

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À
L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

COMME EXIGENCE PARTIELLE
À L'OBTENTION DE LA MAÎTRISE EN GÉNIE
CONCENTRATION TECHNOLOGIES DE LA SANTÉ
M.Ing.

PAR
Perrine FAUCONNIER

FAISABILITÉ DE LA MESURE DE LA CINÉMATIQUE 3D DU GENOU À L'AIDE DE
CAPTEURS INERTIELS

MONTRÉAL, LE 10 OCTOBRE 2013



Perrine Fauconnier, 2013



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

PRÉSENTATION DU JURY

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE:

M. Rachid Aissaoui, directeur de mémoire
département du Génie de la Production Automatisée à l'École de Technologie Supérieure

Mme. Nicola Hagemeister, codirecteur
département du Génie des Technologies de la Santé à l'École de Technologie Supérieure

M. Jacques A. de Guise, président du jury
département de Génie de la Production Automatisée à l'École de Technologie Supérieure

M. Vincent Duchaine, examinateur externe
département de Génie de la Production Automatisée à l'École de Technologie Supérieure

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

LE 30 SEPTEMBRE 2013

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Je tiens tout d'abord à remercier mon directeur de recherche, Rachid Aissaoui. Ce projet n'aurait pas pu être mené à bien sans son soutien, et j'y aurais perdu bien plus de cheveux sans sa bonne humeur contagieuse, et par dessus tout son immense gentillesse. Merci aussi à ma codirectrice de recherche Nicola Hagemeister, qui a cru en moi depuis le début, m'a accueillie et m'a aidée dans toutes les situations, plus ou moins faciles, que j'ai rencontrées.

Merci infiniment à toute l'équipe du LIO pour l'ambiance de travail inégalable que vous instaurez, et dans laquelle vous m'avez accueillie ; notamment Felix Chénier et Gerald Parent, dont la compétence n'a d'égale que l'improbabilité des blagues. Aux collègues devenus Amis, Julien Clément, Laurence Mark, Caroline Lau, merci d'être là, et continuons comme ça vers de nouvelles aventures !

À toute la bande de joyeux lurons expatriés, qui se reconnaîtront, vous êtes tous plus merveilleux les uns que les autres. Merci de ne jamais faire défaut ni quand il s'agit de partager le bien, ni quand il faut se serrer les coudes pour le plus difficile.

Enfin, merci à ma famille, toujours proche même quand elle est lointaine. C'est grâce à vous que je peux partir sans craintes ; vous êtes mes racines. Mes parents, ma sœur, merci d'être toujours présents. Cilou, mon embraque préférée, merci d'être toujours à l'écoute. Alexandre, merci d'être mon ancre, et mon protecteur, toujours.

FAISABILITÉ DE LA MESURE DE LA CINÉMATIQUE 3D DU GENOU À L'AIDE DE CAPTEURS INERTIELS

Perrine FAUCONNIER

RÉSUMÉ

La mesure de la cinématique 3D du genou est un outil intéressant pour une meilleure compréhension de sa fonction et de l'évolution de certaines pathologies, comme la gonarthrose. Cette évaluation a aujourd'hui surtout lieu en laboratoire, avec différents outils de capture du mouvement, souvent onéreux. Un système ambulatoire à faible coût pouvant être utilisé lors d'examens cliniques de routine serait d'un grand bénéfice. Pour ce faire, l'utilisation de capteurs inertielles semble être une alternative très intéressante par rapport aux outils traditionnels.

Le but de cette étude est d'évaluer la faisabilité de la mesure des angles 3D du genou avec deux unités inertielles (IMU), chacune composée d'un accéléromètre 3D et d'un gyromètre 3D. La méthodologie utilisée pour un tel calcul se déroule en trois étapes : premièrement, déterminer l'orientation d'une IMU dans un repère global, sous forme de quaternion, à partir de sa vitesse angulaire, et en corriger la dérive en utilisant l'accélération ; deuxièmement, déterminer l'orientation relative de deux IMUs en se servant d'un mouvement de circumduction de la jambe pour la procédure d'alignement ; enfin, établir une méthode de calibration qui permet de suivre au mieux les conventions de l'ISB (International Society of Biomechanics) pour décrire les angles au genou.

Le travail de validation a permis d'évaluer la précision de chaque étape de la méthode, et de souligner celles qui sont clés pour son amélioration. En effet, les résultats sont encourageants, mais leur précision n'égale pas encore celle de la méthode de référence.

Mot-clés : cinématique, genou, capteurs inertielles, capture du mouvement, quaternions

FAISABILITÉ DE LA MESURE DE LA CINÉMATIQUE 3D DU GENOU À L'AIDE DE CAPTEURS INERTIELS

Perrine FAUCONNIER

ABSTRACT

Three dimensional knee kinematics are an interesting tool to gain a better understanding of this joint's function and of the evolution of pathologies like osteoarthritis. Nowadays this evaluation takes places mostly in labs, using often expensive motion capture systems. A low cost ambulatory tool which could be used for routine clinical exams would be very beneficial. In order to produce such a tool, the use of inertial sensors seems to be a very interesting alternative to traditional systems.

The aim of this study is to evaluate the feasibility of measuring 3D knee angles using two inertial motion units (IMU), each containing one 3D accelerometer and one 3D gyrometer. The methodology used to calculate these angles is divided into the three following steps : first, we have to compute the orientation of a single IMU and express it in a global coordinate system, using only the acceleration and angular rate data given by the IMU. Secondly, we have to compute the relative orientation of two IMUs, using a movement of circumduction of the leg for the alignment procedure. Finally, we have to establish a calibration method that allows us to follow as close as possible the recommandations of the International Society of Biomechanics for the description of knee joint angles.

The validation process allowed us to evaluate the precision of each step of the method, and to underline those that are key to its refinement. Indeed, the results are encouraging but their precision is not yet equal to that of the reference method.

Keywords: kinematics, knee, inertial sensors, motion capture, quaternions

Table des matières

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LITTÉRATURE	3
1.1 Brève présentation de l'articulation du genou	3
1.1.1 Description	3
1.1.2 Fonction	3
1.2 Système de référence pour la mesure de la cinématique du genou	5
1.2.1 Définitions des systèmes d'axes : conventions de l' <i>International Society of Biomechanics</i>	5
1.2.2 Détermination des axes : méthode fonctionnelle et posturale	6
1.2.3 Système de mesure du mouvement du genou	8
1.2.3.1 Système de capture du mouvement : VICON TM	8
1.2.3.2 Le KneeKG TM	8
1.2.4 Conclusion sur la méthode de référence : fiabilité, reproductibilité et précision	9
1.3 Autres systèmes de mesures de la cinématique	10
1.3.1 Systèmes inertiels	10
1.3.2 Autres systèmes optométriques	12
1.3.3 Fluoroscopie	12
1.3.4 Systèmes électromagnétiques	12
1.4 Récapitulatif sur les systèmes de mesure de la cinématique	13
1.5 Outil mathématique : les quaternions	13
1.5.1 Quelques propriétés de base	14
1.5.2 Représentations de rotations	15
CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUES ET OBJECTIFS	19
2.1 Problématiques	19
2.1.1 Utilisation des magnétomètres	19
2.1.2 Différence entre positions et orientations	19
2.1.3 Solidification des repères de plusieurs unités	19
2.1.4 Calibrage	20
2.1.5 Calcul des angles	20
2.2 Objectifs	20
CHAPITRE 3 ADAPTATION DE LA MÉTHODE PROPOSÉE PAR FAVRE <i>ET AL.</i>	23
3.1 Détermination de l'orientation d'une unité inertielle dans un repère global	23
3.1.1 Calcul de l'orientation initiale dans le repère global <i>GI</i>	24
3.1.2 Calcul des orientations à chaque instant dans un repère global <i>GI</i>	25
3.1.3 Suppression de la dérive	27

