMU} est l'accélération brute mesurée par l'accéléromètre exprimée sous la forme d'un quaternion $0 + a_x i + a_y j + a_z k$ et $(q_{MIMU}^{XsensG})_{AHRS}$ est l'orientation du MIMU réestimée avec le filtre AHRS.

Ce changement, bien que motivé par une plus grande rigueur méthodologique, est susceptible d'impacter les résultats d'estimation du HJC et, par conséquent, certaines conclusions du CHAPITRE 7 peuvent différer de celles du CHAPITRE 5 sur ce point. Ces différences seront présentées au CHAPITRE 7 et discutées dans la discussion générale de cette thèse (CHAPITRE 9).

CHAPITRE 7

SENSOR-TO-SEGMENT CALIBRATION PROCEDURE FOR 3D KINEMATICS ASSESSMENT USING INERTIAL SENSORS

Camille di Falco ^{a, b}, Nicola Hagemeister ^{a, b}, Clément Ghazouani ^{a, b}, Rachid Aissaoui ^{a, b}

^a Département de génie des systèmes, École de technologie supérieure,
1100 Notre-Dame Ouest, Montréal, Québec, Canada H3C1K3

^b Laboratoire d'Innovation Ouverte en technologies de la santé (LIO-ÉTS), Centre de
Recherche du Centre Hospitalier de l'Université de Montréal (CRCHUM), 900 St-Denis,
Montréal, QC, H2X 0A9, Canada

Article soumis dans *Journal of Biomechanics*, juin 2026

7.1 Mise en contexte

Ce CHAPITRE 7 présente la troisième et dernière étude de ce projet de doctorat et constitue l'aboutissement méthodologique de cette thèse. En s'appuyant sur les conclusions des chapitres précédents, notamment l'estimation du HJC introduite au CHAPITRE 5 avec le HJC, et la correction du désalignement des repères de référence entre MIMUs décrite au CHAPITRE 6, cette étude propose une nouvelle méthode de calibrage pour l'analyse de la cinématique tridimensionnelle du genou à la marche à l'aide de MIMUs.

Cette approche s'inspire de la méthode de calibrage optoélectronique de référence utilisée dans ce travail de thèse (Hagemeister et al., 2005), et constitue à notre connaissance la première méthode de calibrage inertiel reposant sur l'estimation explicite de la position des centres articulaires du membre inférieur pour définir les axes longitudinaux des systèmes de coordonnées anatomiques fémoral et tibial, ainsi que sur l'identification d'une posture neutre du genou.

7.2 Abstract

Accurate three-dimensional (3D) knee joint kinematics assessment using magnetic and inertial measurement units (MIMUs) remains challenging, particularly in the frontal and transverse planes. A key error source is the sensor-to-segment calibration (SSC) procedure, which most existing methods perform by assuming zero knee angles during static standing, not accounting for the actual inter-segment alignment. This study proposes and validates an SSC procedure addressing this limitation through the explicit estimation of hip, knee, and ankle joint center (JC) positions and the identification of a neutral knee position from functional movements. Twenty healthy participants were instrumented with the KneeKG system equipped with five MIMUs. Several calibration movements and MIMU configurations were evaluated for JC estimation accuracy against an optoelectronic reference. The optimal configuration, relying on two MIMUs (femoral and tibial), was then used to compute 3D knee kinematics during treadmill walking and compared to the optoelectronic reference using statistical parametric mapping (SPM) and root mean square error (RMSE). RMSE values were $3.4 \pm 1.4^\circ$, $4.0 \pm 1.9^\circ$ and $3.7 \pm 1.7^\circ$ for flexion/extension, adduction/abduction, and external/internal rotation, respectively, comparing favorably with previously published methods. Significant SPM differences were observed for adduction/abduction only, during terminal stance and pre- to mid-swing. After removal of the inter-system offset, RMSE values decreased below 2.5° in all planes ($2.3 \pm 0.4^\circ$, $1.9 \pm 1.0^\circ$, and $2.0 \pm 0.9^\circ$, respectively), a level considered clinically acceptable. These results demonstrate that accurate 3D knee kinematics can be obtained with only two MIMUs, supporting the clinical potential of the proposed SSC procedure.

7.3 Introduction

Gait analysis plays a fundamental role in the clinical assessment and monitoring of musculoskeletal conditions, particularly knee osteoarthritis, by providing objective quantification of lower limb kinematics. Three-dimensional knee joint kinematics during gait, including flexion/extension, adduction/abduction and external/internal rotation, have been shown to carry valuable information on the patient's clinical condition, including pain, functional limitations and disease severity (Aljehani et al., 2022 ; Astephen, Deluzio, Caldwell,

& Dunbar, 2008 ; Astephen, Deluzio, Caldwell, Dunbar, et al., 2008 ; F. Bensalma et al., 2023 ; Mezghani et al., 2017 ; Skvortsov et al., 2022). The optoelectronic motion capture system combined with a standardized marker protocol, remains the gold standard for such assessments (A. Cappozzo et al., 1995 ; Hagemeister et al., 2005 ; Ge Wu et al., 2002), owing to its high accuracy and reliability. However, its use is restricted to a controlled laboratory environment, and requires costly specialized infrastructure, which limits its broader clinical applicability.

In recent years, magnetic and inertial measurement units (MIMUs) have emerged as a promising alternative for gait analysis, offering several advantages over optoelectronic systems, including low cost, small size, portability and the ability to capture movement in unconstrained environments (Al-Amri et al., 2018 ; Picerno, 2017). These characteristics make MIMUs particularly attractive for clinical and ecological assessments, and their growing adoption in biomechanics research has recently prompted the International Society of Biomechanics (ISB) to publish dedicated recommendations for the definition, estimation and reporting of joint kinematics using inertial measurement technology (Cereatti et al., 2024). While MIMU-derived joint kinematics demonstrate excellent validity in the sagittal plane, accuracy remains limited in the frontal and transverse planes (Al-Amri et al., 2018). Among the factors contributing to this limitation, the sensor-to-segment calibration (SSC) procedure, which establishes the relationship between the sensor-fixed coordinate system (CS) and the underlying anatomical segment CS, has been identified as a critical source of error (Picerno, 2017).

Three main categories of calibration approaches have been proposed in the literature to perform this calibration (Cereatti et al., 2024 ; Vitali & Perkins, 2020). A first category relies on the physical positioning of sensors . A second category employs functional calibration, in which specific postures or movements are performed to identify anatomical axes from the inertial data (Cordillet et al., 2019 ; di Falco, Aissaoui, & Hagemeister, 2025 ; Favre et al., 2009 ; Ferrari et al., 2009 ; Palermo et al., 2014 ; Robert-Lachaine et al., 2020). A third category uses kinematic constraint-based methods, which exploit the inherent constraints of joint motion to identify anatomical axes directly from the movement of interest, without requiring dedicated calibration tasks (Seel et al., 2014 ; Yi et al., 2022).

A limitation shared by both functional and kinematic constraint-based categories is the reliance on gravity measured during a static standing posture to define segments' longitudinal axes, assuming zero knee angles in all three planes during standing. This does not account for the actual relative orientation between the femoral and tibial segments, and may therefore introduce systematic errors in the estimated knee kinematics. The present study addresses this limitation by proposing a SSC procedure that explicitly estimates hip, knee and ankle joint center (JC) positions to construct femoral and tibial longitudinal axes, and identifies a neutral lower limb posture. The method is validated against an established clinical reference procedure combining an optoelectronic system, a soft-tissue artifact-reducing knee device, and the calibration method proposed by Hagemeister et al. (2005). The influence of the calibration movement and MIMU configuration on JC estimation is also investigated to determine the minimal sensor setup for accurate 3D knee kinematics.

7.4 Methods

7.4.1 Participants

Twenty healthy able-bodied participants (13 women, 7 men, age 28.1 ± 7.5 years, height 172.2 ± 9.8 cm, weight 69.5 ± 14.2 kg) gave informed consent prior to participation. The study was approved by Ethics Committees of TÉLUQ University (#2017-244), École de Technologie Supérieure (#H20171103) and Centre Hospitalier de l'Université de Montréal (#17.333). Inclusion criteria were the ability to stand, perform single-leg movements, and walk for up to one hour without pain or discomfort. Exclusion criteria were self-reported lower-limb musculoskeletal or neurological disorders.

7.4.2 Instrumentation

The attachment system of the KneeKG medical device (Emovi Inc., Montreal Canada) was used on the right knee of all participants to measure 3D knee kinematics using both optical reflective markers and MIMUs (MTw Awinda, Xsens Technologies, Enschede, Netherlands). The KneeKG is used in clinical settings to assess and monitor 3D knee kinematics during gait,

effectively reducing soft-tissue artifacts by up to six times during 3D knee kinematic assessment (Ganjikia et al., 2000), with accuracy ranging from 0.4° to 2.3° (Lustig et al., 2012).

A custom rigid structure was mounted on each KneeKG components to enable standardized placement of five MIMUs: “SacrIncl”, “SacrPlan”, “FemLat”, “FemAnt” and “Tib” (Figure 7.1). The MIMUs were positioned at predefined mounting locations designed to ensure fixed position and orientation relative to the corresponding marker cluster. The same five MIMUs were used throughout the study, but their assignment to the five mounting positions was randomized between participants.

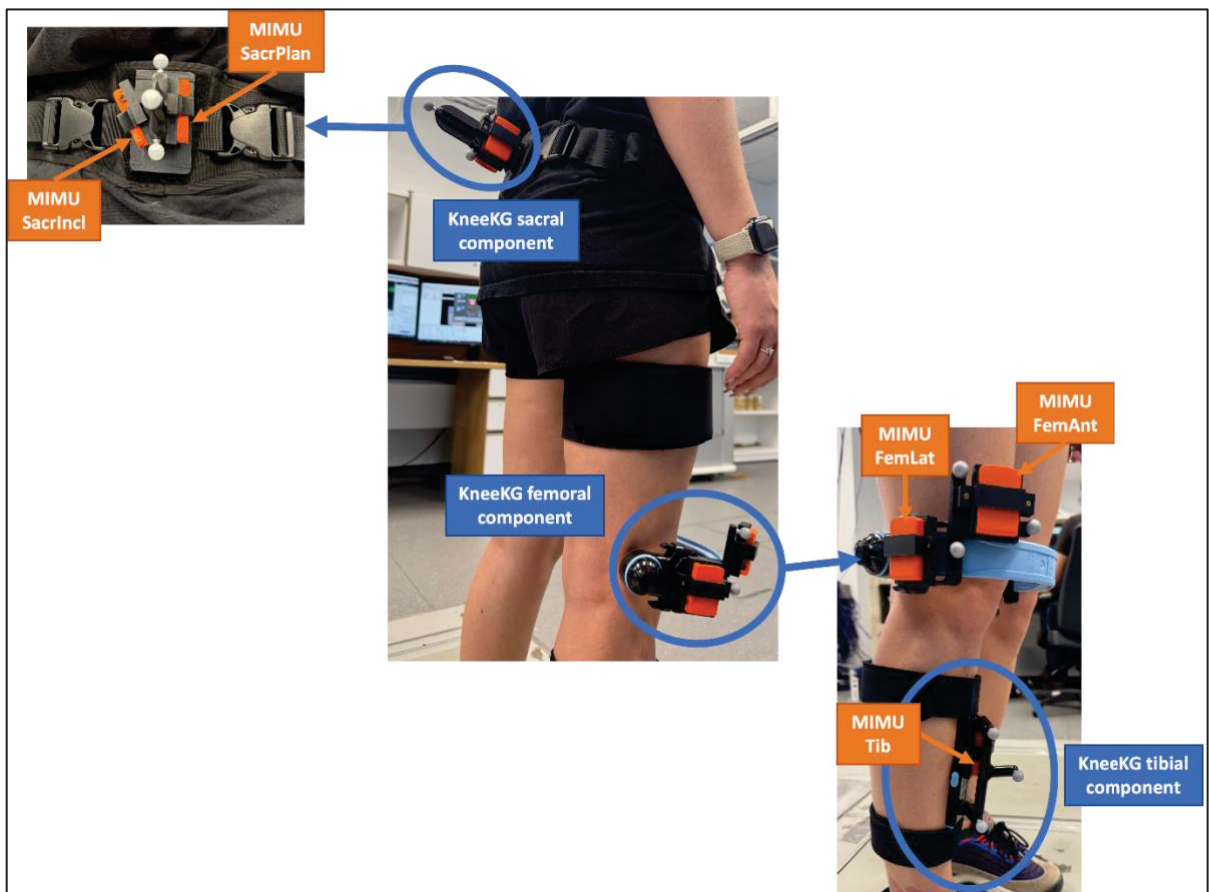


Figure 7.1 Sacral, femoral, and tibial components of the KneeKG with their respective MIMUs: SacrIncl and SacrPlan (sacral), FemAnt and FemLat (femoral), and Tib (tibial)

7.4.3 Experimental protocol

Participants' comfortable treadmill walking speed was determined following Van de Putte et al. (2006). After attaching the KneeKG system to their right knee, participants performed an initial 10-second static standing trial, followed by five single-legged movements: Circumduction, Cross, Arc, Star and StarArc (Camomilla et al., 2006). Then, three walking trials of 45 seconds at comfortable speed was conducted on the treadmill, followed by two calibration movements required for applying the method of Hagemeister et al., (2005) (MeanAxis: active knee flexion/extension below 60° ; ExtMax: knee flexion/extension from maximal hypertension to $\sim 5\text{-}10^\circ$ flexion), and two additional movements (HighKnee: repeated hip and knee flexion to $\sim 90^\circ$; Squat), and a final 10-second static standing trial. Three trials were collected per movement, except for standing trials, which were performed once each. Each movement was performed at self-selected speed and amplitude. Circumduction, Cross, Arc, MeanAxis and HighKnee were performed repeatedly for 10 seconds per trial, ExtMax trials lasted 5 seconds, and Star, StarArc and Squat consisted of a single execution of the movement per trial.

The reflective markers' trajectories were recorded at 200 Hz using a 12-camera Vicon system (Nexus software, version 2.14) and MIMUs' data at 100 Hz (MT Manager, Xsens Technologies), with hardware synchronization between systems.

7.4.4 Data processing

All CS and quaternion transformations referenced throughout this section are illustrated in Figure 7.2. All data processing was performed using MATLAB R2024a.