3.1.3.1	Identification des instants de recalage	28
3.1.3.2	Calcul de la dérive à l'instant de recalage	30
3.1.3.3	Interpolation de la dérive entre deux instants de recalage	33
3.1.3.4	Mise à jour des orientations en supprimant la dérive	33
3.2	Méthode de solidification	34
3.3	Méthode de calibrage	36
3.3.1	Calcul du quaternion de passage $qTibtoJ$ entre le repère du tibia L_{Tib} et le repère local inertiel de la jambe LI_J	37
3.3.2	Calcul du quaternion de passage $qCtoFem$ entre le repère du fémur L_{Fem} et le repère local inertiel de la cuisse LI_C	39
3.4	Calcul des angles au genou	40
3.4.1	Calcul à chaque instant du quaternion de rotation $qRot(i)$ entre l'orientation du tibia et du fémur	41
3.4.2	Calcul des angles 3D au genou à partir des $qRot$	42
3.4.3	Comparaison avec le modèle de Grood <i>et al.</i> (1983)	42
3.5	Notes sur le filtrage des données	43
CHAPITRE 4 VALIDATION : MÉTHODOLOGIE ET RÉSULTATS		45
4.1	Validation de l'orientation d'une unité inertielle	46
4.1.1	Choix des valeurs des ϵ	46
4.1.2	Efficacité du recalage de l'orientation	47
4.1.2.1	Matériel	47
4.1.2.2	Résultats	48
4.1.3	Comparaisons des orientations calculées par la méthode inertie avec celles obtenues grâce au système VICON TM	48
4.1.4	Matériel	51
4.1.5	Résultats	51
4.2	Choix du mouvement de calibrage pour la solidification	53
4.2.1	Matériel	54
4.2.2	Rigidité de la jambe pendant les deux types de mouvements	54
4.2.2.1	Méthode	54
4.2.2.2	Résultats	55
4.2.3	Comparaison des résultats obtenus avec la méthode inertielles avec ceux obtenus avec VICON TM	56
4.2.3.1	Méthode	56
4.2.3.2	Résultats	56
4.3	Validation du calibrage	56
4.3.1	Quaternion de passage entre le repère de l'unité inertie de la jambe, et le repère du tibia	56
4.3.1.1	Méthode	56
4.3.1.2	Résultats	57
4.3.2	Quaternion de passage entre le repère de l'unité inertie de la cuisse, et le repère du fémur	57

4.3.2.1	Méthode	57
4.3.2.2	Résultats	58
4.4	Validation des angles au genou	58
4.4.1	Méthode	58
4.4.2	Résultats	58
CHAPITRE 5 DISCUSSION		61
5.1	Limites de la méthode	61
5.1.1	Méthode de recalage de l'orientation	61
5.1.2	Méthode de solidification	62
5.1.3	Définition des axes	63
5.2	Discussion des résultats	63
5.2.1	Détermination de l'orientation d'une unité inertielle dans un repère global	64
5.2.1.1	Filtrage	64
5.2.1.2	Optimisation des ϵ	65
5.2.1.3	Précision des orientations	65
5.2.1.4	Conclusion sur le calcul d'orientation	66
5.2.2	Solidification	66
5.2.3	Calibrage	67
5.2.4	Angles au genou	67
CONCLUSION		69
BIBLIOGRAPHIE		70

Liste des tableaux

	Page	
Tableau 1.1	Angles maximaux moyens au genou pendant la marche, pour une population d'adultes sains (Gaudreault <i>et al.</i> , 2012)	4
Tableau 1.2	Tableau récapitulatif de la méthode de définition des axes de rotation du genou proposée par Grood <i>et al.</i> (1983)	6
Tableau 1.3	Tableau récapitulatif de la fiabilité inter- et intra-observateurs du système de référence (Labbe <i>et al.</i> , 2008).....	10
Tableau 1.4	Précision de la méthode de Favre <i>et al.</i> (2006, 2008, 2009), testée par Brennan <i>et al.</i> (2011) sur un modèle - première colonne - et pendant la marche par Favre <i>et al.</i> (2009), comparée à un système électromagnétique - deuxième colonne.	12
Tableau 1.5	Récapitulatif sur les systèmes de mesure de la cinématique	13
Tableau 3.1	Tableau de comparaison des définitions des axes de flexion-extension, abduction-adduction et rotation interne=externe du genou, entre le modèle de Grood <i>et al.</i> (1983) et celui utilisé dans ce projet	42
Tableau 4.1	Tableau récapitulatif des différences entre les orientations calculée par la méthode inertielles et avec VICON TM . Mouvements 1 et 2 : circumduction de la hanche, avec le corps rigide fixé à la cuisse ; Mouvement 3 abduction-adduction de la hanche, avec le corps rigide fixé à la cuisse.	54
Tableau 4.2	Résultats des tests sur la rigidité de la jambe pendant les mouvements d'abduction-adduction et de circumduction.	55
Tableau 4.3	Tableau comparatif des résultats trouvés avec la méthode de référence et la méthode inertielles, pour les différents angles au genou. La troisième colonne correspond à l'étude des courbes obtenues par la soustraction de la courbe donnée par la méthode de référence et de celle donnée par la méthode inertielles pour chaque angle.	59
Tableau 5.1	Précision de notre méthode (colonne 1) comparée à celle de la méthode de Favre (colonne 2).	68

Liste des figures

	Page
Figure 1.1	Articulation du genou (Dimdle, 2013) 4
Figure 1.2	KneeKG TM : plaque tibiale et harnais rigide 9
Figure 3.1	Coordonnée en q_x de l'orientation de l'unité inertielle, avec (q_{derive_x} , en gris) et sans (q_{recal_x} , en noir) la dérive. Pendant les phases grisées, l'unité inertielle était immobile. 28
Figure 3.2	Schéma des différents repères et quaternions de passages utilisés dans la méthode. 34
Figure 4.1	Schéma des différents repères et quaternions de passages utilisés dans la validation. 45
Figure 4.2	Coordonnée en q_x de l'orientation de l'unité inertielle, avec (q_{derive_x} , en gris) et sans (q_{recal_x} , en noir) la dérive. Pendant les phases grisées, l'unité inertielle était immobile. 49
Figure 4.3	Orientations de l'unité inertielle avec (en noir) et sans (en gris) suppression de la dérive : coordonnées en q_y . Pendant les phases grisées, l'unité inertielle était immobile. 49
Figure 4.4	Orientations de l'unité inertielle avec (en noir) et sans (en gris) suppression de la dérive : coordonnées en q_z . Pendant les phases grisées, l'unité inertielle était immobile. 50
Figure 4.5	Orientations de l'unité inertielle avec (en noir) et sans (en gris) suppression de la dérive : coordonnées en q_w . Pendant les phases grisées, l'unité inertielle était immobile. 50
Figure 4.6	Exemple d'un corps rigide où les axes locaux des marqueurs VICON TM et de l'unité inertielle sont alignés 51
Figure 4.7	Comparaison des orientations calculées avec VICON TM et avec la méthode inertielle : partie vectorielle des quaternions d'orientation (méthode inertielle en noir, VICON TM en gris). 52
Figure 4.8	Comparaison des orientations calculées avec VICON TM et avec la méthode inertielle : partie scalaire des quaternions d'orientation (méthode inertielle en noir, VICON TM en gris). 53

Figure 4.9	Comparaison des angles au genou calculés avec VICON TM (en pointillés) et avec la méthode inertielle (en trait plein).....	59
Figure 5.1	Radiographie et photo d'un sujet avec un fort valgus à la jambe gauche. (BioMedCentral, 2007).....	64

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

\circ	Symbol des degrés
Hz	Symbol des Hertz
.	Symbol de la multiplication
\otimes	Symbol de la multiplication entre quaternions
\bullet	Symbol du produit scalaire
\wedge	Symbol du produit vectoriel
GI_C	Repère global inertiel de la cuisse
GI_J	Repère global inertiel de la jambe
GV	Repère global de VICON TM
L_{Fem}	Repère local du fémur
L_{Tib}	Repère local du tibia
LI_C	Repère local de l'unité inertielle de la cuisse
LI_J	Repère local de l'unité inertielle de la jambe
LV_C	Repère local du corps rigide de la cuisse
LV_J	Repère local du corps rigide de la jambe
$qCtoFem$	Quaternion de passage entre le repère du fémur L_{Fem} et le repère global inertiel de la cuisse GI_C
$qJtoC$	Quaternion de passage entre le repère global de l'unité inertielle placée sur la jambe GI_J et le repère global de l'unité inertielle placée sur la cuisse GI_C
$qJtoTib$	Quaternion de passage entre le repère local du tibia L_{Tib} et le repère global de l'unité inertielle placée sur la jambe GI_J

$qLVLIJ$	Quaternion de passage entre le repère local du corps rigide de la jambe LV_J et le repère local de l'unité inertielle de la jambe LI_J
$qVLVLC$	Quaternion de passage entre le repère local du corps rigide de la cuisse LV_C et le repère local de l'unité inertielle de la jambe LI_C
$qGVLFem$	Quaternion de passage entre le repère global de VICON TM et le repère local du fémur L_{Fem}
$qGVLTib$	Quaternion de passage entre le repère global de VICON TM et le repère local du tibia L_{Tib}
$qGVLV_C$	Quaternion de passage entre le repère global de VICON TM et le repère local du corps rigide de la cuisse LV_C
$qGVLV_J$	Quaternion de passage entre le repère global de VICON TM et le repère local du corps rigide de la jambe LV_J
$qOriSP_C$	Orientation de l'unité inertielle placée sur la cuisse pendant que le sujet est en posture debout neutre, exprimée dans le repère global GI_C
$qOriSP_J$	Orientation de l'unité inertielle placée sur la jambe pendant que le sujet est en posture debout neutre, exprimée dans le repère global GI_J
$qRot$	Quaternion de rotation entre l'orientation du tibia et celle du fémur

INTRODUCTION

La cinématique du genou, qui consiste à mesurer les angles au genou lors de divers mouvements tels que la marche ou l'accroupissement, est un outil particulièrement utile pour mieux comprendre la fonction du genou et suivre l'évolution de pathologies comme la gonarthrose. Elle permet d'apporter des informations supplémentaires par rapport aux examens médicaux classiques : les examens d'imagerie (radiographie, IRM) permettent uniquement de voir l'aspect structurel et statique de l'état de l'articulation, tandis que les examens cliniques (palpation etc.) ne permettent souvent que des appréciations très qualitatives de l'état du genou. La cinématique, en revanche, permet d'évaluer la fonction du genou de manière dynamique, quantitative, et en charge.