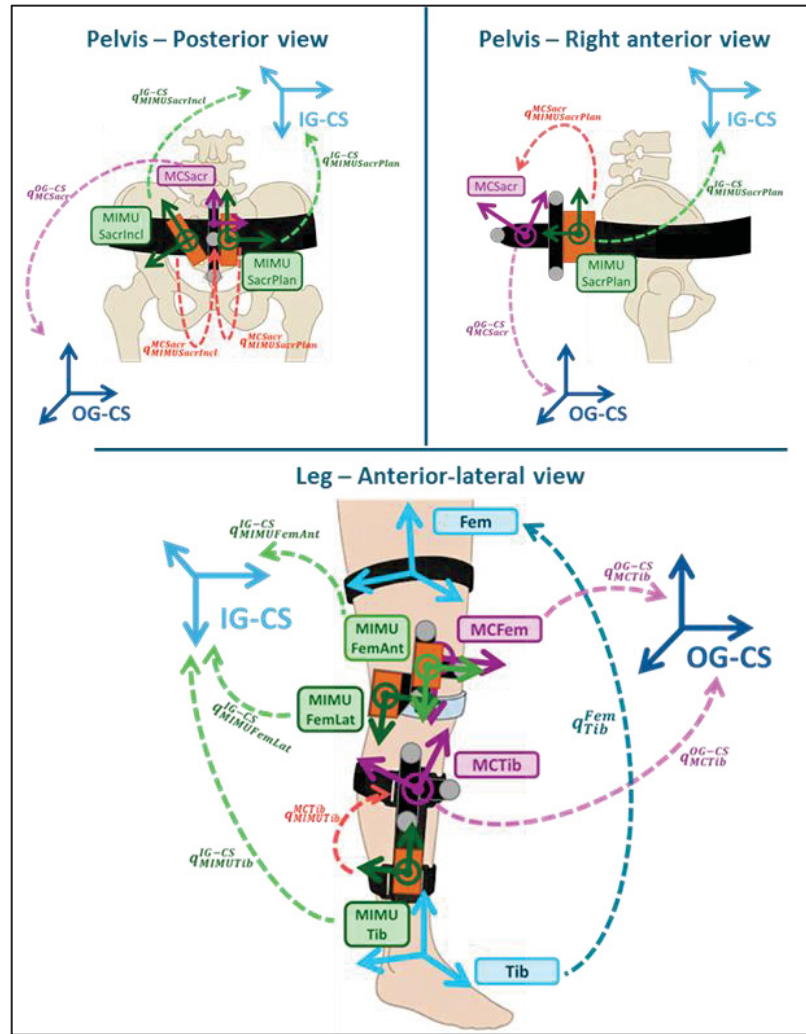


Figure 7.2 Overview of the coordinate systems and quaternion transformations defined for the sacral (**top**) and femoro-tibial (**bottom**) components of the KneeKG system, including the marker clusters CS (MC-CS), MIMU CS (MIMU-CS), Vicon global CS (OG-CS), inertial global CS (IG-CS) and anatomical CS (Fem, Tib)

7.4.4.1 MIMU orientation estimation

A known limitation of MIMUs is that the orientation estimated by each sensor is expressed in its own reference frame rather than in a common Earth-fixed frame. This phenomenon, referred to as reference frame deviation, has been shown to significantly affect joint angle estimation accuracy if left unaddressed (Yi et al., 2021), and was confirmed in our dataset (cf. CHAPITRE 6). Consequently, the orientation estimates provided by MT Manager were not used.

Instead, raw inertial and magnetic data were exported, and orientation was re-estimated using an Attitude and Heading Reference System (AHRS) filter implemented via the MATLAB *ahrsfilter* function, yielding orientation expressed in a North-East-Down (NED) inertial global CS (IG-CS). Filter parameters were tuned using the FemLat MIMU on a single reference trial selected for minimal inter-sensor reference frame deviation (cf. CHAPITRE 6), and the tuned filter was then applied uniformly to all MIMUs and trials.

7.4.4.2 Joint center (JC) estimation

Hip, knee and ankle joint centers (HJC, KJC and AJC) were estimated with the optical system following the method proposed by (Hagemeister et al., 2005). The HJC was estimated from the relative motion between femoral and pelvic segments recorded during a leg circumduction (Siston & Delp, 2006). The KJC was defined as the midpoint between the lateral and medial femoral epicondyles projected perpendicularly onto the mean flexion axis estimated during the MeanAxis movement (Churchill et al., 1998). The AJC was defined as the midpoint between the lateral and medial malleoli. Epicondyles and malleoli were identified with an optical probe. These will be referred to as HJC_{opto} , KJC_{opto} and AJC_{opto} .

For MIMU-based JC estimation, a least-squares approach was applied to the rigid body acceleration equation, following Crabol et al. (2017):

$$fa_{MIMU} = a_{JC} + \dot{\omega} \times r + \omega \times (\omega \times r) \quad (7.1)$$

where fa_{MIMU} and a_{JC} are vectors representing the free linear acceleration of the MIMU and of the JC, respectively, both expressed in the MIMU local CS (MIMU-CS). r is the position vector from the JC to the MIMU, expressed in the MIMU-CS. ω is the angular velocity vector measured by the MIMU in the MIMU-CS, and $\dot{\omega}$ is the angular acceleration vector (i.e., the time derivative of ω). The symbol $\times$ denotes the cross product.

Free linear acceleration was computed as:

$$fa_{MIMU} = a_{MIMU} - (q_{MIMU}^{IG-CS})^{-1} \otimes (0 + 0i + 0j - 9.81k) \quad (7.2)$$

where a_{MIMU} is the raw acceleration measured by the MIMU and provided by MT Manager, q_{MIMU}^{IG-CS} is the quaternion representing the orientation of the MIMU relative to IG-CS, and $(0 + 0i + 0j - 9.81k)$ represents the gravitational acceleration vector expressed in IG-CS. Both fa_{MIMU} and a_{MIMU} are treated as pure quaternions.

Using matrix notation, equation (7.1) is compactly written as:

$$fa_{MIMU} = a_{JC} + K \cdot r \quad (7.3)$$

where

$$K(\omega, \dot{\omega}) = \begin{bmatrix} (-\omega_y^2 - \omega_z^2) & (\omega_x \omega_y - \dot{\omega}_z) & (\dot{\omega}_y + \omega_x \omega_z) \\ (\dot{\omega}_z + \omega_x \omega_y) & (-\omega_x^2 - \omega_z^2) & (\omega_y \omega_z - \dot{\omega}_x) \\ (\omega_x \omega_z - \dot{\omega}_y) & (\dot{\omega}_x + \omega_y \omega_z) & (-\omega_x^2 - \omega_y^2) \end{bmatrix} \quad (7.4)$$

When relying on a single segment, the linear acceleration of the JC is assumed negligible, simplifying equation (7.3) to:

$$fa_{MIMU} = K \cdot r \quad (7.5)$$

A least-squares estimate of r is then obtained by applying equation (7.5) at each of the N samples.

When two segments are used, equation (7.3) then applies separately to each segment.

Expressed in each MIMU-CS:

$$a_{JC} = fa_{Seg1} - K_{Seg1} \cdot r_{Seg1} \quad (7.6)$$

$$a_{JC} = fa_{Seg2} - K_{Seg2} \cdot r_{Seg2} \quad (7.7)$$

When equation (7.6) is expressed in the MIMU-CS of the Segment 1 MIMU:

$$a_{JC} = R_{Seg2}^{Seg1} \cdot f a_{Seg2} - R_{Seg2}^{Seg1} \cdot K_{Seg2} \cdot r_{Seg2} \quad (7.8)$$

where R_{Seg2}^{Seg1} is the rotation matrix from the MIMU-CS of the Segment 2 MIMU to that of the Segment 1 MIMU.

Combining equations (7.6) and (7.8):

$$K_{Seg1} \cdot r_{Seg1} - R_{Seg2}^{Seg1} \cdot K_{Seg2} \cdot r_{Seg2} = f a_{Seg1} - R_{Seg2}^{Seg1} \cdot f a_{Seg2} \quad (7.9)$$

Least-squares estimates of r_{Seg1} and r_{Seg2} are computed by applying equation (7.9) at each of the N samples of the recorded movement.

The movements and MIMU configurations evaluated for each JC are summarized in Figure 7.3-A.

A wavelet denoising procedure was applied to angular velocity, angular acceleration, and free linear acceleration. The denoising employed the biorthogonal Bior3.3 mother wavelet, soft-thresholding, and level-dependent noise estimation, as described in Crabolu et al. (2017) for angular velocity and extended here to angular acceleration and free linear acceleration.

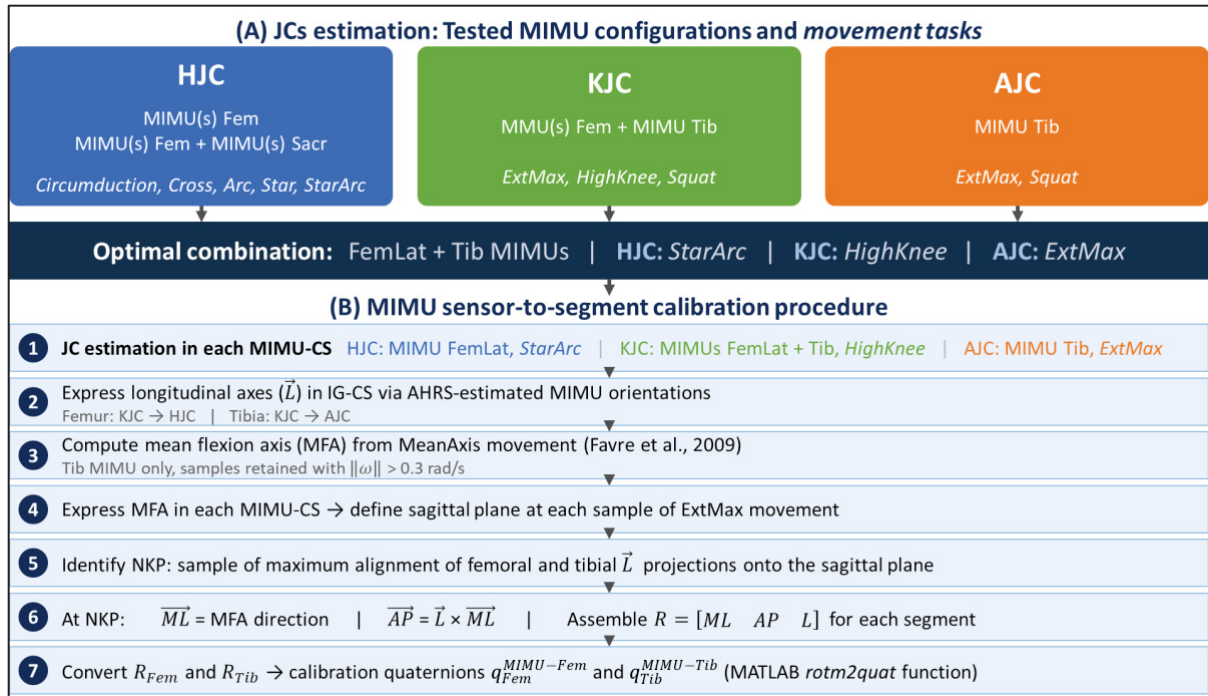


Figure 7.3 Overview of the MIMU-based SSC procedure. The upper panel (A) summarizes the MIMU configurations and calibration movements evaluated for each JC estimation. The selected optimal combination (i.e., FemLat and Tib MIMUs, with StarArc, HighKnee, and ExtMax for HJC, KJC, and AJC estimation, respectively) is indicated in the middle panel. The lower panel (B) details the sequential steps of the SSC procedure applied to all participants. MFA: mean flexion axis; NKP: neutral knee position; IG-CS: inertial global coordinate system; MIMU-CS: MIMU local coordinate system

7.4.4.3 Anatomical coordinate system (CS) definition

With the optical system, femoral and tibial anatomical CS were defined following Hagemester et al. (2005). The longitudinal axes ($\vec{L}_o$) were defined by joining KJC_{opto} to HJC_{opto} and KJC_{opto} to AJC_{opto} for the femur and the tibia, respectively. A sagittal plane was defined at each sample of the ExtMax movement as the cross product of the axis defined by joining HJC_{opto} to AJC_{opto} and the walking direction vector. The walking direction vector was obtained by digitizing two points on the treadmill with an optical probe, following the KneeKG clinical procedure (Emovi Inc.). The neutral knee position (NKP), where femoral and tibial $\vec{L}_o$

were best aligned (i.e., closest to 180°) in the sagittal plane, was identified. The medio-lateral axis ($\overrightarrow{ML_o}$) was then defined as the normal to this sagittal plane at NKP, and the antero-posterior axis ($\overrightarrow{AP_o}$) as the cross product of $\overrightarrow{L_o}$ and $\overrightarrow{ML_o}$. The corresponding rotation matrices R_{Fem_o} and R_{Tib_o} , assembled as $[ML_o \ AP_o \ L_o]$ for each segment, were converted into quaternions q_{Fem}^{MCFem} and q_{Tib}^{MCTib} representing the orientation of the anatomical CS relative to the marker cluster CS (MC-CS), using MATLAB *rotm2quat* function.

With the MIMUs, femoral and tibial anatomical CS were defined analogously (Figure 7.3-B). The longitudinal axes ($\overrightarrow{L_i}$) were defined by joining KJC_{mimu} to HJC_{mimu} and KJC_{mimu} to AJC_{mimu} for the femur and tibia, respectively, and expressed in IG-CS using MIMU orientations. The mean flexion axis of the knee (MFA) was computed from the MeanAxis movement using only Tib MIMU and expressed in the Tib MIMU-CS (Favre et al., 2009), assuming the femoral segment was static during the movement, and considering only samples with angular velocity magnitude exceeding 0.3 rad/s. A sagittal plane was then defined at each sample of the ExtMax movement using the MFA expressed in the respective MIMU-CS. The NKP was identified as described above, the medio-lateral axis ($\overrightarrow{ML_i}$) was defined as the MFA direction at this posture, and the antero-posterior axis ($\overrightarrow{AP_i}$) was defined as the cross-product of $\overrightarrow{L_i}$ and $\overrightarrow{ML_i}$. The calibration quaternions $q_{Fem}^{MIMU-Fem}$ and $q_{Tib}^{MIMU-Tib}$ were similarly obtained from the rotation matrices R_{Fem_i} and R_{Tib_i} assembled as $[ML_i \ AP_i \ L_i]$ for each segment at NKP.

7.4.4.4 3D knee kinematics computation

With the optical system, the reflective marker clusters were used to estimate the orientations of the femoral and tibial KneeKG components relative to the Vicon global CS (OG-CS), denoted q_{MCFem}^{OG-CS} and q_{MCTib}^{OG-CS} , respectively. Combined with the corresponding calibration quaternions q_{Fem}^{MCFem} and q_{Tib}^{MCTib} defined above, this enabled computation of the orientation of the tibia relative to the femur as follows:

$$(q_{Tib}^{Fem})_{opto} = (q_{MCFem}^{OG-CS} \otimes q_{Fem}^{MCFem})^{-1} \otimes (q_{MCTib}^{OG-CS} \otimes q_{Tib}^{MCTib}) \quad (7.10)$$

where $\otimes$ denotes quaternion multiplication. OG-CS was defined by the calibration wand at system initialization, with Y along the walking direction, Z pointing upward, and X orthogonal to both.

With the inertial system, anatomical segment orientations were derived from the MIMU orientations, combined with the inertial calibration quaternions defined above. The orientation of the tibia relative to the femur was computed as:

$$(q_{Tib}^{Fem})_{mimu} = (q_{MIMUFem}^{IG-CS} \otimes q_{Fem}^{MIMUFem})^{-1} \otimes (q_{MIMUTib}^{IG-CS} \otimes q_{Tib}^{MIMUTib}) \quad (7.11)$$

where $q_{MIMUFem}^{IG-CS}$ and $q_{MIMUTib}^{IG-CS}$ denote the femoral and tibial MIMU orientations, and $q_{Fem}^{MIMUFem}$ and $q_{Tib}^{MIMUTib}$ are the inertial calibration quaternions defined above.

3D knee kinematics were obtained from the relative tibia-to-femur $(q_{Tib}^{Fem})_{opto}$ and $(q_{Tib}^{Fem})_{mimu}$ using an X-Y'-Z'' Euler angle sequence. This decomposition yielded knee flexion (+)–extension (-), adduction (+)–abduction (-) and external (+)–internal (-) rotation (Grood & Suntay, 1983).

For each walking trial, gait cycles were identified using the minimum knee flexion angle obtained from the optical system (Robert-Lachaine et al., 2020), and the 15 most repeatable cycles were selected by minimizing the root mean square (RMS) difference between cycles (Kadaba et al., 1989). The selected cycles were time-normalized to 0-100% and used for both systems to compute mean knee kinematic patterns.