Il n'existe pas aujourd'hui de système de mesure de la cinématique du genou non irradiant, peu onéreux et ambulatoire. Divers systèmes d'analyse de mouvement permettent de mesurer la cinématique. La fluoroscopie permet une grande précision, mais est particulièrement irradiante. Les méthodes non irradiantes classiques d'analyse de la marche utilisent souvent des systèmes optoélectroniques tels que le système VICONTM : des marqueurs sont collés sur la peau du membre inférieur d'un sujet, et filmés par des caméras 3D pendant que le sujet effectue des mouvements. Ces systèmes sont souvent très onéreux (environ 200 000\$), et ne permettent pas de suivre précisément le mouvement des os, puisque la peau sur laquelle les marqueurs sont fixés est soumises à des déformations due à son élasticité et aux mouvements des muscles sous-jacents.

Le système kneeKGTM, commercialisé par la société Emovi, est un appareil de capture de mouvement considéré comme la référence en matière de mesure de la cinématique du genou. Il résout les problèmes de mouvements de la peau grâce à un exosquelette rigide placé à des endroits du membre inférieur où les mouvements entre la peau et les os sont minimaux. C'est un système qui est utilisé en milieu clinique, mais toujours dans un environnement contrôlé. D'autre part, même s'il est dix fois moins onéreux que le système VICONTM, ce n'est pas encore un système très facilement accessible pour n'importe quel médecin.

Plusieurs études dans la littérature proposent l'utilisation de capteurs inertIELS pour mesurer la cinématique : l'intérêt de ces capteurs provient de leur faible coût, et de la possibilité d'en faire un système ambulatoire ; cependant les systèmes à base de capteurs inertIELS commercIAlisés aujourd'hui, tels que le système MovenTM, sont onéreux, et leur précision est difficile à évaluer car on ne connaît pas les méthodes utilisées pour calculer les angles aux différentes articulations.

L'objectif de ce projet est d'évaluer la faisabilité d'un système de mesure de la cinématique du genou peu onéreux réalisé à partir de capteurs inertIELS, et donc non irradiant et ambulatoire. La revue de littérature qui suit apporte des informations sur les conventions et méthodes actuellement utilisées pour décrire et mesurer les angles aux genou. Les différentes problématiques techniques liées à l'utilisation de capteurs inertIELS ainsi que les objectifs sont présentés au chapitre 2. La méthodologie utilisée pour développer le système est expliquée au chapitre 3. La validation des différentes étapes ainsi que les résultats obtenus sont présentés au chapitre 4 ; ils permettent d'évaluer la performance de la méthode développée, performance qui est discutée au chapitre 5.

Chapitre 1

REVUE DE LITTÉRATURE

Cette revue de littérature a pour but de clarifier ce qu'est la cinématique tridimensionnelle du genou, de justifier les outils et méthodes choisis dans ce projet pour la mesurer, et de présenter la méthode référence à laquelle on se compare.

1.1 Brève présentation de l'articulation du genou

Pour comprendre comment on mesure les mouvements au genou, il est nécessaire en premier lieu de connaître ces mouvements : c'est à dire de comprendre le fonctionnement de l'articulation du genou.

1.1.1 Description

L'articulation du genou est composée de trois articulations différentes, en une seule cavité (Marieb et Hoehn, 2007) : l'articulation fémoro-patellaire (entre la partie distale du fémur et la patella), et les articulations tibio-fémorales, respectivement entre les parties médiales, et latérales, du fémur distal (les condyles du fémur) et les surfaces tibiales (voir figure 1.1). C'est l'articulation la plus complexe du corps humain.

1.1.2 Fonction

Le principal mouvement permis par l'articulation du genou est celui de flexion-extension. Marieb et Hoehn (2007) expliquent que lorsque la jambe est pliée et que l'on commence à la tendre (mouvement d'extension), les condyles fémoraux roulent sur les surfaces tibiales. Or le condyle fémoral latéral arrête sa rotation avant le condyle médial, ce qui entraîne une rotation médiale du fémur sur le tibia en fin d'extension. De légers mouvements de translation du fémur par rapport au tibia sont aussi présents. Tous ces mouvements combinés font du genou une articulation triaxiale (Marieb et Hoehn, 2007; Moore, 2013).

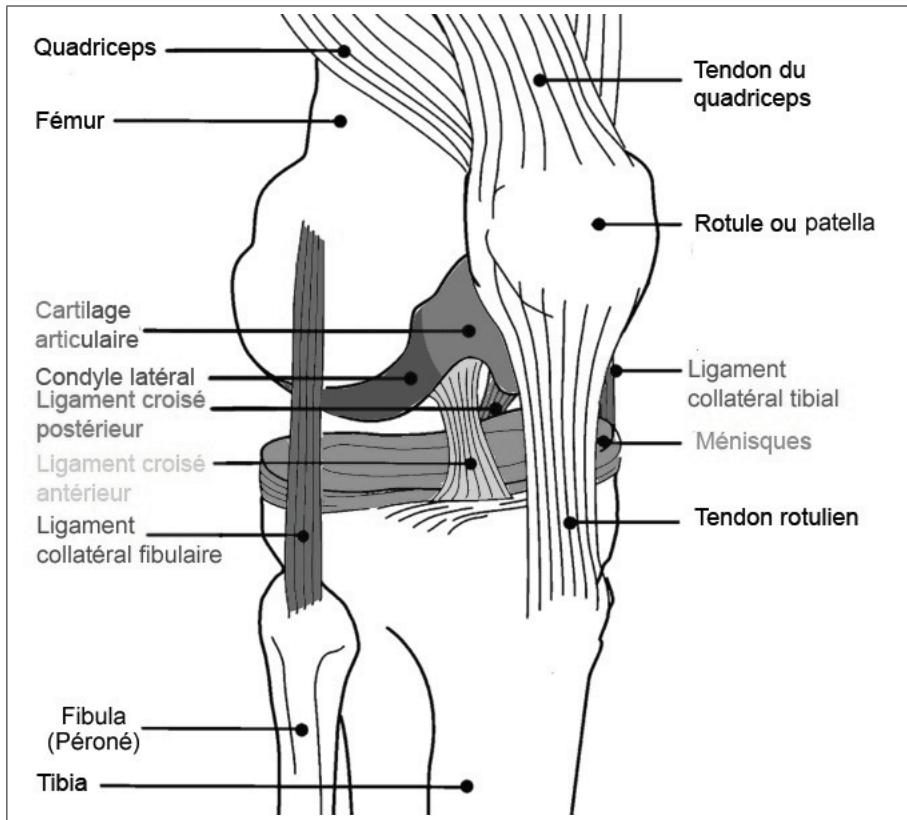


Figure 1.1 Articulation du genou (Dimdle, 2013)

Pour caractériser la fonction du genou, les angles selon les trois plans sont importants (plan sagittal : flexion-extension, plan transverse : rotation interne-externe, et plan frontal : abduction-adduction) (Favre, 2008; Boivin, 2010). Les angles moyens maximaux pendant la marche pour une population saine sont présentés dans le tableau 1.1.

Tableau 1.1 Angles maximaux moyens au genou pendant la marche, pour une population d'adultes sains (Gaudreault *et al.*, 2012).

Angles au genou	Angles maximaux moyens (°)	Écarts-types
Flexion-extension	64.4	6.2
Rotation interne-externe	5.5	4.6
Abduction adduction	3.7	6.9

1.2 Système de référence pour la mesure de la cinématique du genou

Pour évaluer notre méthode de mesure des angles au genou, nous avons cherché à la comparer à la méthode de référence. Cette méthode s'appuie sur les conventions de description des angles au genou, proposées en 1995 par l'*International Society of Biomechanics*, la méthode fonctionnelle et posturale de définitions de ces axes proposée par Hagemeister *et al.* (2005), et utilise les systèmes VICONTM et KneeKGTM pour la mesure du mouvement.