7.4.5 Data analysis

Since JCs estimated with the optical and inertial systems were expressed in MC-CS and MIMU-CS respectively, an optical probe was used to determine the relative position and orientation of each MIMU with respect to the associated marker cluster, enabling direct comparison of each JC within a common CS (MC-CS).

The positional error d was computed as the Euclidean distance between the two estimates (Figure 7.4):

$$d_{JC} = \|JC_{opto} - JC_{mimu}\|, \quad JC \in \{HJC, KJC, AJC\} \quad (7.12)$$

Where $\| \cdot \|$ denotes the Euclidean norm.

To quantify the collinearity between the MIMU-derived and reference anatomical longitudinal axes, the angular error ϑ_{JC} was computed as the absolute 3D angle between vectors

$v_1 = JC_{opto}JC_{opto}^{adj}$ and $v_2 = JC_{mimu}JC_{opto}^{adj}$ as follows (Figure 7.4):

$$\vartheta_{JC} = \left| \arccos \left(\frac{v_1 \cdot v_2}{\|v_1\| \|v_2\|} \right) \right| \quad (7.13)$$

Where $(\cdot)$ denotes the scalar (dot) product, JC_{opto}^{adj} denotes the adjacent JC used to define the longitudinal axis of the segment.

Statistical parametric mapping (SPM) was performed in MATLAB using a paired t -test (alpha level of 0.05) to assess significant differences between optical and inertial knee kinematic signals.

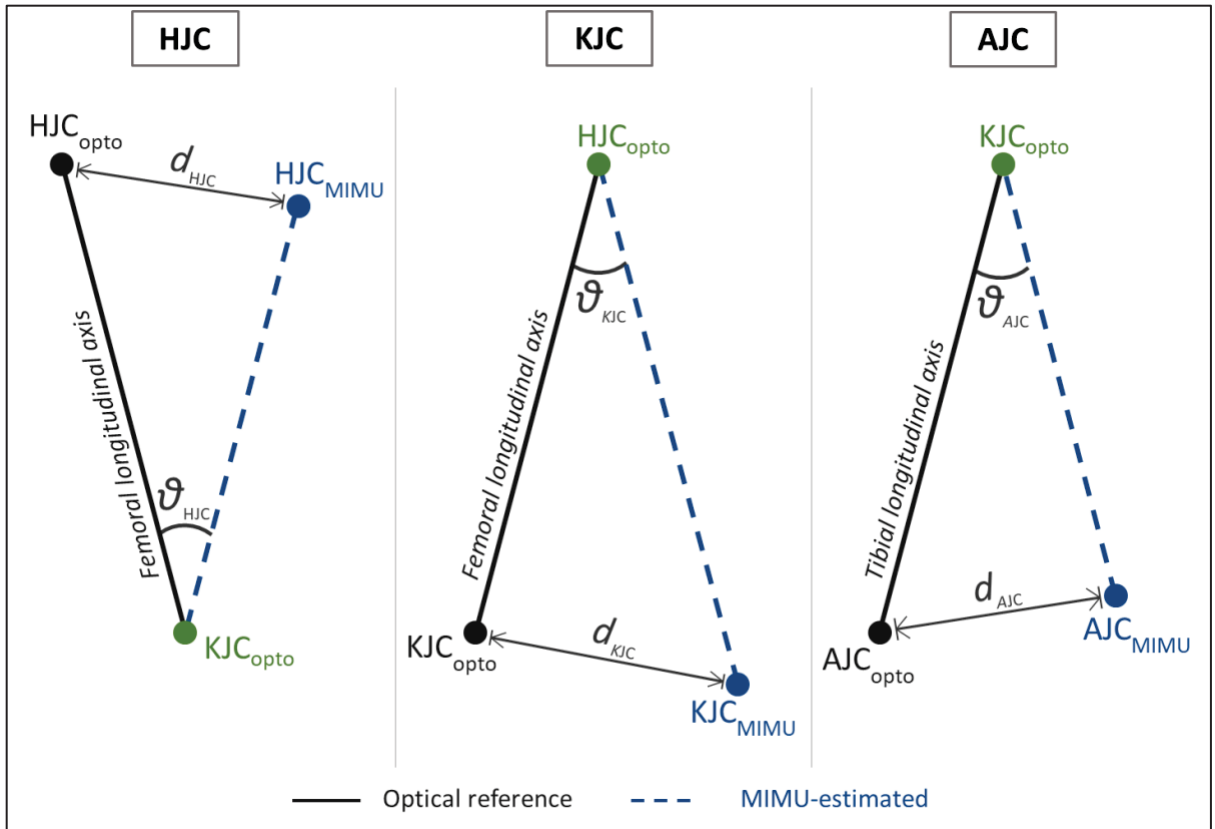


Figure 7.4 Geometric illustration of the angular error θ_{JC} and the positional error d_{JC} for each JC (HJC, KJC, AJC). Solid and dashed lines represent the optical reference and MIMU-estimated longitudinal axes, respectively. Errors are exaggerated for clarity

7.5 Results

For the HJC, both positional and angular errors vary across movements and MIMU configurations (Tableau 7.1 and Tableau 7.2). For d_{HJC} , values range from 3.1 ± 0.8 cm to 6.1 ± 2.1 cm depending on the movement and configuration, while ϑ_{HJC} ranges from $3.5 \pm 1.3^\circ$ to $8.4 \pm 1.8^\circ$. The lowest errors for both variables are consistently obtained for the StarArc movement using the FemLat MIMU alone ($d_{HJC} = 3.1 \pm 0.8$ cm, $\vartheta_{HJC} = 3.5 \pm 1.3^\circ$). Differences between MIMU configurations are generally small compared to differences between movements, although femoral-only configurations tend to perform similarly to or better than configurations combining femoral and sacral MIMUs.

Tableau 7.1 Mean and standard deviation (SD) of error d_{HJC} for the HJC across MIMU configurations and movement tasks. Values are averaged across all trials and participants. “2Fem” denotes the combined use of FemLat and FemAnt MIMUs, and “2Sacr” denotes the combined use of SacrIncl and SacrPlan MIMUs

	d_{HJC} (cm)				
MIMU configuration	Circumduction	Cross	Arc	Star	StarArc
FemLat	5.6 ± 1.3	3.6 ± 0.9	5.6 ± 1.3	3.3 ± 0.9	3.1 ± 0.8
FemAnt	6.0 ± 1.2	4.4 ± 1.0	5.7 ± 1.1	4.1 ± 1.2	3.9 ± 0.9
2Fem	5.8 ± 1.2	3.9 ± 1.0	5.5 ± 1.1	3.6 ± 1.1	3.4 ± 0.8
FemAntSacrPlan	6.1 ± 2.1	4.6 ± 1.5	5.8 ± 1.3	4.2 ± 1.4	3.8 ± 1.8
FemAntSacrIncl	6.0 ± 2.1	4.6 ± 1.5	5.7 ± 1.2	4.3 ± 1.4	3.9 ± 1.8
FemLatSacrPlan	5.5 ± 2.0	4.1 ± 1.4	5.2 ± 1.2	4.0 ± 1.4	3.7 ± 1.7
FemLatSacrIncl	5.4 ± 1.9	4.1 ± 1.3	5.1 ± 1.2	3.9 ± 1.4	3.6 ± 1.7
FemLat2Sacr	5.4 ± 2.0	4.1 ± 1.3	5.1 ± 1.2	3.9 ± 1.4	3.6 ± 1.7
FemAnt2Sacr	6.1 ± 2.1	4.6 ± 1.5	5.7 ± 1.3	4.2 ± 1.4	3.8 ± 1.8
2FemSacrPlan	5.7 ± 2.0	4.2 ± 1.4	5.3 ± 1.2	3.9 ± 1.4	3.6 ± 1.7
2FemSacrIncl	5.6 ± 2.0	4.2 ± 1.4	5.2 ± 1.2	3.9 ± 1.4	3.6 ± 1.8
2Fem2Sacr	5.6 ± 2.0	4.2 ± 1.4	5.3 ± 1.2	3.9 ± 1.4	3.6 ± 1.8

Tableau 7.2 Mean and standard deviation (SD) of error ϑ_{HJC} for the HJC across MIMU configurations and movement tasks. Values are averaged across all trials and participants. “2Fem” denotes the combined use of FemLat and FemAnt MIMUs, and “2Sacr” denotes the combined use of SacrIncl and SacrPlan MIMUs

	θ_{HJC} (°)				
MIMU configuration	Circumduction	Cross	Arc	Star	StarArc
FemLat	6.8 ± 1.9	4.2 ± 1.2	5.8 ± 2.0	3.6 ± 1.5	3.5 ± 1.3
FemAnt	8.4 ± 1.8	5.6 ± 1.5	7.2 ± 1.6	5.1 ± 1.7	4.8 ± 1.4
2Fem	7.5 ± 1.8	4.8 ± 1.4	6.4 ± 1.8	4.3 ± 1.6	4.0 ± 1.4
FemAntSacrPlan	6.8 ± 2.5	5.4 ± 2.2	7.3 ± 2.2	5.1 ± 2.1	4.3 ± 1.7
FemAntSacrIncl	6.9 ± 2.6	5.5 ± 2.1	7.3 ± 2.1	5.1 ± 2.0	4.3 ± 1.7
FemLatSacrPlan	5.0 ± 1.9	4.6 ± 1.8	6.0 ± 1.9	4.3 ± 1.7	3.9 ± 1.1
FemLatSacrIncl	5.0 ± 2.0	4.6 ± 1.8	5.9 ± 1.9	4.3 ± 1.6	3.9 ± 1.1
FemLat2Sacr	5.0 ± 1.9	4.6 ± 1.8	5.9 ± 1.9	4.3 ± 1.7	3.9 ± 1.1
FemAnt2Sacr	6.8 ± 2.5	5.4 ± 2.1	7.3 ± 2.2	5.1 ± 2.0	4.3 ± 1.7
2FemSacrPlan	5.7 ± 2.2	4.8 ± 1.9	6.4 ± 2.0	4.4 ± 1.8	3.8 ± 1.3
2FemSacrIncl	5.9 ± 2.3	4.8 ± 1.9	6.4 ± 1.9	4.4 ± 1.8	3.9 ± 1.3
2Fem2Sacr	5.8 ± 2.3	4.8 ± 1.9	6.4 ± 1.9	4.4 ± 1.8	3.8 ± 1.3

For the KJC, positional errors d_{KJC} differ across movements, with the lowest values obtained for HighKnee (4.3 ± 1.4 cm to 4.6 ± 1.4 cm), followed by Squat (6.3 ± 1.8 cm to 6.4 ± 1.8 cm) and ExtMax (8.5 ± 1.3 cm to 8.6 ± 1.3 cm). In contrast, angular errors ϑ_{KJC} remain relatively consistent across movements, ranging from $1.7 \pm 0.8^\circ$ to $2.4 \pm 0.7^\circ$ regardless of the movement performed. HighKnee yields the lowest errors for both variables across all MIMU configurations. Differences between MIMU configurations are negligible compared to differences between movements (Tableau 7.3).

Tableau 7.3 Mean and standard deviation (SD) of errors d_{KJC} and ϑ_{KJC} for the KJC across MIMU configurations and movement tasks. Values are averaged across all trials and participants. “2Fem” denotes the combined use of FemLat and FemAnt MIMUs, and “Tib” refers to the tibial MIMU

	d_{KJC} (cm)			θ_{KJC} (°)		
MIMU configuration	ExtMax	HighKnee	Squat	ExtMax	HighKnee	Squat
FemAnt-Tib	8.6 ± 1.3	4.6 ± 1.4	6.4 ± 1.8	2.2 ± 1.0	1.7 ± 0.8	2.2 ± 0.8
FemLat-Tib	8.5 ± 1.3	4.3 ± 1.4	6.3 ± 1.8	2.1 ± 0.9	1.8 ± 0.9	2.4 ± 0.7
2Fem-Tib	8.5 ± 1.3	4.5 ± 1.4	6.3 ± 1.8	2.1 ± 0.9	1.7 ± 0.8	2.2 ± 0.8

For the AJC, positional errors d_{AJC} are similar for both movements tested, with mean values of 2.3 ± 0.7 cm for ExtMax and 2.3 ± 1.0 cm for Squat. Angular errors ϑ_{AJC} are however lower for ExtMax ($1.5 \pm 0.8^\circ$) than for Squat ($2.9 \pm 1.7^\circ$) (Tableau 7.4).

Tableau 7.4 Mean $\pm$ standard deviation of errors d_{AJC} and ϑ_{AJC} for the AJC across movement tasks. Values are averaged across all trials and participants. “Tib” refers to the tibial MIMU

	d_{AJC} (cm)		θ_{AJC} (°)	
MIMU(s) configuration	ExtMax	Squat	ExtMax	Squat
Tib	2.3 ± 0.7	2.3 ± 1.0	1.5 ± 0.8	2.9 ± 1.7

Based on these results, the FemLat-Tib MIMU configuration was selected for all subsequent analyses, using StarArc, HighKnee and ExtMax movements for HJC, KJC and AJC estimation, respectively.

Mean $\pm$ SD 3D knee joint angles across all participants, normalized to the gait cycle, are shown in Figure 7.5. Overall, the proposed SSC procedure closely reproduces the kinematic patterns obtained with the optical system throughout the gait cycle, with no significant differences detected for flexion/extension and external/internal rotation. For adduction/abduction, SPM analysis revealed significant inter-system differences during two intervals of the gait cycle: 24-44% and 47-70%, corresponding to the terminal stance and pre-swing to mid-swing phases, respectively.

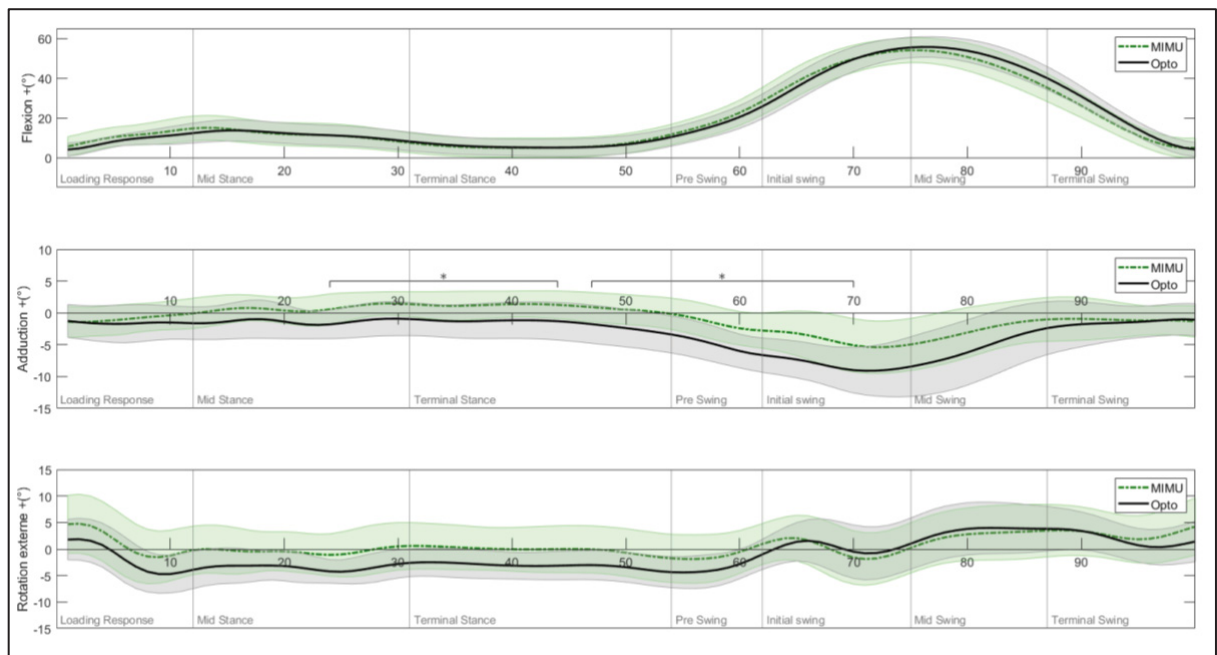


Figure 7.5 Mean (solid lines) $\pm$ SD (shaded areas) 3D knee joint angles across all participants, obtained with the optical and inertial systems and their respective calibration procedures over the normalized gait cycle: flexion/extension (top), adduction/abduction (middle), and external/internal rotation (bottom). *Horizontal brackets with asterisks (*)* indicate gait cycle intervals where significant differences between systems were identified by SPM paired t-test ($\alpha = 0.05$). The inertial system results correspond to the selected FemLat-Tib MIMU configuration

To quantify these differences, root mean square errors (RMSE) between optical and inertial knee angles were computed over the complete gait cycle and separately for the stance (0-62%

of the gait cycle) and swing (63-100%) phases (Tableau 7.5). Before offset correction, the largest errors are observed for adduction/abduction ($4.0 \pm 1.9^\circ$ over the complete gait cycle), followed by external/internal rotation ($3.7 \pm 1.7^\circ$) and flexion/extension ($3.4 \pm 1.4^\circ$). Given the systematic offsets observed across participants, RMSE values were recalculated after subtraction of the mean inter-system offset for each knee angle. After offset removal, RMSE values decrease for all planes and remain below 2.5° over the complete gait cycle. The largest reduction is observed for adduction/abduction (from $4.0 \pm 1.9^\circ$ to $1.9 \pm 1.0^\circ$), while flexion/extension and external/internal rotation errors are reduced to $2.3 \pm 0.4^\circ$ and $2.0 \pm 0.9^\circ$, respectively.

Tableau 7.5 Root mean square error (RMSE, $^\circ$) between knee joint angle obtained from the optical system and those derived from the inertial system, computed over the mean gait cycle and separately for stance and swing phases. RMSE values are reported before offset correction (uncorrected) and after subtraction of the mean inter-system angular offset calculated independently for each knee angle (offset removed). Values are expressed as mean $\pm$ standard deviation across all participants

	Uncorrected			Offset removed		
Gait Phase	Flex/Ext	Add/Abd	Int/Ext Rot	Flex/Ext	Add/Abd	Int/Ext Rot
Complete gait cycle	3.4 ± 1.4	4.0 ± 1.9	3.7 ± 1.7	2.3 ± 0.4	1.9 ± 1.0	2.0 ± 0.9
Stance Phase	2.8 ± 1.5	3.5 ± 1.6	3.4 ± 2.3	1.6 ± 0.3	1.4 ± 0.7	1.4 ± 0.5
Swing Phase	3.9 ± 1.8	4.6 ± 2.7	3.6 ± 1.8	3.0 ± 0.6	2.4 ± 1.4	2.6 ± 1.3

7.6 Discussion

The present study proposed and validated an SSC procedure for the assessment of 3D knee joint kinematics during gait using MIMUs.

The kinematic accuracy of the proposed method was compared primarily with that reported by Robert-Lachaine et al. (2020) and Favre et al. (2009), as both studies relied on the KneeKG attachment system and used the calibration procedure proposed by Hagemeister et al. (2005) as the reference method. Among the gait speeds tested by Robert-Lachaine et al. (2020), the condition at 1.0 m/s was selected for comparison as it closely matches the mean walking speed

of participants in the present study (1.0 ± 0.1 m/s). Before offset correction, RMSE values obtained in the present study were similar for flexion/extension ($3.4 \pm 1.4^\circ$ vs. $3.0 \pm 2.2^\circ$), and lower for adduction/abduction ($4.0 \pm 1.9^\circ$ vs. $5.6 \pm 3.3^\circ$) and external/internal rotation ($3.7 \pm 1.7^\circ$ vs. $5.5 \pm 5.3^\circ$). These results are also in line with those reported by Lebleu et al. (2020) and Di Raimondo et al. (2022), who reported knee RMSE values during walking ranging from 2.2° to 4.1° and from 2.5° to 4.5° respectively, depending on the plane of motion and the calibration procedure employed. Although direct numerical comparison with Favre et al. (2009) is limited by differences in error metrics, reference system (magnetic vs. optoelectronic) and sample sizes (8 vs. 20 participants), the systematic offsets they reported were larger than the global RMSE observed in the present study for flexion/extension ($8.1 \pm 5.4^\circ$ vs. $3.4 \pm 1.4^\circ$) and adduction/abduction ($6.2 \pm 5.1^\circ$ vs. $4.0 \pm 1.9^\circ$), while external/internal rotation showed comparable values ($4.0 \pm 4.7^\circ$ vs. $3.7 \pm 1.7^\circ$).

A key methodological distinction between the proposed method and both Favre et al. (2009) and Robert-Lachaine et al. (2020) lies in the definition of the zero knee angle. Both studies relied on a static standing posture to initialize the segment coordinate systems, effectively assuming zero knee angle in all three planes during standing and not accounting for the actual relative alignment between adjacent segments. This limitation is shared by many inertial calibration methods (Favre et al., 2006 ; Ferrari et al., 2009 ; Lebleu et al., 2020 ; Palermo et al., 2014 ; Yi et al., 2022). In contrast, the proposed method explicitly estimates lower limb JCs position from MIMU data and identifies a NKP from a functional movement, which may reduce the systematic inter-system offsets observed in the three planes.

A further methodological difference lies in how MIMU reference frame deviation is addressed. In Favre et al. (2009), the reference frame deviation of the femoral and tibial IMUs was estimated and corrected only once, via a hip abduction/adduction movement. However, as shown in CHAPITRE 6 and reported by Yi et al. (2021), this inter-sensor deviation is not constant but evolves over time, meaning that a single correction leaves residual time-varying deviation unaddressed. In the present method, MIMU orientations are instead re-estimated from raw inertial data using an AHRS filter applied uniformly across all sensors and trials, ensuring a temporally consistent common reference frame throughout the entire recording session.

Despite these methodological advantages, a systematic offset was nevertheless observed between the two systems, particularly for adduction/abduction, where SPM analysis confirmed significant inter-system differences during terminal stance and pre-swing to mid-swing phases. Although a comparable RMSE was observed for external/internal rotation, the absence of significant SPM differences suggests that the inter-system offset in this plane varies in sign and magnitude across participants, rather than reflecting a consistent systematic bias. However, this offset does not compromise the clinical utility of the proposed method in the context of knee kinesiography, where many clinical parameters of interest, such as range of motion or angle differences between specific gait cycle events, rely on relative variations throughout the gait cycle rather than absolute angle values. After removal of this offset, RMSE values for all three knee angles fall below 2.3° , which can be considered clinically acceptable. Finally, the results of the present study suggest that only two MIMUs, one on the femur and one on the tibia, are sufficient to accurately estimate hip, knee and ankle joint center positions and compute 3D knee joint angles. This minimal sensor setup is a practical advantage for clinical use.

The main limitation of the present study is that the inertial SSC procedure was validated exclusively on healthy participants and would need to be validated on the target clinical population, patients with knee osteoarthritis, before being implemented in routine clinical practice. Among the calibration movements selected for the SSC procedure, HighKnee and StarArc are not currently part of the standard KneeKG clinical examination protocol. Future work should therefore assess the feasibility of these movements in patients with knee osteoarthritis, for whom range of motion and pain may limit their execution.

CHAPITRE 8

CALCUL DES MARQUEURS BIOMÉCANIQUES

8.1 Contexte et objectif

Les trois études présentées dans les chapitres précédents de cette thèse ont permis de développer et valider une méthode de calibrage pour l'estimation de la cinématique tridimensionnelle du genou à la marche à l'aide de MIMUs. Le CHAPITRE 7 a démontré que cette méthode permet d'obtenir des RMSE inférieures au seuil clinique de 5° (McGinley et al., 2009) dans les trois plans anatomiques, et inférieures à 2.5° après suppression de l'*offset* inter-systèmes moyen. Toutefois, la validation des courbes articulaires ne renseigne pas directement sur la capacité de la méthode de calibrage inertielle développée à calculer de manière équivalente les marqueurs biomécaniques cliniques extraits de ces courbes, qui constituent les indicateurs utilisés à l'issue d'un examen genougraphique pour assurer le suivi de la gonarthrose.

Ce chapitre vise donc à évaluer dans quelle mesure les marqueurs biomécaniques calculés à partir des angles articulaires estimés par les MIMUs couplés à la méthode de calibrage proposée au CHAPITRE 7 sont équivalents à ceux obtenus avec le système optoélectronique de référence. Il s'agit d'une étape complémentaire permettant d'établir la pertinence clinique de la méthode de calibrage développée.

8.2 Marqueurs biomécaniques analysés

Au total, quatorze marqueurs biomécaniques ont été calculés à partir des courbes cinématiques tridimensionnelles du genou, couvrant les trois plans du mouvement. La définition de chacun de ces marqueurs sont présentés en ANNEXE I. Les seuils de classification clinique permettant d'associer à chaque marqueur biomécanique un résultat (Négatif, Positif ou Positif+) en fonction de sa valeur ont été fournis par l'entreprise Emovi, mais ces seuils ne sont pas présentés dans cette thèse pour des raisons de confidentialité.

Dans le plan sagittal, cinq marqueurs ont été calculés : la flexion initiale au contact du pied (Flexion initiale), la flexion lors du chargement (Flexion chargement), la flexion lors de l'appui (Flexion appui), la flexion maximale atteinte au cours du cycle (Flexion max) et l'amplitude totale de flexion (Flexion ROM).

Dans le plan frontal, cinq marqueurs ont été calculés : l'adduction initiale au contact du pied (Adduction initiale), le *Varus thrust*, le *Valgus thrust*, l'adduction moyenne en appui (Adduction appui), l'amplitude totale d'adduction (Adduction ROM), ainsi que l'alignement fonctionnel statique en varus/valgum (Alignement fonctionnel).

Dans le plan transverse, trois marqueurs ont été calculés : la rotation tibiale initiale au contact du pied (Rotation tibiale initiale), la rotation tibiale moyenne lors du chargement (Rotation tibiale chargement), et l'amplitude totale de rotation tibiale (Rotation tibiale ROM).

Pour chaque participant, les marqueurs biomécaniques ont été calculés sur le patron de marche moyen obtenu en faisant la moyenne des trois essais de marche réalisés par le sujet.

8.3 Méthode statistique

Les différences inter-systèmes (référence optoélectronique avec calibrage de Hagemeister et al. (2005) vs MIMUs avec le calibrage développé) ont été évaluées pour chaque marqueurs à l'aide d'un t-test apparié, rapportant la valeur de p associée. Le seuil de significativité a été fixé à $\alpha = 0.05$. Une analyse de Bland-Altman a été réalisée pour chaque marqueur, permettant de quantifier le biais systématique inter-systèmes (moyenne des différences entre les deux systèmes) et les limites d'agrément à 95% (biais ± 1.96 écart-type des différences).

En complément, la cohérence inter-systèmes a été évaluée à l'aide de l'ICC à accord absolu (ICC(2,1) ; *two-way mixed, absolute agreement*), accompagné de son intervalle de confiance à 95%. L'interprétation de l'ICC a suivi les seuils proposés par Koo & Li (2016) : ICC < 0.50 indique une fiabilité faible, entre 0.50 et 0.75 une fiabilité modérée, entre 0.75 et 0.90 une bonne fiabilité, et ICC > 0.90 une fiabilité excellente.

8.4 Résultats

Les résultats des analyses statistiques sont présentés dans les Tableau 8.1 et Tableau 8.2. Des différences significatives entre les deux systèmes sont observées pour douze des quatorze marqueurs biomécaniques analysés ($p < 0.05$). Seules la flexion lors du chargement ($p = 0.330$) et l'adduction initiale ($p = 0.859$) ne présentent pas de différence significative.

Les analyses de Bland-Altman révèlent des biais systématiques variables selon le plan de mouvement. Dans le plan sagittal, les biais sont inférieurs à 2° en valeur absolue, à l'exception de la flexion maximale (-1.6°) et de la flexion ROM (-1.7°). Dans les plans frontal et transverse, les biais sont plus élevés, atteignant 2.5° pour l'adduction lors de l'appui et 3.0° pour la rotation tibiale lors du chargement. Les limites d'agrément à 95% sont généralement plus larges dans les plans frontal et transverse.

Les valeurs d'ICC varient fortement selon les marqueurs. Une fiabilité excellente est observée pour la flexion lors du chargement (ICC = 0.96) et l'amplitude totale de flexion (ICC = 0.96), ainsi qu'une bonne fiabilité pour la flexion lors de l'appui (ICC = 0.90) et la flexion maximale (ICC = 0.83). À l'inverse, les marqueurs du plan frontal présentent une fiabilité faible à modérée : le valgus *thrust* (ICC = 0.15), l'adduction lors de l'appui (ICC = 0.21) et l'adduction initiale (ICC = 0.00) affichent les valeurs les plus basses. Les marqueurs du plan transverse montrent une fiabilité modérée (ICC entre 0.57 et 0.69).

La concordance de classifications cliniques entre les deux systèmes, évaluée pour les dix marqueurs dont nous disposons des valeurs de seuils de classification est présentée dans le Tableau 8.3. Le pourcentage d'accord varie de 60% (Adduction appui, Rotation tibiale initiale) à 90% (Flexion appui, Flexion max). Les marqueurs du plan sagittal présentent globalement les meilleurs accords (75% à 90%), à l'exception de la flexion lors du chargement (65%). Les marqueurs du plan frontal et transverse montrent des accords plus variables, avec des valeurs comprises entre 60% et 80%.