1.2.1 Définitions des systèmes d'axes : conventions de l'*International Society of Biomechanics*

Pour mesurer les angles au genou de manière comparable et répétable, des conventions ont été établies. Comme on l'a vu en 1.1.2, les mouvements réels de l'articulation n'ont pas lieu autour de trois axes fixes ; il s'agit plutôt de mouvements combinés. Cependant, si l'on veut décrire ces mouvements d'une manière qui ait du sens cliniquement, il faut passer par les angles de flexion-extension, de rotation interne-externe et d'abduction-adduction. Les axes autour duquel ont lieu ces rotations sont définis par l'*International Society of Biomechanics*, qui a proposé en 1995 des recommandations pour la standardisation des données cinématiques (Wu *et al.*, 1995). Pour ce qui est du genou, l'*ISB* recommande de suivre la méthode proposée par Grood *et al.* (1983). Cette méthode consiste à définir sur chacun des deux segments - de part et d'autre de l'articulation - des repères orthogonaux liés à des points de repères anatomiques, puis à choisir un axe sur chacun des segments, et à définir le troisième axe, dit flottant, comme leur étant perpendiculaire.

Le tableau 1.2 présente comment Grood *et al.* (1983) proposent de choisir les différents axes pour l'articulation du genou.

Ces recommandations sont respectées par la méthode de référence de mesure de la cinématique 3D du genou. Dans notre projet, nous avons aussi essayé de les suivre au mieux ; cependant, des différences entre notre méthode et celle présentée ici subsistent, principalement à cause de difficultés techniques liées à l'utilisation de capteurs inertIELS. En effet, la méthode de définition des axes diffère, comme on le verra par la suite ; et par conséquent les axes ne sont pas

Tableau 1.2 Tableau récapitulatif de la méthode de définition des axes de rotation du genou proposée par Grood *et al.* (1983)

Axe de flexion-extension	Axe perpendiculaire au plan sagittal du fémur, orienté latéralement pour le genou droit, et médialement pour le gauche
Axe de rotation interne-externe	Axe longitudinal du tibia, orienté vers le haut
Axe d'abduction adduction	Axe perpendiculaire aux axes de flexion-extension et de rotation interne-externe, dit axe flottant

rigoureusement identiques. Les différences entre notre méthode et celle-ci sont détaillées en 3.4.3 et discutées en 5.1.3.

1.2.2 Détermination des axes : méthode fonctionnelle et posturale

Pour compléter la définition des systèmes d'axes, il faut à présent trouver un moyen de déterminer les positions des axes de flexion-extension et de rotation interne-externe sans examiner les os de manière invasive ou irradiante. Pour ce faire, Hagemeister *et al.* (2005) proposent une méthode dite "fonctionnelle et posturale", utilisée dans la méthode de référence.

La méthode fonctionnelle et posturale consiste à faire effectuer différents mouvements de calibration au sujet instrumenté avec des marqueurs placés sur sa jambe, sa cuisse, ainsi que son bassin ; le système de capture du mouvement utilisé - système VICONTM et KneeKGTM - sera présenté en détails dans la partie 1.2.3. Tout d'abord, les centres des articulations de la cheville, de la hanche et du genou sont déterminés de la manière suivante :

- Le centre de la cheville est défini comme le milieu du segment qui lie les centres des extrémités externes des maléoles latérale et médiale. Ces points sont facilement identifiables visuellement et par palpation.
- Le centre de rotation de la hanche est déterminé en faisant effectuer des mouvements de circumduction de la hanche au sujet pendant cinq secondes ; les marqueurs situés au niveau de la cuisse du sujet permettent de définir le cône tracé par le membre inférieur pendant ces mouvements, cône dont le sommet correspond théoriquement au centre de

rotation de la hanche. Les marqueurs situés au niveau du bassin permettent de corriger les calculs en prenant en compte les mouvements du bassin pendant le mouvement de circumduction.

- Le centre du genou est d'abord défini de manière approximative comme étant le milieu du segment liant les centres des extrémités externes du condyle latéral et du condyle médial du fémur, facilement identifiables visuellement et par palpation. On projette ensuite ce point sur l'axe de flexion-extension moyen, lui-même déterminé en faisant effectuer des mouvements de flexion-extension de 0 à 60° au sujet : les marqueurs situés au niveau de sa cuisse et de sa jambe permettent de suivre les mouvements de ces segments dans l'espace, de calculer leurs mouvements relatifs lors du mouvement de flexion-extension, et donc de déterminer l'axe de rotation moyen.

Ensuite, les repères fixés aux os sont définis :

- Les axes longitudinaux du fémur et du tibia sont définis en reliant respectivement le centre de la hanche à celui du genou, et le centre de la cheville à celui du genou.
- Les axes antéro-postérieurs du fémur et du tibia sont définis comme étant perpendiculaires à la normale du plan sagittal, et à l'axe longitudinal du fémur et du tibia respectivement. Les mouvements de calibration effectués pour ces calculs sont des mouvements légers de flexion-extension, allant de l'hyperextension jusqu'à cinq à dix degrés de flexion, pendant lesquels le sujet est placé contre une surface plane (qui sert à déterminer le plan frontal) avec ses pieds positionnés dans un gabarit. On choisit pour ce calcul d'utiliser les axes longitudinaux lorsqu'ils sont le mieux alignés sur le plan sagittal. Le plan sagittal est lui-même défini grâce au produit vectoriel entre un vecteur appartenant au plan frontal et la ligne qui joint le centre de la hanche à celui de la cheville.
- Enfin les axes médio-latéraux sont définis de manière à compléter les systèmes de coordonnées sur le fémur et le tibia.

1.2.3 Système de mesure du mouvement du genou

Le système de mesure du mouvement utilisé dans ce système de référence est en deux parties : un système de capture du mouvement capable de suivre et d'enregistrer la position de marqueurs de manière extrêmement précise (système VICONTM, présenté en 1.2.3.1), ainsi qu'un exosquelette permettant de suivre le plus précisément possible les mouvements du fémur et du tibia (le KneeKGTM, présenté en 1.2.3.2).

1.2.3.1 Système de capture du mouvement : VICONTM

Le système VICONTM est un outil de capture du mouvement optométrique. Celui qui a été utilisé dans ce projet est composé de douze caméras et d'un programme, qui permettent de suivre les positions de plusieurs marqueurs dans un espace 3D avec une précision de l'ordre du dixième de millimètre. Les marqueurs sont passifs : ils réfléchissent simplement la lumière d'une certaine longueur d'onde, émise par les caméras. Ces dernières filment cette lumière réfléchie, et donc sont configurées pour ne "voir" que les marqueurs. Grâce à une calibration, le système crée un repère commun à toutes les caméras et identifie leurs positions relatives. Ainsi les images 2D vues par chacune des cameras peuvent être combinées pour donner une vue 3D de la scène filmée.

1.2.3.2 Le KneeKGTM

On pourrait coller les marqueurs VICONTM directement sur la peau du sujet, et suivre ainsi les mouvements de son membre inférieur. Cependant, ce qui nous intéresse pour calculer les angles au genou sont les mouvements des os (fémur et tibia), et des marqueurs collés directement sur la peau bougeraient par rapport aux os selon les mouvements des muscles et l'étirement de la peau elle-même (Sati *et al.*, 1996).

Le LIO a donc chercher à développer un outil qui permette de suivre les mouvements des os le plus précisément possible, sans être invasif. Cet outil, le KneeKGTM, est à présent commercialisé par la société Emovi, Inc.

Il est composé d'une plaque tibiale, fixée grâce à des bandes élastiques sur le plat du tibia, d'un harnais rigide qui vient se placer sur la cuisse, et d'une ceinture placée au niveau des hanches. Sur ces trois éléments se trouvent des corps rigides composés de trois marqueurs VICONTM.