Tableau 8.1 Moyennes $\pm$ écarts-types des marqueurs biomécaniques mesurés par le système optoélectronique (Opto) et inertiel (Mimu), biais et écart-type des différences inter-systèmes, limites d'agrément à 95% et résultats des t-tests appariés

Marqueur	Opto (°)	Mimu (°)	Biais (°)	LoA-	LoA+	p
Flexion initiale	4.0 $\pm$ 3.3	5.6 $\pm$ 4.9	1.6 $\pm$ 3.4	-5.0	8.2	.046
Flexion chargement	10.5 $\pm$ 5.1	10.2 $\pm$ 4.7	-0.3 $\pm$ 1.3	-2.9	2.3	.330
Flexion appui	10.2 $\pm$ 3.9	11.8 $\pm$ 4.3	1.6 $\pm$ 1.1	-0.6	3.7	< .001
Flexion max	56.3 $\pm$ 5.1	54.7 $\pm$ 6.2	-1.6 $\pm$ 3.1	-7.7	4.5	.037
Flexion ROM	53.7 $\pm$ 7.2	52.0 $\pm$ 7.7	-1.7 $\pm$ 1.2	-4.1	0.8	< .001
Adduction initiale	-1.3 $\pm$ 2.6	-1.4 $\pm$ 2.4	-0.1 $\pm$ 3.6	-7.1	6.8	.859
Varus <i>thrust</i>	1.1 $\pm$ 1.5	2.6 $\pm$ 1.7	1.5 $\pm$ 1.1	-0.7	3.6	< .001
Valgus <i>thrust</i>	1.5 $\pm$ 1.1	0.5 $\pm$ 0.6	-1.0 $\pm$ 1.1	-3.1	1.1	< .001
Adduction appui	-1.6 $\pm$ 2.6	0.9 $\pm$ 2.1	2.5 $\pm$ 2.8	-2.9	7.9	.001
Adduction ROM	11.0 $\pm$ 3.7	9.0 $\pm$ 2.7	-2.1 $\pm$ 3.7	-9.3	5.1	.022
Alignement fonctionnel	-1.2 $\pm$ 2.8	0.9 $\pm$ 2.3	2.0 $\pm$ 2.9	-3.6	7.7	.005
Rotation tibiale initiale	1.8 $\pm$ 3.8	4.7 $\pm$ 5.5	2.9 $\pm$ 2.9	-2.7	8.5	< .001
Rotation tibiale chargement	-2.4 $\pm$ 3.0	0.6 $\pm$ 4.4	3.0 $\pm$ 2.8	-2.4	8.3	< .001
Rotation tibiale ROM	13.6 $\pm$ 3.4	12.2 $\pm$ 2.7	-1.4 $\pm$ 2.2	-5.7	2.9	.008

Biais : moyenne des différences Mimu - Opto. LoA : limites d'agrément (biais $\pm$ 1.96 $\times$ écart-type des différences). p : valeur du t-test apparié. Seuil de significativité : $\alpha = 0.05$

Tableau 8.2 Coefficients de corrélation intraclasse à accord absolu (ICC(2,1) ; *two-way mixed, absolute agreement*) avec intervalle de confiance à 95 % pour chaque marqueur biomécanique

Marqueur	ICC	IC 95 %	Interprétation
Flexion initiale	0.65	0.29 – 0.84	Modéré
Flexion chargement	0.96	0.91 – 0.99	Excellent
Flexion appui	0.90	0.13 – 0.98	Bon
Flexion max	0.83	0.58 – 0.93	Bon
Flexion ROM	0.96	0.44 – 0.99	Excellent
Adduction initiale	0.00	-0.47 – 0.44	Faible
Varus <i>thrust</i>	0.53	-0.09 – 0.83	Modéré
Valgus <i>thrust</i>	0.15	-0.13 – 0.48	Faible
Adduction appui	0.21	-0.12 – 0.55	Faible
Adduction ROM	0.31	-0.08 – 0.64	Faible
Alignement fonctionnel	0.27	-0.10 – 0.60	Faible
Rotation tibiale initiale	0.69	0.06 – 0.89	Modéré
Rotation tibiale chargement	0.57	-0.04 – 0.84	Modéré
Rotation tibiale ROM	0.68	0.26 – 0.87	Modéré

IC 95 % : intervalle de confiance à 95 %. Interprétation selon Koo & Li (2016) : < 0.50 faible, 0.50–0.75 modéré, 0.75–0.90 bon, > 0.90 excellen

Tableau 8.3 Pourcentages d'accord de classification clinique entre les systèmes optoélectronique et inertiel pour les marqueurs biomécaniques avec des seuils de classification connus

Marqueur	Accord (%)
Flexion initiale	75
Flexion chargement	65
Flexion appui	90
Flexion max	90
Flexion ROM	75
Adduction initiale	80
Varus <i>thrust</i>	65
Adduction appui	60
Rotation tibiale initiale	60
Rotation tibiale chargement	70

8.5 Discussion

Les résultats de ce chapitre montrent que la méthode de calibrage développée permet d'estimer de manière fiable plusieurs marqueurs biomécaniques cliniques, notamment dans le plan sagittal. La flexion lors du chargement et l'amplitude totale de flexion se distinguent par un excellent ICC (0.96), et la flexion lors de l'appui présente une bonne fiabilité (ICC = 0.90). De manière générale, les marqueurs relatifs (i.e. définis comme une différence entre deux points de la courbe) sont généralement mieux restitués que les marqueurs absolus, ce qui est cohérent avec la nature de l'*offset* résiduel inter-systèmes mis en évidence au CHAPITRE 7.

Le nombre élevé de marqueurs significativement différents (douze sur quatorze) peut paraître surprenant au regard des faibles biais observés inférieurs à 3° en valeur absolue pour l'ensemble des marqueurs. L'analyse de Bland-Altman permet d'éclairer ce résultat. Pour certains marqueurs, notamment dans le plan sagittal ainsi que pour le varus *thrust* et le valgus *thrust*, les limites d'agrément à 95% sont étroites, indiquant un biais inter-systèmes systématique et peu variable entre sujets, ce qui confère au tests une sensibilité élevée pour détecter les différences de faible amplitude. Pour d'autres marqueurs, notamment dans les

plans frontal et transverse, les limites d'agrément sont plus larges, reflétant une variabilité inter-sujets importante du biais, elle-même cohérente avec les RMSE plus élevées rapportées au CHAPITRE 7.

Le cas de l'adduction initiale illustre par ailleurs la distinction entre significativité statistique et concordance individuelle : bien que les deux systèmes ne présentent pas de différence moyenne significative ($p = 0.859$, biais = -0.14°), l'ICC nul (0.00) indique une absence totale de concordance au niveau individuel, révélant que les deux systèmes ne mesurent pas le même phénomène de manière cohérente d'un sujet à l'autre. Ce résultat suggère que, pour ce marqueur, la faible amplitude du mouvement combinée à une variabilité inter-sujets importante rend le système inertiel incapable de reproduire le classement individuel fourni par le système optoélectronique, indépendamment de l'accord sur la moyenne de groupe.

Ces résultats illustrent la distinction fondamentale entre significativité statistique et pertinence clinique : les biais demeurant inférieurs à 3° pour l'ensemble des marqueurs, ces écarts restent dans des marges cliniquement acceptables dans le contexte de la gonarthrose, où les différences inter-groupes sont typiquement de l'ordre de plusieurs degrés (Mezghani et al., 2017).

L'analyse de la concordance des classifications cliniques apporte un éclairage complémentaire et encourageant sur la pertinence clinique de la méthode. Pour la majorité des marqueurs dont nous disposons des seuils de classification, les deux systèmes attribuent le même résultat dans au moins 70% des cas, et jusqu'à 90% pour la flexion lors de l'appui et la flexion maximale.

Ces résultats suggèrent que, malgré les différences statistiquement significatives observées, les écarts entre systèmes n'entraînent pas systématiquement une discordance dans la classification clinique attribuée au marqueur. Les accords plus modestes observés pour l'adduction lors de l'appui et la rotation tibiale initiale (60%) invitent néanmoins à la prudence pour ces marqueurs spécifiques, dont l'interprétation clinique avec un système inertiel devra être confirmée sur la population cible.

CHAPITRE 9

DISCUSSION GÉNÉRALE

9.1 Synthèse des travaux de recherche

L'objectif principal de cette thèse était de développer une méthode de calibrage permettant d'analyser la cinématique tridimensionnelle du genou à la marche à l'aide du KneeKG et de MIMUs. Pour y parvenir, trois études ont été menées de manière séquentielle et complémentaire, chacune apportant les fondements nécessaires à la suivante.

La première étude (CHAPITRE 4) a constitué le point de départ analytique de la démarche. Avant de développer une nouvelle méthode de calibrage, il est apparu pertinent d'examiner en profondeur une méthode existante, la méthode à double posture de Palermo et al. (2014), afin d'en identifier les limites. Cette étude a évalué la sensibilité de la cinématique tridimensionnelle du genou à la variation de la position du membre inférieur lors de la seconde posture de calibrage. Les résultats ont confirmé la première hypothèse formulée : une déviation de la jambe hors du plan sagittal lors de la posture de calibrage influence effectivement la cinématique estimée du genou, principalement dans les plans frontal et transverse, l'angle d'adduction/abduction étant le plus affecté. En revanche, la deuxième hypothèse n'a pas été vérifiée : une déviation croissante du positionnement de la jambe par rapport au plan sagittal n'entraîne pas nécessairement une augmentation de l'erreur cinématique. Ce résultat s'explique par le fait que, même à position du pied contrôlée, les participants ne positionnent pas leur jambe avec la même orientation relative du tibia par rapport au fémur d'une condition à l'autre. Ces résultats ont néanmoins permis d'expliquer, au moins partiellement, les erreurs dans les plans frontal et transverse rapportées dans la littérature pour les méthodes de calibrage inertiel posturales (Robert-Lachaine et al., 2020), et d'en identifier une source dans le phénomène de *crosstalk* (Piazza & Cavanagh, 2000) induit par une définition imprécise du plan sagittal issue des deux postures de calibrage. Ces conclusions ont orienté les études subséquentes vers une approche de calibrage fonctionnel, reposant sur des mouvements plutôt que sur des postures statiques, pour la construction des SC anatomiques fémoral et tibial.

La deuxième étude (CHAPITRE 5) a établi les fondements méthodologiques nécessaires au développement de la nouvelle méthode de calibrage, en s'attaquant à l'un de ses prérequis essentiels : l'estimation précise du HJC à partir de MIMUs. Cette étude a évalué l'effet de la redondance des capteurs, de l'intégration de données de plusieurs segments anatomiques et du type de mouvement fonctionnel sur la précision de cette estimation. Contrairement à l'hypothèse formulée, l'ajout de MIMUs sacraux aux MIMUs fémoraux n'a pas amélioré la précision de l'estimation du HJC. Les configurations reposant sur un seul MIMU fémoral ont en effet fourni des résultats comparables, voire supérieurs, à ceux obtenus avec des configurations multi-segments. Le mouvement optimal s'est par ailleurs révélé dépendant de la méthode d'estimation de l'orientation des MIMUs utilisée, un résultat dont les implications sont discutées à la section 9.2.

Entre la deuxième et la troisième étude, une étape méthodologique intermédiaire essentielle a été réalisée (CHAPITRE 6). Un désalignement des repères de référence ENU des MIMUs a été mis en évidence lors du traitement des données en vue de la troisième étude. Ce phénomène, documenté dans la littérature sous le terme de *reference frame deviation* (Yi et al., 2021), affectait significativement la précision de l'estimation relative entre MIMUs et, par conséquent, celle des JCs et de la cinématique tridimensionnelle du genou. Pour y remédier, l'orientation de l'ensemble des MIMUs a été réestimée à l'aide d'un filtre AHRS (Roetenberg et al., 2005), appliqué uniformément à tous les essais de tous les participants, en remplacement des orientations fournies directement par MT Manager.

La troisième étude (CHAPITRE 7) a proposé et validé une nouvelle méthode de calibrage inertiel pour l'analyse de la cinématique tridimensionnelle du genou à la marche. S'inspirant directement du calibrage de référence utilisé en clinique avec le KneeKG (Hagemeister et al., 2005), la méthode repose sur l'estimation des JCs de la hanche, du genou et de la cheville pour construire les axes longitudinaux des segments fémoral et tibial, puis sur l'identification d'un axe moyen de flexion du genou et d'une posture neutre du membre inférieur pour compléter la définition des SC anatomiques. Validée sur 20 participants sains lors de la marche sur tapis roulant, la méthode a produit des RMSE inférieures à 4° dans les trois plans anatomiques avant

correction d'*offset*, et inférieures à 2.5° après correction, dépassant ainsi l'hypothèse formulée d'une erreur inférieure à 5° et atteignant un niveau de précision cliniquement acceptable (McGinley et al., 2009). De plus, seulement deux MIMUs, fixés respectivement sur le harnais fémoral et la plaque tibiale du KneeKG, se sont avérés suffisants pour l'ensemble du calibrage et le calcul de la cinématique tridimensionnelle du genou.

9.2 Interprétation intégrée des résultats

Un élément ressortant de la deuxième et de la troisième étude mérite une attention particulière, car il illustre l'interdépendance entre le choix de la méthode d'estimation de l'orientation des MIMUs et celui du mouvement de calibrage optimal pour l'estimation d'un JC. Dans la deuxième étude, lorsque l'orientation des MIMUs était celle fournie directement par MT Manager, le mouvement optimal pour l'estimation du HJC était la circumduction, avec une erreur de position moyenne de 2.4 cm et une erreur angulaire moyenne de 3° . En revanche, lorsque l'orientation était réestimée à l'aide du filtre AHRS (tel qu'appliqué dans la troisième étude sur les mêmes données), le mouvement optimal devenait le *StarArc* avec des erreurs de position et angulaire respectives de 3.1 cm et 3.5° . Ce résultat peut sembler surprenant, mais s'explique par le paramétrage du filtre AHRS, réalisé à partir des données d'un seul MIMU durant un unique essai de marche. La marche étant un mouvement se déroulant majoritairement dans le plan sagittal (Winter, 2009), le filtre se trouve ainsi optimisé pour des mouvements uniplanaires. La circumduction, qui sollicite les trois plans de l'espace de manière simultanée et continue, est donc un mouvement pour lequel la réestimation de l'orientation par ce filtre est vraisemblablement moins précise. À l'inverse, le mouvement *StarArc*, bien que multidirectionnel, présente une structure plus séquentielle avec une composante sagittale plus importante que la circumduction, le rendant ainsi plus semblable au mouvement de marche uniplanaire pour lequel le filtre a été optimisé. Ce résultat rappelle l'importance d'une estimation précise de l'orientation des MIMUs dans un SC commun, en particulier lors de mouvements sollicitant plusieurs plans de l'espace.

Un *offset* entre la cinématique obtenue respectivement avec les systèmes optique et inertiel a par ailleurs été observé dans la troisième étude, particulièrement marqué dans les plans frontal et transverse. Cet *offset*, présent dès le début du cycle de marche, relativement constant durant la phase d'appui et plus prononcé durant la phase d'envol, résulte en partie d'erreurs d'estimation de la posture neutre du membre inférieur, étape à partir de laquelle sont construits les SC anatomiques fémoral et tibial. Bien que cet *offset* constitue une limite de mesure réelle, son impact clinique peut être nuancé. En effet, dans le contexte de la genougraphie, une partie des marqueurs biomécaniques d'intérêt, tels que les amplitudes de mouvement ou encore les différences angulaires entre phases d'appui et d'envol, sont des mesures relatives qui ne sont pas affectées par un *offset* constant (cf. ANNEXE I). Après soustraction de cet *offset*, les RMSE tombent en dessous de 2.5° dans les trois plans, ce qui représente un niveau de précision cliniquement acceptable (McGinley et al., 2009). La comparaison des marqueurs biomécaniques calculés à partir des courbes cinématiques obtenues avec la méthode de calibrage inertiel développée et avec la méthode de référence optoélectronique (Hagemeister et al., 2005) respectivement, présentée au CHAPITRE 8, confirme cette lecture nuancée de l'*offset* inter-systèmes. Si la majorité des marqueurs présente des différences statistiquement significatives, leur biais demeure systématiquement inférieur à 3° , et la classification clinique qui en résulte concorde entre les deux systèmes dans la majorité des cas. Cette dissociation entre significativité statistique et pertinence clinique renforce l'idée que l'*offset* résiduel, bien qu'il constitue un biais systématique réel, n'altère pas substantiellement l'utilité clinique de la méthode développée. Les marqueurs du plan frontal et la rotation tibiale initiale, pour lesquels l'accord de classification reste plus modeste (60%), invitent à la prudence quant à leur interprétation clinique avec la méthode de calibrage développée.

9.3 Contributions originales et avantages cliniques de la méthode proposée

Les travaux présentés dans cette thèse apportent plusieurs contributions originales à l'état des connaissances dans le domaine de l'analyse du mouvement tridimensionnel du genou à l'aide de systèmes inertiels.

La première contribution est la réalisation de la première analyse de sensibilité d'une méthode de calibrage inertiel postural aux imprécisions de réalisation d'une des postures de calibrage. En quantifiant l'effet d'une déviation angulaire contrôlée de la jambe hors du plan sagittal sur la cinématique tridimensionnelle du genou, cette étude a non seulement fourni une explication méthodologique rigoureuse des erreurs dans les plans frontal et transverse rapportées dans la littérature (Di Raimondo et al., 2022 ; Lebleu et al., 2020 ; Robert-Lachaine et al., 2020), mais a également établi que le phénomène de *crosstalk* est un mécanisme majeur par lequel une imprécision posturale se propage dans ces plans (Freeman & Pinskerova, 2005 ; Piazza & Cavanagh, 2000 ; Reinschmidt et al., 1997). Ces résultats constituent une mise en garde importante pour toute utilisation clinique des méthodes posturales lorsqu'une analyse tridimensionnelle précise du genou est requise.

La deuxième contribution concerne l'estimation du HJC à partir de MIMUs. Cette étude est la première à avoir évalué l'effet combiné sur la précision de l'estimation du HJC de trois facteurs : la redondance des MIMUs, l'intégration de données de plusieurs segments anatomiques et le type de mouvement fonctionnel. Le résultat contre-intuitif selon lequel l'ajout de MIMUs sacraux n'améliore pas la précision de l'estimation constitue en soi une contribution importante, car il oriente les futures implémentations cliniques vers des configurations minimales en termes de nombre de capteurs, sans compromis sur la précision.

La troisième et principale contribution est le développement et la validation d'une nouvelle méthode de calibrage inertiel qui se distingue des approches existantes sur plusieurs points. Premièrement, la méthode intègre une correction du désalignement des repères de référence entre MIMUs par réestimation de l'orientation à partir des données brutes à l'aide d'un filtre AHRS, appliqué de manière uniforme à l'ensemble des capteurs et des essais. Contrairement à des approches antérieures qui estiment et corrigent ce désalignement une seule fois via un mouvement dédié (Favre et al., 2009 ; Robert-Lachaine et al., 2020), cette stratégie permet de s'affranchir de l'évolution temporelle non-linéaire de ce désalignement, mise en évidence au CHAPITRE 6 et rapportée dans la littérature (Yi et al., 2021), et assurant ainsi la concordance des repères de référence tout au long de la session d'acquisition. Deuxièmement, elle est la

première méthode de calibrage inertiel à s'inspirer directement d'un calibrage de référence utilisé en clinique (Hagemeister et al., 2005), en intégrant l'estimation des JCs du membre inférieur pour la construction des axes longitudinaux des segments fémoral et tibial, une étape pourtant centrale dans la grande majorité des protocoles optoélectroniques d'analyse de la cinématique du membre inférieur (A. Cappozzo et al., 1995 ; Ge Wu et al., 2002), mais jusqu'alors absente des méthodes inertielles pour le genou. Troisièmement, la méthode intègre une identification explicite de la posture neutre du membre inférieur, permettant de tenir compte de l'alignement réel entre les segments fémoral et tibial en position debout, là où la plupart des méthodes de calibrage inertiel rapportées dans la littérature supposent une verticalité des axes longitudinaux (Favre et al., 2006 ; Ferrari et al., 2009 ; Lebleu et al., 2020 ; Palermo et al., 2014 ; Yi et al., 2022). Enfin, la méthode a démontré qu'une configuration à seulement deux MIMUs est suffisante pour l'ensemble de la procédure de calibrage et le calcul de la cinématique tridimensionnelle du genou, ce qui représente un avantage pratique considérable pour un déploiement clinique à large échelle.

9.4 Limites

Les travaux présentés dans cette thèse comportent plusieurs limites, dont la prise en compte est indispensable à une juste interprétation des résultats et à la définition des perspectives de recherche futures.

La limite principale de la deuxième et la troisième étude est leur validation exclusive sur des participants sains. Or, la population cible de la genougraphie est constituée de patients atteints de gonarthrose, dont la douleur associée et les limitations fonctionnelles qui en découlent diffèrent de celles de participants sains (Baliunas et al., 2002 ; Ismailidis et al., 2021). Avant toute implémentation clinique, une validation sur cette population est donc indispensable. À cet égard, il convient de souligner qu'une partie des mouvements de calibrage retenus dans la méthode développée, notamment les mouvements *ExtMax* et *MeanAxis* font déjà partie du calibrage utilisé en clinique pour réaliser un examen genougraphique (Hagemeister et al., 2005), ce qui atteste de leur faisabilité en contexte clinique. Les mouvements de *StarArc* et

HighKnee, respectivement utilisés pour l'estimation du HJC et du KJC, constituent en revanche les cas les plus incertains. Le mouvement *HighKnee*, qui consiste en une flexion répétée de la hanche et du genou à environ 90°, pourrait s'avérer difficile à réaliser pour des patients arthrosiques dont l'amplitude de mouvement et la tolérance à la douleur sont réduites (Steultjens, Dekker, van Baar, Oostendorp, & Bijlsma, 2000). Le mouvement *StarArc*, quant à lui, ne semble pas plus exigeant que le mouvement de circumduction déjà intégré au calibrage clinique, bien que sa faisabilité pour la population arthrosique reste à confirmer. Les études futures devront donc évaluer spécifiquement la faisabilité de ces mouvements chez ces patients, et vérifier que les amplitudes de mouvement atteignables sont suffisantes pour permettre une estimation précise du HJC et du KJC. À plus long terme, une validation de la méthode sur d'autres populations pathologiques permettrait d'élargir son champ d'application clinique potentiel.

Une seconde limite concerne le filtrage des données inertielles pour l'estimation des JCs, qui présente une marge d'optimisation. L'approche de filtrage par ondelettes utilisée a été inspirée des travaux de Crabol et al. (2017) pour l'estimation du centre articulaire de l'épaule, un contexte biomécanique différent de celui du genou. Le développement d'approches de filtrage adaptatives aux caractéristiques spécifiques de chaque mouvement fonctionnel, en termes d'amplitude, de vitesse et de contenu fréquentiel, représente une piste d'amélioration prometteuse pour augmenter la robustesse de l'estimation des JCs et, par conséquent, la précision et la répétabilité de la méthode de calibrage dans son ensemble.

CHAPITRE 10

RECOMMANDATIONS, PERSPECTIVES ET RETOMBÉES CLINIQUES

La perspective la plus immédiate et indispensable est la validation de la méthode de calibrage proposée sur la population cible de la genougraphie. Cette validation devra d'abord confirmer la faisabilité des mouvements *StarArc* et *HighKnee* chez ces patients, les mouvements *ExtMax* et *MeanAxis* étant déjà éprouvés en contexte (Hagemeister et al., 2005). Une fois cette faisabilité établie, l'étape suivante consistera à évaluer si les marqueurs biomécaniques cliniques estimés par la méthode inertielle mènent aux mêmes conclusions cliniques que ceux obtenus par la méthode optoélectronique de référence, chez des patients arthrosiques.

Une deuxième perspective concerne l'optimisation du filtrage des données inertielles pour l'estimation des JCs, actuellement basé sur une approche par ondelettes adaptée d'un contexte biomécanique différent (Crabolu et al., 2017). Le développement de filtres adaptés spécifiquement à chaque mouvement de calibrage (*StarArc*, *HighKnee*, *ExtMax* et *MeanAxis*), et en particulier aux caractéristiques cinématiques propres aux patients gonarthrosiques (amplitude et vitesse de mouvement réduite) représente une piste prometteuse pour améliorer la précision et la répétabilité de la méthode d'estimation des JCs.

Par ailleurs, deux aspects liés à l'implémentation du filtre AHRS utilisé pour la réestimation de l'orientation des MIMUs méritent d'être adressés dans les travaux futurs. D'une part, le fait que chaque mouvement de calibrage ait été enregistré séparément implique que le filtre doit converger de nouveau à chaque enregistrement afin de réestimer l'orientation des MIMUs sur celui-ci, ce qui génère des artefacts transitoires en début de signal malgré la stratégie d'extension temporelle adoptée, les mouvements fonctionnels testés ne donnant lieu qu'à des enregistrement de 10 secondes au maximum. La réalisation d'un enregistrement continu englobant l'ensemble de la session d'acquisition (essais statiques, mouvements fonctionnels de calibrage et essais de marche) permettrait d'éliminer ces effets de bord et d'améliorer la qualité de la réestimation de l'orientation sur l'ensemble des enregistrements.

D'autre part, le paramétrage du filtre a été réalisé à partir d'un essai de marche de référence, ce qui constitue un choix empirique justifié par la durée des enregistrements de marche (45 secondes), mais qui ne garantit pas des performances optimales du filtre pour l'ensemble des mouvements de la session. La marche se déroulant principalement dans le plan sagittal, le filtre ainsi paramétré pourrait présenter des performances réduites pour la réestimation de l'orientation lors de mouvements impliquant les trois plans anatomiques, tels que la circumduction ou le *StarArc*. L'utilisation d'un enregistrement de référence intégrant des mouvements dans l'ensemble des plans anatomiques pour le paramétrage du filtre représente donc une piste d'amélioration directe pour maximiser ses performances sur la totalité de la session d'acquisition.

Sur le plan des retombées cliniques, les travaux de cette thèse ouvrent des perspectives concrètes pour la genougraphie et, plus largement, pour l'analyse clinique du mouvement du genou. La méthode de calibrage développée constitue une première étape vers un système d'analyse de la cinématique tridimensionnelle du genou entièrement basé sur des MIMUs, s'affranchissant de la dépendance au système optoélectronique qui contraint actuellement l'utilisation du KneeKG à des environnements limités par le champ d'acquisition des caméras infrarouges. Un tel système présenterait un double avantage pratique. D'une part, il permettrait une réduction significative des coûts liés à l'infrastructure optoélectronique, rendant la genougraphie accessible à des environnements cliniques non spécialisés tels que les cabinets de médecins, les cliniques de physiothérapie ou les centres de réadaptation. D'autre part, il offrirait la possibilité d'analyser le mouvement de marche en conditions libres sur sol, plutôt que sur un tapis roulant. Cette perspective est d'autant plus pertinente que le KneeKG est déjà un dispositif portable, et que la configuration minimale à deux MIMUs identifiée dans cette thèse réduit considérablement la complexité instrumentale du système. Un déploiement plus large de la genougraphie permettrait ainsi d'offrir à un plus grand nombre de patients atteints de gonarthrose un accès à une évaluation fonctionnelle objective de leur genou, contribuant à améliorer la qualité des décisions cliniques et le suivi longitudinal de cette pathologie dont la prévalence ne cesse de croître.

CONCLUSION

L'analyse tridimensionnelle du mouvement du genou à la marche constitue un outil clinique précieux pour l'évaluation et le suivi de la gonarthrose, pathologie dont la prévalence ne cesse de croître. Le KneeKG offre à ce jour une solution clinique robuste et validée pour cet examen, mais sa dépendance à un système optoélectronique en limite le déploiement à grande échelle. Cette thèse avait pour objectif principal de développer une méthode de calibrage permettant de s'affranchir de cette contrainte, en analysant la cinématique tridimensionnelle du genou à la marche à l'aide du KneeKG et d'IMUs.

Pour atteindre cet objectif, trois études ont été menées de manière séquentielle et complémentaire. La première a mis en évidence les limites fondamentales des méthodes de calibrage posturales et leur sensibilité à la réalisation répétable des postures de calibrage, en identifiant le phénomène de *crosstalk* comme une source majeure d'erreur dans les plans frontal et transverse. La deuxième a établi les bases méthodologiques nécessaires à l'estimation précise des JCs du membre inférieur à partir de MIMUs. La troisième a proposé et validé une nouvelle méthode de calibrage inertiel s'inspirant directement du protocole clinique de référence de Hagemeister et al. (2005), produisant des erreurs inférieures à 2.5° dans les trois plans anatomiques après correction d'*offset*, avec seulement deux MIMUs.

La démarche scientifique adoptée, consistant à partir de l'analyse critique d'une méthode existante, d'en établir les limites, de construire brique par brique les éléments d'une nouvelle approche, puis de la valider, illustre comment des contributions méthodologiques successives et cohérentes peuvent mener à un résultat cliniquement pertinent. Atteindre ce niveau de précision avec seulement deux MIMUs et des mouvements de calibrage pour la plupart déjà intégrés au protocole clinique représente un résultat très encourageant pour la transposition clinique de cette méthode.

Ces travaux ne marquent pas l'arrivée à une destination, mais un point de départ. La validation de la méthode sur les patients atteints de gonarthrose et l'optimisation du filtrage des données

inertielle représentent les prochaines étapes naturelles de ce travail. Elles ouvriront la voie à l'évaluation de la concordance des marqueurs biomécaniques cliniques de la genougraphie entre la méthode de calibrage de Hagemester et al. (2005) et la méthode inertielle développée dans cette thèse sur la population cible, et ultimement à un examen genougraphique entièrement portable, accessible et déployable au-delà des murs du laboratoire.

ANNEXE I

MARQUEURS BIOMÉCANIQUES D'UN EXAMEN DE GENOUGRAPHIE

Tableau-A I-1 Marqueurs biomécaniques du rapport genougraphique et définitions associées

Marqueur biomécanique	Définition
Flexion initiale	Flexion au moment de l'attaque du talon.
Flexion lors du chargement	Différence entre la flexion maximale entre 0% et 20% du cycle de marche et la flexion au moment de l'attaque du talon.
Flexion lors de l'appui	Différence entre la flexion maximale entre 0% et 20% du cycle de marche et la flexion minimale entre 20% et 68% du cycle de marche.
Flexion maximale	Flexion maximale sur l'ensemble du cycle de marche.
Amplitude de mouvement de flexion/extension	Amplitude de mouvement de flexion/extension sur l'ensemble du cycle de marche.
Adduction initiale	Adduction au moment de l'attaque du talon.
Varus <i>thrust</i>	Différence entre l'adduction maximale entre 0% et 20% du cycle de marche et l'adduction initiale.
Valgus <i>thrust</i>	Différence entre l'adduction initiale et l'adduction minimale de 0% à 20% du cycle de marche.
Adduction lors de l'appui	Adduction moyenne entre 20% et 54% du cycle de marche.
Amplitude de mouvement d'adduction/abduction	Amplitude de mouvement d'adduction/abduction sur l'ensemble du cycle de marche.
Alignement fonctionnel statique en varus/valgus	Valeur d'adduction/abduction lors de la posture neutre définie au moment du calibrage.
Rotation tibiale initiale	Rotation tibiale au moment de l'attaque du talon.
Rotation tibiale lors du chargement	Rotation tibiale moyenne entre 0% à 20% du cycle de marche.
Amplitude de mouvement de rotation tibiale	Amplitude de mouvement en rotation tibiale sur l'ensemble du cycle de marche.