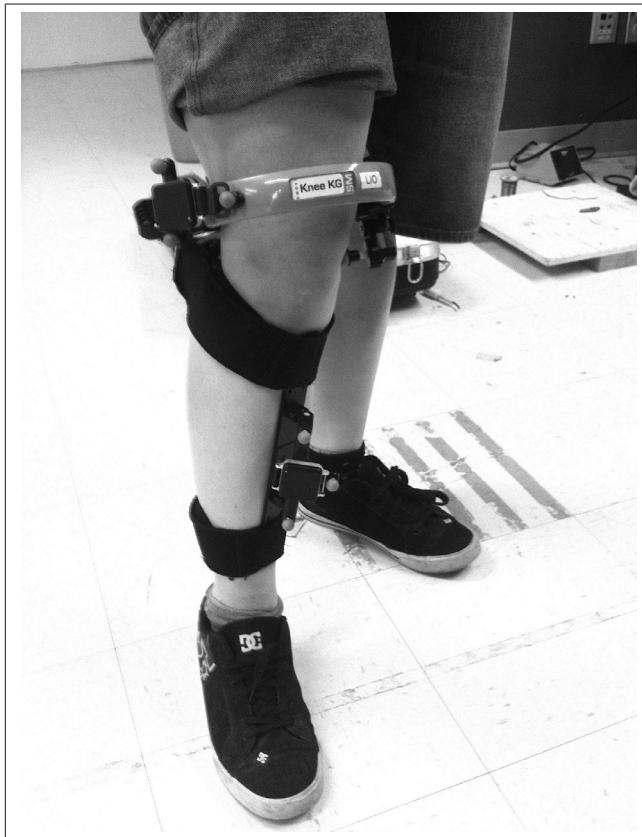


Figure 1.2 KneeKGTM : plaque tibiale et harnais rigide

1.2.4 Conclusion sur la méthode de référence : fiabilité, reproductibilité et précision

Labbe *et al.* (2008) ont conduit une étude de ce système qui a établi que sa fiabilité inter- et intra-opérateurs était très bonne, comme on peut le voir dans le tableau 1.3.

Une revue de la littérature concernant le KneeKGTM, réalisée par Lustig *et al.* (2012), présente la reproductibilité du système, et sa précision : les précisions moyennes pour les angles d'abduction-adduction sont de 0.4° et de 2.3° pour les angles de rotation interne-externe pendant des mouvements de 0 à 65° de flexion.

Tableau 1.3 Tableau récapitulatif de la fiabilité inter- et intra-observateurs du système de référence (Labbe *et al.*, 2008)

	Fiabilité inter-observateurs (indice de corrélation intra-classe)	Fiabilité intra-observateurs (indice de corrélation intra-classe)
Axe de flexion-extension	0.94	0.92
Axe de rotation interne-externe	0.89	0.88
Axe d'abduction adduction	0.92	0.94

1.3 Autres systèmes de mesures de la cinématique

1.3.1 Systèmes inertIELS

Les accéléromètres, les gyromètres et les magnétomètres sont ce que l'on appelle les capteurs inertIELS. Ils mesurent respectivement l'accélération linéaire, la vitesse angulaire, et le champ magnétique. L'association d'un accéléromètre, d'un gyromètre et parfois d'un magnétomètre forme ce que l'on appelle une unité inertIELLE (ou IMU). Ces capteurs sont peu onéreux par rapport aux systèmes optométriques comme VICONTM (moins de 10 000\$ pour deux unités inertIELLES), et beaucoup plus facilement ambulatoires.

Le principe de base de l'utilisation de ces capteurs pour mesurer la cinématique est d'intégrer la vitesse angulaire donnée par les gyromètres pour trouver la quantité de rotation qui a eu lieu entre deux instants, et donc en déduire l'orientation pas à pas ; cependant, malgré différents types de filtrage, les données de vitesse angulaire restent bruitées. Leur intégration entraîne alors une dérive dans le calcul des orientations. Les accéléromètres sont généralement utilisés pour compenser la dérive de l'inclinaison, tandis que les magnétomètres sont utilisés pour compenser cette dérive autour de l'axe vertical.

Les accéléromètres et les magnétomètres sont aussi utilisés pour permettre de définir un repère commun à plusieurs unités inertIELLES : lorsqu'une unité est immobile, son accéléromètre indique la gravité - donc la direction verticale, et son magnétomètre indique la direction du

champ magnétique terrestre - donc un vecteur du plan horizontal. Ces deux vecteurs permettent de construire un repère complet, et - en théorie, comme on le verra plus bas - identique pour toutes les unités.

Un certain nombre d'études a été réalisé sur la mesure de la biomécanique du membre inférieur humain à l'aide de capteurs inertiels : Fong et Chan (2010) ont présenté une revue de 39 articles, inclus selon les critères détaillés ci-dessous :

Critères d'inclusion :

- L'étude rapporte la cinématique du membre inférieur ;
- L'étude utilise des accéléromètres, des gyromètres et/ou des magnétomètres.

Critères d'exclusion :

- Étude de la cinématique *in vitro* ;
- Cinématique des articulations pas obtenue à l'aide des capteurs inertiels ;
- Analyse de fréquence.

Cette revue souligne le fait que certaines études utilisent un modèle simplifié du genou, et proposent donc des systèmes intéressants pour une analyse simple du mouvement mais pas pour la mesure de la cinématique 3D.

D'autre part, cette revue indique que le champ magnétique des bâtiments dans lesquels ont été réalisées les études utilisant des magnétomètres était toujours perturbé, ce qui entraîne des erreurs dans le calcul des orientations mais aussi des orientations relatives.

Favre *et al.* (2006, 2008, 2009) proposent une méthode pour mesurer la cinématique tridimensionnelle du genou utilisant uniquement des accéléromètres et des gyromètres. La précision de cette méthode a aussi été évaluée par Brennan *et al.* (2011) en utilisant un modèle d'articulation triaxiale avec trois axes parfaitement orthogonaux. Les résultats de ces études sont présentés dans le tableau 1.4.

Tableau 1.4 Précision de la méthode de Favre *et al.* (2006, 2008, 2009), testée par Brennan *et al.* (2011) sur un modèle - première colonne - et pendant la marche par Favre *et al.* (2009), comparée à un système électromagnétique - deuxième colonne.

	Précision sur modèle (°)	Précision pendant la marche (°) [écart-type]
Flexion-extension	3.20	8.1 [5.4]
Rotation interne-externe	2.88	6.2 [5.1]
Abduction adduction	3.42	4.0 [4.7]

1.3.2 Autres systèmes optométriques

La méthode de référence présentée en 1.2 utilise un système optométrique (VICONTM). C'est un système extrêmement performant, mais aussi très onéreux, et utilisable uniquement en laboratoire. Il existe d'autres systèmes optométriques moins onéreux et plus faciles à déplacer, tels que la caméra Spectra® de Polaris®, utilisée par exemple par Emovi, Inc. lors d'évaluation du genou en milieu clinique.

1.3.3 Fluoroscopie

La fluoroscopie est une technique d'imagerie qui utilise des rayons X pour obtenir une série d'images des structures internes du sujet, en mouvement. Cette procédure permet d'avoir des images précises des os en mouvement : on peut "filmer" les os pendant la marche, par exemple. Plus besoin alors de calibration pour tenter de déterminer les positions des axes des os observés : on peut directement les voir sur les images fluoroscopiques. En revanche, cette technique est très irradiante pour le sujet.

1.3.4 Systèmes électromagnétiques

Les systèmes de capture du mouvement électromagnétiques permettent aussi de mesurer la position et l'orientation de segments : des récepteurs sont placés sur le membre d'intérêt et un émetteur est placé à proximité. Les champs magnétiques relatifs de l'émetteur et du récepteur sont mesurés, et les orientations relatives en sont déduites. Cette technique est souvent utilisée

en biomécanique (Hagemeister *et al.*, 2005; Favre *et al.*, 2009). En revanche, ces appareils sont sensibles aux interférence des objets métalliques présents dans l'environnement.

1.4 Récapitulatif sur les systèmes de mesure de la cinématique

Le tableau 1.5 récapitule les principales caractéristiques des différents outils de mesure de la cinématique. Notre but était de trouver un outil peu onéreux, ambulatoire, non irradiant et non sujet aux perturbations du champ magnétique.

Tableau 1.5 Récapitulatif sur les systèmes de mesure de la cinématique

	Coût	Ambulatoire (utilisable en milieu clinique)	Non irradiant	Non sujet aux perturbations du champ magnétique
Systèmes opto-métriques	Assez à très onéreux	dépendant du système (non pour VICON TM , oui pour Spectra®)	oui	oui
Systèmes inertiels avec magnétomètres	Peu onéreux	oui	oui	non
Systèmes inertiels sans magnétomètres	Peu onéreux	oui	oui	oui
Fluoroscopie	Assez onéreux	non	non	oui
Systèmes électromagnétiques	Assez onéreux	non	oui	non

Comme on peut le voir dans le tableau 1.5, les capteurs inertiels sans magnétomètres, tels que ceux utilisés par Favre *et al.* (2009), répondent à nos critères ; c'est cette piste que nous avons choisi de suivre dans ce projet pour mesurer la cinématique 3D du genou.