ANNEXE II

RÉSULTATS COMPLÉMENTAIRES

Tableau-A II-1 Moyenne $\pm$ écart-type des différences angulaires absolues entre les axes anatomiques fémoral et tibial définis par la méthode de Hagemeister et al. (2005) et ceux définis par la méthode de calibrage développée

	Fémur (°)	Tibia (°)
Axe médio-latéral	6.6 $\pm$ 3.8	6.1 $\pm$ 4.3
Axe antéro-postérieur	5.3 $\pm$ 4.0	5.8 $\pm$ 4.1
Axe longitudinal	4.4 $\pm$ 2.1	2.8 $\pm$ 1.3

Tableau-A II-2 Moyenne $\pm$ écart-type des différences angulaires absolues entre les angles de flexion/extension, adduction/abduction et rotation externe/interne calculés en postures neutres respectivement définies par la méthode de Hagemeister et al. (2005) et la méthode de calibrage développée

Flexion/extension (°)	Adduction/abduction (°)	Rotation externe/interne (°)
0.3 $\pm$ 0.9	2.9 $\pm$ 1.9	0.2 $\pm$ 0.1

BIBLIOGRAPHIE

- Al-Amri, M., Nicholas, K., Button, K., Sparkes, V., Sheeran, L., & Davies, J. L. (2018). Inertial Measurement Units for Clinical Movement Analysis: Reliability and Concurrent Validity. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 18(3), E719. <https://doi.org/10.3390/s18030719>
- Aljehani, M. S., Christensen, J. C., Snyder-Mackler, L., Crenshaw, J., Brown, A., & Zeni, J. A. (2022). Knee biomechanics and contralateral knee osteoarthritis progression after total knee arthroplasty. *Gait & Posture*, 91, 266-275. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.10.020>
- Andriacchi, T. P., Mündermann, A., Smith, R. L., Alexander, E. J., Dyrby, C. O., & Koo, S. (2004). A Framework for the in Vivo Pathomechanics of Osteoarthritis at the Knee. *Annals of Biomedical Engineering*, 32(3), 447-457. <https://doi.org/10.1023/B:ABME.0000017541.82498.37>
- Astephen, J. L., Deluzio, K. J., Caldwell, G. E., & Dunbar, M. J. (2008). Biomechanical changes at the hip, knee, and ankle joints during gait are associated with knee osteoarthritis severity. *Journal of Orthopaedic Research*, 26(3), 332-341. <https://doi.org/10.1002/jor.20496>
- Astephen, J. L., Deluzio, K. J., Caldwell, G. E., Dunbar, M. J., & Hubley-Kozey, C. L. (2008). Gait and neuromuscular pattern changes are associated with differences in knee osteoarthritis severity levels. *Journal of Biomechanics*, 41(4), 868-876. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.10.016>
- Baliunas, A. J., Hurwitz, D. E., Ryals, A. B., Karrar, A., Case, J. P., Block, J. A., & Andriacchi, T. P. (2002). Increased knee joint loads during walking are present in subjects with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage*, 10(7), 573-579. <https://doi.org/10.1053/joca.2002.0797>
- Bauer, D. C., Hunter, D. J., Abramson, S. B., Attur, M., Corr, M., Felson, D., ... Kraus, V. B. (2006). Classification of osteoarthritis biomarkers: a proposed approach. *Osteoarthritis and Cartilage*, 14(8), 723-727. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2006.04.001>
- Bell, A. L., Brand, R. A., & Pedersen, D. R. (1989). Prediction of hip joint centre location from external landmarks. *Human Movement Science*, 8(1), 3-16. [https://doi.org/10.1016/0167-9457\(89\)90020-1](https://doi.org/10.1016/0167-9457(89)90020-1)
- Bell, A. L., Pedersen, D. R., & Brand, R. A. (1990). A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. *Journal of Biomechanics*, 23(6), 617-621. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(90\)90054-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(90)90054-7)

- Bensalma, F., Mezghani, N., Cagnin, A., Fuente, A., Lenoir, L., & Hagemester, N. (2023). Multimodal data analysis of knee osteoarthritis assessment: factors selection for conservative care decision making. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 26(4), 450-459. <https://doi.org/10.1080/10255842.2022.2066973>
- Bensalma, Fatima, Hagemester, N., Cagnin, A., Ouakrim, Y., Bureau, N. J., Choinière, M., & Mezghani, N. (2022). Biomechanical markers associations with pain, symptoms, and disability compared to radiographic severity in knee osteoarthritis patients: a secondary analysis from a cluster randomized controlled trial. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 23(1), 1-9. <https://doi.org/10.1186/s12891-022-05845-1>
- Blakeney, W., Clément, J., Desmeules, F., Hagemester, N., Rivière, C., & Vendittoli, P.-A. (2019). Kinematic alignment in total knee arthroplasty better reproduces normal gait than mechanical alignment. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the ESSKA*, 27(5), 1410-1417. <https://doi.org/10.1007/s00167-018-5174-1>
- Camomilla, V., Cereatti, A., Vannozzi, G., & Cappozzo, A. (2006). An optimized protocol for hip joint centre determination using the functional method. *Journal of Biomechanics*, 39(6), 1096-1106. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.02.008>
- Cappozzo, A., Catani, F., Croce, U. D., & Leardini, A. (1995). Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 10(4), 171-178. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(95\)91394-t](https://doi.org/10.1016/0268-0033(95)91394-t)
- Cappozzo, Aurelio, Della Croce, U., Leardini, A., & Chiari, L. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 1: theoretical background. *Gait & Posture*, 21(2), 186-196. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.01.010>
- Carcreff, L., Payen, G., Grouvel, G., Massé, F., & Armand, S. (2022). Three-Dimensional Lower-Limb Kinematics from Accelerometers and Gyroscopes with Simple and Minimal Functional Calibration Tasks: Validation on Asymptomatic Participants. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 22(15), 5657. <https://doi.org/10.3390/s22155657>
- Caruso, M., Sabatini, A. M., Laidig, D., Seel, T., Knaflitz, M., Della Croce, U., & Cereatti, A. (2021). Analysis of the Accuracy of Ten Algorithms for Orientation Estimation Using Inertial and Magnetic Sensing under Optimal Conditions: One Size Does Not Fit All. *Sensors*, 21(7), 2543. <https://doi.org/10.3390/s21072543>
- Cereatti, A., Gurchiek, R., Mündermann, A., Fantozzi, S., Horak, F., Delp, S., & Aminian, K. (2024). ISB recommendations on the definition, estimation, and reporting of joint kinematics in human motion analysis applications using wearable inertial measurement technology. *Journal of Biomechanics*, 173, 112225. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2024.112225>

- Chao, E. Y., Laughman, R. K., Schneider, E., & Stauffer, R. N. (1983). Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking. *Journal of Biomechanics*, 16(3), 219-233. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(83\)90129-x](https://doi.org/10.1016/0021-9290(83)90129-x)
- Churchill, D. L., Incavo, S. J., Johnson, C. C., & Beynnon, B. D. (1998). The transepicondylar axis approximates the optimal flexion axis of the knee. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (356), 111-118. <https://doi.org/10.1097/00003086-199811000-00016>
- Cordillet, S., Bideau, N., Bideau, B., & Nicolas, G. (2019). Estimation of 3D Knee Joint Angles during Cycling Using Inertial Sensors: Accuracy of a Novel Sensor-to-Segment Calibration Procedure Based on Pedaling Motion. *Sensors*, 19(11), 2474. <https://doi.org/10.3390/s19112474>
- Crabolu, M., Pani, D., Raffo, L., Conti, M., Crivelli, P., & Cereatti, A. (2017). In vivo estimation of the shoulder joint center of rotation using magneto-inertial sensors: MRI-based accuracy and repeatability assessment. *BioMedical Engineering OnLine*, 16(1), 34. <https://doi.org/10.1186/s12938-017-0324-0>
- Cutti, A. G., Ferrari, A., Garofalo, P., Raggi, M., Cappello, A., & Ferrari, A. (2010). « Outwalk »: a protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 48(1), 17-25. <https://doi.org/10.1007/s11517-009-0545-x>
- Della Croce, U., Leardini, A., Chiari, L., & Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 4: assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics. *Gait & Posture*, 21(2), 226-237. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.05.003>
- della Croce, U., Cappozzo, A., & Kerrigan, D. C. (1999). Pelvis and lower limb anatomical landmark calibration precision and its propagation to bone geometry and joint angles. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 37(2), 155-161. <https://doi.org/10.1007/BF02513282>
- Di Raimondo, G., Vanwanseele, B., van der Have, A., Emmerzaal, J., Willems, M., Killen, B. A., & Jonkers, I. (2022). Inertial Sensor-to-Segment Calibration for Accurate 3D Joint Angle Calculation for Use in OpenSim. *Sensors*, 22(9), 3259. <https://doi.org/10.3390/s22093259>
- di Falco, C., Aissaoui, R., & Hagemeister, N. (2025). Sensitivity analysis of an inertial calibration method: Influence of leg position on 3D knee kinematics. *Gait & Posture*, 115, 51-58. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2024.10.021>
- Ehrig, R. M., Taylor, W. R., Duda, G. N., & Heller, M. O. (2006). A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. *Journal of Biomechanics*, 39(15), 2798-2809. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.10.002>

- Emovi Inc. (2020). *Manuel utilisateur KneeKG 3D Knee Analyser* (Rapport No. UM-021020-FR). Montréal, Canada : Emovi Inc.
- Faizullin, M., & Ferrer, G. (2023). Best Axes Composition extended: Multiple gyroscopes and accelerometers data fusion to reduce systematic error. *Robotics and Autonomous Systems*, 160, 104316. <https://doi.org/10.1016/j.robot.2022.104316>
- Favre, J., Aissaoui, R., Jolles, B. M., de Guise, J. A., & Aminian, K. (2009). Functional calibration procedure for 3D knee joint angle description using inertial sensors. *Journal of Biomechanics*, 42(14), 2330-2335. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.06.025>
- Favre, J., Luthi, F., Jolles, B. M., Siegrist, O., Najafi, B., & Aminian, K. (2006). A new ambulatory system for comparative evaluation of the three-dimensional knee kinematics, applied to anterior cruciate ligament injuries. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the ESSKA*, 14(7), 592-604. <https://doi.org/10.1007/s00167-005-0023-4>
- Favroul, C., Batailler, C., Naaim, A., Foissey, C., Kafelov, M., Cheze, L., ... Lustig, S. (2023). Cruciate-substituting and posterior-stabilised total knee arthroplasties had similar gait patterns in the short term. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the ESSKA*, 31(12), 5398-5406. <https://doi.org/10.1007/s00167-023-07594-7>
- Favroul, C., Cagnin, A., Batailler, C., & Lustig, S. (2026). Knee kinesiology in 2026: Current and future applications for digital orthopaedics and personalised total knee arthroplasty: A narrative review. *Journal of Experimental Orthopaedics*, 13(1), e70674. <https://doi.org/10.1002/jeo2.70674>
- Ferrari, A., Cutti, A. G., Garofalo, P., Raggi, M., Heijboer, M., Cappello, A., & Davalli, A. (2009). First in vivo assessment of “Outwalk”: a novel protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 48(1), 1. <https://doi.org/10.1007/s11517-009-0544-y>
- Fonseca, M., Gasparutto, X., Leboeuf, F., Dumas, R., & Armand, S. (2020). Impact of knee marker misplacement on gait kinematics of children with cerebral palsy using the Conventional Gait Model-A sensitivity study. *PloS One*, 15(4), e0232064. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0232064>
- Freeman, M. A. R., & Pinskerova, V. (2005). The movement of the normal tibio-femoral joint. *Journal of Biomechanics*, 38(2), 197-208. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.02.006>
- Ganjikia, S., Duval, N., Yahia, L., & de Guise, J. (2000). Three-dimensional knee analyzer validation by simple fluoroscopic study. *The Knee*, 7(4), 221-231. [https://doi.org/10.1016/s0968-0160\(00\)00063-6](https://doi.org/10.1016/s0968-0160(00)00063-6)

- García-de-Villa, S., Casillas-Pérez, D., Jiménez-Martín, A., & García-Domínguez, J. J. (2023). Inertial Sensors for Human Motion Analysis: A Comprehensive Review. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 72, 1-39. <https://doi.org/10.1109/TIM.2023.3276528>
- García-de-Villa, S., Jiménez-Martín, A., & García-Domínguez, J. J. (2021). Novel IMU-Based Adaptive Estimator of the Center of Rotation of Joints for Movement Analysis. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 70, 1-11. <https://doi.org/10.1109/TIM.2021.3073688>
- Gaudreault, N., Hagemeister, N., Poitras, S., & de Guise, J. A. (2013). Comparison of knee gait kinematics of workers exposed to knee straining posture to those of non-knee straining workers. *Gait & Posture*, 38(2), 187-191. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.11.004>
- Gök, H., Ergin, S., & Yavuzer, G. (2002). Kinetic and kinematic characteristics of gait in patients with medial knee arthrosis. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 73(6), 647-652. <https://doi.org/10.1080/000164702321039606>
- Grood, E. S., & Suntay, W. J. (1983). A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *Journal of Biomechanical Engineering*, 105(2), 136-144. <https://doi.org/10.1115/1.3138397>
- Hagemeister, N., Parent, G., Van de Putte, M., St-Onge, N., Duval, N., & de Guise, J. (2005). A reproducible method for studying three-dimensional knee kinematics. *Journal of Biomechanics*, 38(9), 1926-1931. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.05.013>
- Harrington, M. E., Zavatsky, A. B., Lawson, S. E. M., Yuan, Z., & Theologis, T. N. (2007a). Prediction of the hip joint centre in adults, children, and patients with cerebral palsy based on magnetic resonance imaging. *Journal of Biomechanics*, 40(3), 595-602. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.02.003>
- Harrington, M. E., Zavatsky, A. B., Lawson, S. E. M., Yuan, Z., & Theologis, T. N. (2007b). Prediction of the hip joint centre in adults, children, and patients with cerebral palsy based on magnetic resonance imaging. *Journal of Biomechanics*, 40(3), 595-602. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.02.003>
- Hernandez, V., Dadkhah, D., Babakeshizadeh, V., & Kulić, D. (2021). Lower body kinematics estimation from wearable sensors for walking and running: A deep learning approach. *Gait & Posture*, 83, 185-193. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.10.026>
- Hunter, D. J., & Bierma-Zeinstra, S. (2019). Osteoarthritis. *The Lancet*, 393(10182), 1745-1759. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(19\)30417-9](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(19)30417-9)

- Hur, B., Baek, S., Kang, I., & Kim, D. (2025). Learning based lower limb joint kinematic estimation using open source IMU data. *Scientific Reports*, 15(1), 5287. <https://doi.org/10.1038/s41598-025-89716-4>
- Ismailidis, P., Hegglin, L., Egloff, C., Pagenstert, G., Kernen, R., Eckardt, A., ... Mündermann, A. (2021). Side to side kinematic gait differences within patients and spatiotemporal and kinematic gait differences between patients with severe knee osteoarthritis and controls measured with inertial sensors. *Gait & Posture*, 84, 24-30. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.11.015>
- Jackson, B., Wluka, A., Teichtahl, A., Morris, M., & Cicuttini, F. (2004). Reviewing knee osteoarthritis — a biomechanical perspective. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 7(3), 347-357. [https://doi.org/10.1016/S1440-2440\(04\)80030-6](https://doi.org/10.1016/S1440-2440(04)80030-6)
- Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., Wootten, M. E., Gainey, J., Gorton, G., & Cochran, G. V. (1989). Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 7(6), 849-860. <https://doi.org/10.1002/jor.1100070611>
- Kellgren, J. H., & Lawrence, J. S. (1957). Radiological assessment of osteo-arthritis. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 16(4), 494-502. <https://doi.org/10.1136/ard.16.4.494>
- Kianifar, R., Joukov, V., Lee, A., Raina, S., & Kulić, D. (2019). Inertial measurement unit-based pose estimation: Analyzing and reducing sensitivity to sensor placement and body measures. *Journal of Rehabilitation and Assistive Technologies Engineering*, 6, 2055668318813455. <https://doi.org/10.1177/2055668318813455>
- Kiss, R. M. (2011). Effect of severity of knee osteoarthritis on the variability of gait parameters. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(5), 695-703. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2011.07.011>
- Komdeur, P., Pollo, F. E., & Jackson, R. W. (2002). Dynamic knee motion in anterior cruciate impairment: a report and case study. *Proceedings (Baylor University Medical Center)*, 15(3), 257-259. <https://doi.org/10.1080/08998280.2002.11927850>
- Koo, T. K., & Li, M. Y. (2016). A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *Journal of Chiropractic Medicine*, 15(2), 155-163. <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2016.02.012>
- Labbe, D. R., Hagemeister, N., Tremblay, M., & de Guise, J. (2008). Reliability of a method for analyzing three-dimensional knee kinematics during gait. *Gait & Posture*, 28(1), 170-174. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.11.002>

- Lebleu, J., Gosseye, T., Detrembleur, C., Mahaudens, P., Cartiaux, O., & Penta, M. (2020). Lower Limb Kinematics Using Inertial Sensors during Locomotion: Accuracy and Reproducibility of Joint Angle Calculations with Different Sensor-to-Segment Calibrations. *Sensors*, 20(3), 715. <https://doi.org/10.3390/s20030715>
- Leboeuf, F., Baker, R., Barré, A., Reay, J., Jones, R., & Sangeux, M. (2019). The conventional gait model, an open-source implementation that reproduces the past but prepares for the future. *Gait & Posture*, 69, 235-241. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.04.015>
- Lustig, S., Magnussen, R. A., Cheze, L., & Neyret, P. (2012). The KneeKG system: a review of the literature. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 20(4), 633-638. <https://doi.org/10.1007/s00167-011-1867-4>
- Madgwick, S. O. H., Harrison, A. J. L., & Vaidyanathan, R. (2011). Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm. Dans *2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics* (pp. 1-7). <https://doi.org/10.1109/ICORR.2011.5975346>
- Mahony, R., Hamel, T., & Pflimlin, J.-M. (2008). Nonlinear Complementary Filters on the Special Orthogonal Group. *IEEE Transactions on Automatic Control*, 53(5), 1203-1218. <https://doi.org/10.1109/TAC.2008.923738>
- Marieb, E. N., & Hoehn, K. (2019). *Anatomie et physiologie humaines* (6^e éd.). (S.l.) : ERPI.
- McCarthy, I., Hodgins, D., Mor, A., Elbaz, A., & Segal, G. (2013). Analysis of knee flexion characteristics and how they alter with the onset of knee osteoarthritis: a case control study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 14, 169. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-14-169>
- McGibbon, C. A., Fowler, J., Chase, S., Steeves, K., Landry, J., & Mohamed, A. (2015). Evaluation of Anatomical and Functional Hip Joint Center Methods: The Effects of Activity Type, Gender, and Proximal Reference Segment. *Journal of Biomechanical Engineering*, 138(1). <https://doi.org/10.1115/1.4032054>
- McGinley, J. L., Baker, R., Wolfe, R., & Morris, M. E. (2009). The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review. *Gait & Posture*, 29(3), 360-369. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.09.003>
- McGinnis, R. S., & Perkins, N. C. (2013). Inertial sensor based method for identifying spherical joint center of rotation. *Journal of Biomechanics*, 46(14), 2546-2549. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.07.017>
- McGrath, T., Fineman, R., & Stirling, L. (2018). An Auto-Calibrating Knee Flexion-Extension Axis Estimator Using Principal Component Analysis with Inertial Sensors. *Sensors*, 18(6), 1882. <https://doi.org/10.3390/s18061882>

- McGrath, T., & Stirling, L. (2022). Body-Worn IMU-Based Human Hip and Knee Kinematics Estimation during Treadmill Walking. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 22(7), 2544. <https://doi.org/10.3390/s22072544>
- Medved, V. (2000). *Measurement of Human Locomotion*. Boca Raton : CRC Press. <https://doi.org/10.1201/9781420036985>
- Mezghani, N., Ouakrim, Y., Fuentes, A., Mitiche, A., Hagemeister, N., Vendittoli, P.-A., & de Guise, J. A. (2017). Mechanical biomarkers of medial compartment knee osteoarthritis diagnosis and severity grading: Discovery phase. *Journal of Biomechanics*, 52, 106-112. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.12.022>
- Mohammadi Moghadam, S., Ortega Auriol, P., Yeung, T., & Choisne, J. (2024). 3D gait analysis in children using wearable sensors: feasibility of predicting joint kinematics and kinetics with personalized machine learning models and inertial measurement units. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 12. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2024.1372669>
- Most, E., Axe, J., Rubash, H., & Li, G. (2004). Sensitivity of the knee joint kinematics calculation to selection of flexion axes. *Journal of Biomechanics*, 37(11), 1743-1748. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.01.025>
- Nazarahari, M., Noamani, A., Ahmadian, N., & Rouhani, H. (2019). Sensor-to-body calibration procedure for clinical motion analysis of lower limb using magnetic and inertial measurement units. *Journal of Biomechanics*, 85, 224-229. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.01.027>
- Nazarahari, M., & Rouhani, H. (2019). Semi-Automatic Sensor-to-Body Calibration of Inertial Sensors on Lower Limb Using Gait Recording. *IEEE Sensors Journal*, 19(24), 12465-12474. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2019.2939981>
- Nazarahari, M., & Rouhani, H. (2021a). 40 years of sensor fusion for orientation tracking via magnetic and inertial measurement units: Methods, lessons learned, and future challenges. *Information Fusion*, 68, 67-84. <https://doi.org/10.1016/j.inffus.2020.10.018>
- Nazarahari, M., & Rouhani, H. (2021b). Sensor fusion algorithms for orientation tracking via magnetic and inertial measurement units: An experimental comparison survey. *Information Fusion*, 76, 8-23. <https://doi.org/10.1016/j.inffus.2021.04.009>
- O'Donovan, K. J., Kamnik, R., O'Keeffe, D. T., & Lyons, G. M. (2007). An inertial and magnetic sensor based technique for joint angle measurement. *Journal of Biomechanics*, 40(12), 2604-2611. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.12.010>

- Pacher, L., Chatellier, C., Laguillaumie, P., Vauzelle, R., & Fradet, L. (2022). Lower Limb Sensor-to-Segment Calibration for Joint Kinematics Analysis With Inertial Measurement Units: Is There an Ideal Method? *IEEE Sensors Journal*, 22(22), 22148-22160. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2022.3209883>
- Palermo, E., Rossi, S., Marini, F., Patanè, F., & Cappa, P. (2014). Experimental evaluation of accuracy and repeatability of a novel body-to-sensor calibration procedure for inertial sensor-based gait analysis. *Measurement*, 52, 145-155. <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2014.03.004>
- Perry, J. (1992). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function* (Vol. 12). (S.l.) : SLACK Incorporated.
- Piazza, S. J., & Cavanagh, P. R. (2000). Measurement of the screw-home motion of the knee is sensitive to errors in axis alignment. *Journal of Biomechanics*, 33(8), 1029-1034. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(00\)00056-7](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00056-7)
- Picerno, P. (2017). 25 years of lower limb joint kinematics by using inertial and magnetic sensors: A review of methodological approaches. *Gait & Posture*, 51, 239-246. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.11.008>
- Picerno, P., Cereatti, A., & Cappozzo, A. (2008). Joint kinematics estimate using wearable inertial and magnetic sensing modules. *Gait & Posture*, 28(4), 588-595. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.04.003>
- Pirker, W., & Katzenschlager, R. (2016). Gait disorders in adults and the elderly: A clinical guide. *Wiener klinische Wochenschrift*, 129. <https://doi.org/10.1007/s00508-016-1096-4>
- Reinschmidt, C., van den Bogert, A. J., Lundberg, A., Nigg, B. M., Murphy, N., Stacoff, A., & Stano, A. (1997). Tibiofemoral and tibiocalcaneal motion during walking: external vs. skeletal markers. *Gait & Posture*, 6(2), 98-109. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(97\)01110-7](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(97)01110-7)
- Reneaud, N., Zory, R., Guérin, O., Thomas, L., Colson, S. S., Gerus, P., & Chorin, F. (2023). Validation of 3D Knee Kinematics during Gait on Treadmill with an Instrumented Knee Brace. *Sensors*, 23(4), 1812. <https://doi.org/10.3390/s23041812>
- Robbins, S. M., Teoli, A., Huk, O. L., Zukor, D. J., & Antoniou, J. (2024). Inter-segment coordination amplitude and variability during gait in patients with knee osteoarthritis and asymptomatic adults. *Gait & Posture*, 107, 324-329. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2023.10.024>

- Robert-Lachaine, X., Mecheri, H., Larue, C., & Plamondon, A. (2017). Accuracy and repeatability of single-pose calibration of inertial measurement units for whole-body motion analysis. *Gait & Posture*, 54, 80-86. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.02.029>
- Robert-Lachaine, X., Parent, G., Fuentes, A., Hagemester, N., & Aissaoui, R. (2020). Inertial motion capture validation of 3D knee kinematics at various gait speed on the treadmill with a double-pose calibration. *Gait & Posture*, 77, 132-137. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.01.029>
- Roetenberg, D., Luinge, H. J., Baten, C. T. M., & Veltink, P. H. (2005). Compensation of magnetic disturbances improves inertial and magnetic sensing of human body segment orientation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 13(3), 395-405. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2005.847353>
- Sangeux, M., Pillet, H., & Skalli, W. (2014). Which method of hip joint centre localisation should be used in gait analysis? *Gait & Posture*, 40(1), 20-25. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.01.024>
- Sati, M., de Guise, J. A., Larouche, S., & Drouin, G. (1996). Improving in vivo knee kinematic measurements: application to prosthetic ligament analysis. *The Knee*, 3(4), 179-190. [https://doi.org/10.1016/S0968-0160\(96\)00209-8](https://doi.org/10.1016/S0968-0160(96)00209-8)
- Scattolini, M., Tigrini, A., Verdini, F., Burattini, L., Fioretti, S., & Mengarelli, A. (2025). Inertial Sensing for Human Motion Analysis: Enabling Sensor-to-Body Calibration Through an Anatomical and Functional Combined Approach. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering: a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 33, 1853-1862. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2025.3567833>
- Schmitt, L. C., & Rudolph, K. S. (2007). Influences on knee movement strategies during walking in persons with medial knee osteoarthritis. *Arthritis and Rheumatism*, 57(6), 1018-1026. <https://doi.org/10.1002/art.22889>
- Seel, T., Raisch, J., & Schauer, T. (2014). IMU-Based Joint Angle Measurement for Gait Analysis. *Sensors*, 14(4), 6891-6909. <https://doi.org/10.3390/s140406891>
- Siston, R. A., & Delp, S. L. (2006). Evaluation of a new algorithm to determine the hip joint center. *Journal of Biomechanics*, 39(1), 125-130. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.10.032>
- Skvortsov, D., Kaurkin, S., Prizov, A., Altukhova, A., Goncharov, E., & Nikitin, A. (2022). Gait analysis and knee joint kinematics before a and 6 month after of corrective valgus osteotomy at patients with medial knee arthritis. *International Orthopaedics*, 46(7), 1573-1582. <https://doi.org/10.1007/s00264-022-05370-9>

- Skvortsov, D., Prizov, A., Kaurkin, S., Altukhova, A., Zagorodniy, N., Lazko, F., & Nikitin, A. (2023). Gait analysis and knee kinematics before, and 6 and 18 months after corrective valgus osteotomy. *The Knee*, 41, 1-8. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2022.12.013>
- Stagni, R., Leardini, A., Cappozzo, A., Grazia Benedetti, M., & Cappello, A. (2000). Effects of hip joint centre mislocation on gait analysis results. *Journal of Biomechanics*, 33(11), 1479-1487. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(00\)00093-2](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(00)00093-2)
- Stagni, Rita, Fantozzi, S., & Cappello, A. (2006). Propagation of anatomical landmark misplacement to knee kinematics: Performance of single and double calibration. *Gait & Posture*, 24(2), 137-141. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.08.001>
- Steultjens, M. P., Dekker, J., van Baar, M. E., Oostendorp, R. A., & Bijlsma, J. W. (2000). Range of joint motion and disability in patients with osteoarthritis of the knee or hip. *Rheumatology*, 39(9), 955-961. <https://doi.org/10.1093/rheumatology/39.9.955>
- Südhoff, I., Van Driessche, S., Laporte, S., de Guise, J. A., & Skalli, W. (2007). Comparing three attachment systems used to determine knee kinematics during gait. *Gait & Posture*, 25(4), 533-543. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.06.002>
- Topley, M., & Richards, J. G. (2020). A comparison of currently available optoelectronic motion capture systems. *Journal of Biomechanics*, 106, 109820. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.109820>
- Trojaniello, D., Cereatti, A., & Della Croce, U. (2014). Accuracy, sensitivity and robustness of five different methods for the estimation of gait temporal parameters using a single inertial sensor mounted on the lower trunk. *Gait & Posture*, 40(4), 487-492. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.07.007>
- Van de Putte, M., Hagemeister, N., St-Onge, N., Parent, G., & de Guise, J. A. (2006). Habituation to treadmill walking. *Bio-Medical Materials and Engineering*, 16(1), 43-52.
- Vitali, R. V., & Perkins, N. C. (2020). Determining anatomical frames via inertial motion capture: A survey of methods. *Journal of Biomechanics*, 106, 109832. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.109832>
- Wang, S., Cai, Y., Hase, K., Uchida, K., Kondo, D., Saitou, T., & Ota, S. (2022). Estimation of knee joint angle during gait cycle using inertial measurement unit sensors: a method of sensor-to-clinical bone calibration on the lower limb skeletal model. *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, 17(1), 21-00196. <https://doi.org/10.1299/jbse.21-00196>

- Weidow, J., Tranberg, R., Saari, T., & Kärrholm, J. (2006). Hip and knee joint rotations differ between patients with medial and lateral knee osteoarthritis: gait analysis of 30 patients and 15 controls. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 24(9), 1890-1899. <https://doi.org/10.1002/jor.20194>
- Weygers, I., Kok, M., Konings, M., Hallez, H., De Vroey, H., & Claeys, K. (2020). Inertial Sensor-Based Lower Limb Joint Kinematics: A Methodological Systematic Review. *Sensors*, 20(3), 673. <https://doi.org/10.3390/s20030673>
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. (S.l.) : John Wiley & Sons. (Google-Books-ID: _bFHL08IWfwC).
- Wu, G., & Cavanagh, P. R. (1995). ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. *Journal of Biomechanics*, 28(10), 1257-1261. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)00017-c](https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00017-c)
- Wu, Ge, Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., ... Stokes, I. (2002). ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *Journal of Biomechanics*, 35(4), 543-548. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00222-6](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00222-6)
- Wu, Ge, van der Helm, F., Veeger, D., Makhsous, M., Roy, P., Anglin, C., ... Buchholz, B. (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion - Part II: Shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of biomechanics*, 38, 981-992. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.05.042>
- Yi, C., Jiang, F., Yang, C., Chen, Z., Ding, Z., & Liu, J. (2021). Reference Frame Unification of IMU-Based Joint Angle Estimation: The Experimental Investigation and a Novel Method. *Sensors*, 21(5), 1813. <https://doi.org/10.3390/s21051813>
- Yi, C., Wei, B., Ding, Z., Yang, C., Chen, Z., & Jiang, F. (2022). A Self-Aligned Method of IMU-Based 3-DoF Lower-Limb Joint Angle Estimation. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 71, 1-10. <https://doi.org/10.1109/TIM.2022.3194935>
- Zeni, J. A., & Higginson, J. S. (2009). Differences in gait parameters between healthy subjects and persons with moderate and severe knee osteoarthritis: A result of altered walking speed? *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 24(4), 372-378. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.02.001>
- Zhang, M., Hol, J. D., Slot, L., & Luinge, H. (2011). Second order nonlinear uncertainty modeling in strapdown integration using MEMS IMUs. Dans *14th International Conference on Information Fusion* (pp. 1-7). Repéré à <https://ieeexplore.ieee.org/document/5977574>

Zimmermann, T., Taetz, B., & Bleser, G. (2018). IMU-to-Segment Assignment and Orientation Alignment for the Lower Body Using Deep Learning. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 18(1), E302. <https://doi.org/10.3390/s18010302>