1.5 Outil mathématique : les quaternions

Pour faire les calculs de cinématique du genou, on utilise plusieurs systèmes d'axes différents, comme on le verra en détails dans la méthodologie (3) : un repère sur chaque os, un repère

local et un repère global pour chaque unité inertielle, et un repère pour l'articulation du genou elle-même. Il est donc important d'utiliser des outils mathématiques qui permettent de faciliter les opérations de changement de repère.

Les quaternions sont dans ce cadre un outil particulièrement utile : ils permettent à la fois d'exprimer des orientations, et des rotations, et possèdent une algèbre qui simplifie les opérations de changement de repère par rapport aux traditionnelles matrices de rotation.

De plus, comme on va le voir en 1.5.2, ils se construisent en utilisant les angles de rotation, ce qui est particulièrement pratique dans un système utilisant des gyromètres, qui fournissent des vitesses angulaires.

Les quelques notions de base sur les quaternions qui ont été utilisées dans ce projet sont présentées ici, d'après les articles de Bachmann (2000), Diebel (2006), Särkkä (2007), et Kremer (2008).

1.5.1 Quelques propriétés de base

- **Notation :**

Un quaternion possède quatre coordonnées :

$$q = [q_w, q_x, q_y, q_z] \quad (1.1)$$

où q_w est ce que l'on appelle la partie scalaire de q , aussi notée s_q
et $[q_x, q_y, q_z]$ est la partie vectorielle de q , aussi notée v_q

- **Conjugué :**

Le conjugué du quaternion q est défini de la manière suivante :

$$q^* = [q_w, -q_x, -q_y, -q_z] \quad (1.2)$$

- **Produit :**

Soit deux quaternions $q1$ et $q2$, tels que :

$$q1 = \begin{bmatrix} s_{q1} \\ v_{q1} \end{bmatrix} \text{ et } q2 = \begin{bmatrix} s_{q2} \\ v_{q2} \end{bmatrix} \quad (1.3)$$

avec s_{q1} et s_{q2} les parties scalaire de $q1$ et $q2$, et v_{q1} et v_{q2} leur parties vectorielles.

Le produit de $q1$ et $q2$ est défini de la manière suivante :

$$q1 \otimes q2 = \begin{bmatrix} s_{q1} \cdot s_{q2} - v_{q1} \bullet v_{q2} \\ s_{q1} \cdot v_{q2} + s_{q2} \cdot v_{q1} + v_{q1} \wedge v_{q2} \end{bmatrix} \quad (1.4)$$

où \otimes représente l'opérateur de la multiplication entre quaternions, \bullet l'opérateur du produit scalaire et \wedge l'opérateur du produit vectoriel.

Le produit de deux quaternions est non-commutatif : $q1 \otimes q2 \neq q2 \otimes q1$.

- **Passage de quaternion à matrice et de matrice à quaternion :**

Le passage de quaternion à matrice de rotation et de matrice de rotation à quaternion est possible : on utilise pour ces opérations les méthodes présentées par James Diebel dans son article *Representing Attitude : Euler Angles, Unit Quaternions, and Rotation Vectors* (Diebel, 2006).

1.5.2 Représentations de rotations

- **Quaternion unitaire et représentation d'une rotation :**

Si q_r est tel que :

$$q_r = \left[\cos\left(\frac{\theta}{2}\right), \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) \cdot V \right] \quad (1.5)$$

avec θ un angle et V un vecteur tridimensionnel normalisé, alors q_r est un quaternion dit unitaire, qui peut être utilisé pour représenter une rotation de θ autour de V .

Cette notation peut aussi être utilisée pour exprimer une orientation : un objet a une orientation de q_r lorsque son repère local a tourné d'un angle θ autour de V par rapport au repère global, avec V exprimé dans le repère global.

- **Rotation d'un vecteur :**

Soit un vecteur $U = [a, b, c]$. U peut être exprimé dans l'espace des quaternions en lui ajoutant une partie scalaire valant 0 :

$$U_q = [0U] = [0, a, b, c] \quad (1.6)$$

La rotation de ce vecteur U_q d'un angle θ autour d'un vecteur normalisé V peut s'écrire de la manière suivante :

$$U'_q = q_r \otimes U_q \otimes q_r^{-1} \quad (1.7)$$

où q_r^{-1} est l'inverse de q_r .

L'inverse d'un quaternion unitaire est égal à son conjugué : $q_r^{-1} = q_r^*$.

- **Passage d'une orientation $q1$ à une orientation $q2$:**

Si l'on connaît l'orientation $q1$ d'un objet dans un repère global, et la rotation qu'il subit : rotation d'un angle θ autour d'un vecteur V exprimé dans le repère global, alors on peut connaître la nouvelle orientation $q2$ de l'objet dans le repère global de la manière suivante :

$$q2 = q_r \otimes q1 \quad (1.8)$$

avec $q_r = [\cos(\frac{\theta}{2}), \sin(\frac{\theta}{2}) \cdot V]$,

et \otimes l'opérateur de multiplication des quaternions.

Si l'on connaît l'orientation de départ et celle d'arrivée mais que l'on cherche la rotation qui a eu lieu, on peut la trouver de la manière suivante :

$$q_r = q2 \otimes q1^{-1} \quad (1.9)$$

où q_r^{-1} est l'inverse de q_r .

L'inverse d'un quaternion unitaire est égal à son conjugué : $q_r^{-1} = q_r^*$.

Chapitre 2

PROBLÉMATIQUES ET OBJECTIFS

2.1 Problématiques

Les capteurs inertiels - ou unités inertielles - sont composés d'accéléromètres, de gyromètres et parfois de magnétomètres. Les particularités et faiblesses de ces appareils entraînent un certain nombre de contraintes et de problématiques techniques lorsque l'on cherche à les utiliser pour mesurer l'orientation relative de plusieurs segments - cuisse et jambe pour le membre inférieur.

2.1.1 Utilisation des magnétomètres

Comme on a pu le voir dans la revue de littérature, les magnétomètres - qui mesurent le champ magnétique qui les entourent - sont soumis aux perturbations de ce dernier, particulièrement dans un environnement où le métal est présent comme c'est le cas bien souvent en milieu hospitalier. Il faut donc soit trouver un moyen de palier ces perturbations, soit se passer des magnétomètres. C'est cette deuxième solution qui a été retenue dans ce projet.

2.1.2 Différence entre positions et orientations

Contrairement aux systèmes de capture de mouvement optométriques tels que le système VICONTM ou kneeKGTM, un capteur inertiel ne donne aucun renseignement sur sa position, mais uniquement des données concernant son mouvement dans son propre repère local - qui donc bouge avec lui. Pour avoir une idée de l'évolution de l'orientation du segment sur lequel une unité inertielle est attachée, il est nécessaire de trouver un moyen de calculer les orientations de l'unité et de les exprimer dans un même repère global - qui reste inchangé au cours du temps. Cette problématique est adressée dans la partie 3.1 de ce mémoire.

2.1.3 Solidification des repères de plusieurs unités

Comme plusieurs unités inertielles sont nécessaires pour mesurer la cinématique de plusieurs segments (deux pour le membre inférieur, par exemple : une pour la cuisse et une pour la

jambe), il faut trouver un moyen de définir un repère commun à plusieurs unités. Une méthode est proposée en 3.2.

2.1.4 Calibrage

Pour obtenir la cinématique non seulement d'un segment (cuisse ou jambe, mesurée en surface) mais surtout de l'os que le segment contient (respectivement fémur et tibia), il faut trouver une méthode de calibrage qui permette de déterminer l'orientation de l'unité par rapport à celle de l'os. La technique choisie pour ce projet est présentée en 3.3.

2.1.5 Calcul des angles

Enfin, en connaissant l'orientation relative du tibia par rapport au fémur, on est en mesure de calculer les angles au genou. La manière de définir ces angles est standardisée par l'*International Society of Biomechanics* (ISB), de façon à ce que ces angles aient une signification clinique. La méthode de calcul des angles selon les convention de l'ISB est expliquée en 3.4.

2.2 Objectifs

L'objectif global de ce projet est d'évaluer la faisabilité de la mesure de la cinématique tridimensionnelle du genou en utilisant uniquement des capteurs inertIELS, et sans magnétomètre. On cherche en effet à développer un outil qui serait peu onéreux, ambulatoire, et ne serait pas sujet aux perturbations du champ magnétique souvent présentes dans le milieu hospitalier.

Les sous objectifs sont les suivants :

- Adapter la méthode présentée par Favre *et al.* (2006, 2008, 2009), en explicitant et en formalisant chacune des étapes :
 - Présenter et détailler une méthode pour déterminer l'orientation d'une unité inertielle dans un repère global.
 - Présenter et détailler une méthode pour déterminer les orientations de deux unités inertielles dans un même repère.

- Présenter et détailler une méthode de calibrage permettant de calculer les angles 3D au genou.
- Évaluer l'efficacité de cette approche :
 - Expliciter et expliquer le choix des valeurs de certains paramètres clés (cf. 3.1.3.1 et 4.1.1).
 - Vérifier l'efficacité du recalage de l'orientation.
 - Évaluer la précision du calcul d'orientation d'une unité inertielle.
 - Justifier le choix d'un mouvement d'abduction-adduction pour le processus de solidification.
 - Évaluer la précision de la méthode de calibrage.
 - Évaluer la précision du calculs des angles au genou.

Chapitre 3

ADAPTATION DE LA MÉTHODE PROPOSÉE PAR FAVRE ET AL.

Les articles de Favre *et al.* (2006, 2008, 2009) ainsi que la thèse de cet auteur (Favre, 2008) présentent une méthode pour mesurer les angles 3D au genou à l'aide de capteurs inertIELS. Cependant, toutes les étapes de la méthode ne sont pas explicitées. Dans ce chapitre, nous avons voulu détailler pas à pas la méthode, et l'adapter quand cela nous a paru nécessaire. Ainsi, certaines équations ont été légèrement modifiées par rapport à celles qui sont données dans les articles (équation 3.8, équation 3.19). Une méthode pour le choix de certains paramètres clés, qui n'est pas discuté par Favre, est présentée (cf. 3.1.3.1.1). Toutes les fonctions de la méthode ont été programmées en MATLABTM.

3.1 Détermination de l'orientation d'une unité inertielle dans un repère global

Comme expliqué dans le chapitre 2, une unité inertielle ne permet pas d'obtenir directement une position. Les données qu'elle mesure - accélération et vitesse angulaire - donnent des informations sur son mouvement, et sont exprimées dans un repère local, qui varie au cours du temps. Si l'on veut pouvoir suivre comment évolue l'orientation d'une unité, il faut pouvoir exprimer les orientations successives dans un seul et même repère global, qui, lui, reste invariant au cours du temps.

La méthode utilisée consiste à commencer par exprimer l'orientation initiale dans un repère global GI (point 3.1.1). Ensuite, comme on connaît le mouvement effectué par l'unité entre un instant et le suivant grâce aux données de vitesse angulaire, on peut en déduire l'évolution de l'orientation entre ces deux instants. Connaissant l'orientation de départ dans un repère global, on peut donc exprimer l'orientation suivante dans ce même repère GI , et toutes les orientations suivantes par récurrence (point 3.1.2).

Un problème technique survient lorsque l'on détermine le mouvement fait par l'unité inertielle entre deux instants en utilisant la vitesse angulaire : l'intégration de cette vitesse angulaire en-

traine une dérive, car les données (même filtrées, voir 3.5) sont bruitées. On va donc s'appuyer sur les données d'accélération pour recaler les orientations, comme présenté dans le point 3.1.3.

3.1.1 Calcul de l'orientation initiale dans le repère global GI

Un accéléromètre 3D comme ceux qui sont contenus dans les unités inertielles mesure, comme son nom l'indique, l'accélération ; cependant cette accélération mesurée ne correspond pas uniquement à celle du mouvement de l'unité dans un référentiel terrestre, mais aussi à celle qui est due à la rotation de la terre - la gravité donc. Les données recueillies grâce à une unité inertielle sont une combinaison de ces deux éléments.

On détermine l'orientation initiale dans GI en utilisant le fait que lorsque l'unité est immobile, l'accélération mesurée correspond uniquement à la gravité. Or la gravité a une direction connue : verticale, vers le bas ; on peut donc connaître l'orientation de l'unité par rapport à cette direction connue. Cela revient à exprimer l'orientation initiale dans un repère global GI dont l'axe Z est défini comme vertical et vers le bas.

Un point important est à souligner : Si l'on connaît l'orientation initiale par rapport à la direction de la gravité, on n'en connaît cependant pas l'orientation sur le plan horizontal (le *heading*). On sait que l'axe Z est dirigé verticalement et vers le bas, mais les directions respectives des axes X et Y sont inconnues. Cela implique que l'on ne connaît pas GI dans l'absolu : on ne sait pas vers où sont dirigés les axes X et Y dans la réalité. Cependant, nous ne cherchons pas dans cette méthode à déterminer les orientations d'une unité inertielle dans l'absolu : ce qui nous intéresse, c'est de pouvoir suivre ses orientations dans un même repère, et de pouvoir ensuite mettre en relation ce repère avec celui d'une autre unité (c'est l'étape de la solidification, détaillée en 3.2). Ainsi nous pourrons calculer les orientations relatives des deux unités, et en déduire, grâce au processus de calibrage (3.3), les angles 3D au genou.

Voici la méthode utilisée pour trouver l'orientation initiale dans GI : il s'agit en fait du quaternion $q0$ permettant d'aligner l'axe z local de l'unité à $t = 0$ et l'axe $Z = [0, 0, 1]$ du repère global GI .

À $t = 0$, l'unité inertielle est immobile. L'accélération $a0$ mesurée par les capteurs correspond à la gravité, exprimée dans le repère local. On forme le quaternion $q0$ à partir de l'angle θ entre $a0$ et le vecteur V , qui est l'axe autour duquel il faut tourner pour aligner $a0$ et Z (Favre *et al.*, 2006).

$$\theta = \arccos\left(\frac{-a0 \bullet Z}{\|a0\| \cdot \|V\|}\right) \quad (3.1)$$

où \bullet est l'opérateur du produit scalaire.

$$V = -a0 \wedge Z \quad (3.2)$$

où \wedge est l'opérateur du produit vectoriel.

$$q0 = \left[\cos\left(\frac{\theta}{2}\right), V \cdot \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) \right] \quad (3.3)$$

Le quaternion $q0$ est donc l'orientation initiale de l'unité inertielle, exprimée dans GI .

3.1.2 Calcul des orientations à chaque instant dans un repère global GI

L'intégration de la vitesse angulaire à $t = i$ nous indique l'angle duquel l'unité inertielle à tourné entre $t = i - 1$ et $t = i$. On obtient de cette manière le quaternion de rotation $qRot(i)$ correspondant au mouvement ayant eu lieu entre $t = i - 1$ et $t = i$. Puis on utilise la connaissance de ce mouvement pour trouver la nouvelle orientation $q(i)$ à partir de $q(i - 1)$.

La première étape est d'écrire la vitesse angulaire $\omega(i)$, exprimée dans le repère local, sous forme d'un quaternion. Ce quaternion $q\omega(i)$ est formé très simplement : sa partie scalaire vaut 0, et sa partie vectorielle est égale à $\omega(i)$ (Bachmann, 2000), tel que montré dans l'équation 3.4.

$$q\omega(i) = [0, \omega(i)] \quad (3.4)$$

Il faut ensuite exprimer $q\omega$ dans le repère global. Pour ce faire, on procède à un changement de repère, en utilisant l'orientation $q(i - 1)$ (Bachmann, 2000; Diebel, 2006).

$$q\Omega(i) = q(i - 1) \otimes q\omega(i) \otimes q(i - 1)^{-1} \quad (3.5)$$

où \otimes représente l'opérateur de la multiplication entre quaternions.

En intégrant la vitesse angulaire $q\Omega(i)$ à l'instant i , on peut obtenir le quaternion de rotation $qRot(i)$ correspondant au mouvement ayant eu lieu entre $t = i - 1$ et $t = i$ (Bachmann, 2000; Favre *et al.*, 2006). Les équations 3.6 à 3.8 montrent comment procéder à cette intégration pour obtenir $qRot(i)$.

Soit le quaternion $qRot(i)$ représentant une rotation d'un angle α autour d'un vecteur U entre $t = i - 1$ et $t = i$, tel que :

$$qRot(i) = \left[\cos\left(\frac{\alpha(i)}{2}\right), U(i) \cdot \sin\left(\frac{\alpha(i)}{2}\right) \right] \quad (3.6)$$

Pour α très petit, ce qui est le cas pour les déplacements pendant un temps très court entre $t = i - 1$ et $t = i$ (voir la fréquence d'acquisition dans le chapitre 4), on peut considérer que $\cos\left(\frac{\alpha}{2}\right) = 1$ et $\sin\left(\frac{\alpha}{2}\right) = \frac{\alpha}{2}$ (Bachmann, 2000). Cela nous permet de simplifier l'équation 3.6 pour obtenir l'équation 3.7.

$$qRot(i) = \left[1, \frac{1}{2} \cdot \alpha(i) \cdot U(i) \right] \quad (3.7)$$

Toujours pour un temps très court, on peut considérer que α change de manière linéaire avec le temps, c'est à dire que la vitesse angulaire est constante, et donc que $\alpha \cdot U = q\Omega \cdot \Delta t = \frac{q\Omega}{f}$, avec f la fréquence d'acquisition des données (Bachmann, 2000). En remplaçant dans l'équation 3.7 on obtient l'équation 3.8.

$$qRot(i) = \left[1, \frac{1}{2} \cdot \frac{[q\Omega_x(i), q\Omega_y(i), q\Omega_z(i)]}{f} \right] \quad (3.8)$$

Il faut ensuite normaliser $qRot(i)$, puis par une multiplication entre le quaternion $q(i - 1)$ et $qRot(i)$, on trouve $q(i)$, l'orientation de l'unité inertielle dans le repère global à l'instant i (Diebel, 2006) :

$$q(i) = qRot(i) \otimes q(i - 1) \quad (3.9)$$

où \otimes représente l'opérateur de la multiplication entre quaternions.

3.1.3 Suppression de la dérive

Une certaine dérive apparaît au fur et à mesure du calcul des orientations, due au fait que lorsque l'on intègre la vitesse angulaire, on intègre aussi du bruit. En théorie, si les capteurs étaient parfaits et produisaient des données absolument pas bruitées, ou encore si le filtrage était parfait et permettait de supprimer complètement le bruit tout en gardant toutes les informations utiles, il n'y aurait pas de dérive. Dans les faits, comme on le voit sur la courbe grise de la figure 3.1, on remarque qu'au fur et à mesure du temps, les orientations calculées ont tendance à dériver (par rapport à la courbe noire, pour laquelle la dérive a été recalée). Il faut donc trouver un moyen de supprimer au maximum cette dérive.

Or aux instants où l'accéléromètre 3D ne mesure que la gravité, on peut savoir à quel point l'inclinaison calculée de l'unité a dérivé : en effet à ces instants dits "de recalage", le vecteur accélération $A(r)$ exprimé dans GI est sensé être colinéaire à $Z = [0, 0, 1]$. Si l'on trouve un angle θ non nul entre A et Z , cela correspond alors uniquement à de la dérive. Il est donc possible d'utiliser cette information pour calculer un quaternion de rotation Ψ qui permet de recaler le vecteur A sur Z (point 3.1.3.2), et d'utiliser ce quaternion Ψ pour recaler les orientations $q(i)$. Pour ce faire, il faut tout d'abord identifier ces instants dits de recalage où l'accélération mesurée est uniquement la gravité (point 3.1.3.1). Une fois que l'on connaît cette dérive ponctuelle, on peut l'interpoler entre deux instants de recalage successifs (point 3.1.3.3) puis recaler toutes les orientations entre ces deux instants (point 3.1.3.4).

Il faut souligner que cette méthode, proposée par Favre *et al.* (2006), permet uniquement de recaler l'inclinaison de l'orientation, mais pas le *heading*. Cette limite est discuté en 5.1.1.

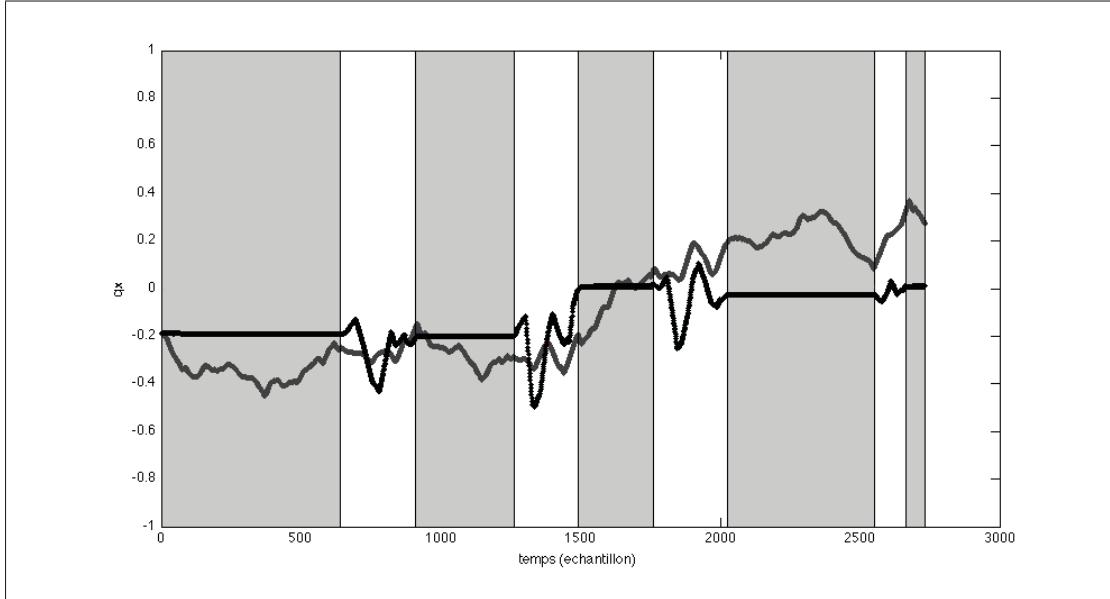


Figure 3.1 Coordonnée en q_x de l’orientation de l’unité inertielle, avec (q_{derive_x} , en gris) et sans (q_{recal_x} , en noir) la dérive. Pendant les phases grises, l’unité inertielle était immobile.

3.1.3.1 Identification des instants de recalage

Il s’agit d’identifier les instants r où l’accélération mesurée correspond à la gravité, c’est à dire lorsque l’unité est immobile ou a une vitesse angulaire très lente (Favre *et al.*, 2006; Favre, 2008). Ces conditions peuvent s’exprimer de la manière qui suit :

- la norme du vecteur accélération $A(r)$ est très proche de g ce qui correspond à l’expression 3.10 :

$$g - \epsilon_a < \|A(r)\| < g + \epsilon_a \quad (3.10)$$

où ϵ_a est une très petite valeur autour de g . Le point 3.1.3.1.1 donne plus d’information sur cette valeur.

- la vitesse angulaire $\omega(r)$ est très faible, ou l’angle entre $A(r)$ et $Z = [0, 0, 1]$ est très petit, ce qui correspond à l’expression 3.11 :

$$[\|\omega(r)\| < \epsilon_\omega] \cup [\arccos(|A_z(r)|) < \epsilon_\theta] \quad (3.11)$$

où ϵ_ω et ϵ_θ sont des très petites valeurs respectivement de vitesse angulaire et d'angle. Le point 3.1.3.1.1 donne plus d'information sur ces valeurs.

Le symbole \cup indique un OU logique.

Ces deux conditions doivent être réunies pour que l'on considère que l'instant i est un instant de recalage r .

3.1.3.1.1 Choix des petites valeurs ϵ

Il n'a été possible de trouver aucune information dans la littérature sur la manière de déterminer les valeurs idéales des ϵ ; pourtant, ces valeurs sont particulièrement importantes pour la procédure de suppression de la dérive soit efficace :

- si les valeurs choisies sont trop grandes, les conditions de détermination d'un instant de recalage seront trop lâches, et les orientations seront recalées en se basant sur un postulat faux : qu'à cet instant $pseudo_r$ l'accélération A correspond uniquement à la gravité - alors qu'en réalité elle correspondrait à une associations de la gravité et de l'accélération due au mouvement de l'unité. L'angle entre l'accélération A et Z ne correspondra pas à une inclinaison par rapport à la gravité. Les orientations seront recalées par rapport à une dérive fausse.
- à l'inverse, si les valeurs choisies pour les ϵ sont trop petites, des instants de recalages potentiels seront ignorés et l'écart entre deux instants de recalage sera plus grand ; par conséquent le recalage se fera en utilisant davantage d'interpolation - donc en risquant de s'éloigner de la réalité.

Le soucis de départ est que même lorsque l'unité inertielle est immobile, les valeurs d'accélération et de vitesse angulaire ne sont pas parfaitement égales respectivement à g et 0. Un bruit est présent, même après filtrage des données brutes (voir 3.5). Cela implique que certaine valeurs d'accélération différentes de g correspondent tout de même à la gravité, et certaines valeurs différentes de 0 correspondent tout de même à une vitesse angulaire nulle : d'où la nécessité de définir ϵ_a et ϵ_ω .

De plus, même lorsqu'une personne se tient debout immobile, le membre inférieur effectue des micro-mouvements pour maintenir l'équilibre. Ces micro-mouvements sont ressentis par une unité inertie fixée sur le membre inférieur d'une personne ; pourtant, le membre est aussi immobile que possible, et donc on peut considérer que l'accélération et la vitesse angulaire mesurées sont aussi proches respectivement de g et de 0 que possible.

La piste choisie dans ce projet pour déterminer les valeurs des ϵ tient compte des variations causées à la fois par le bruit inhérent aux capteurs et par les micro-mouvements naturels des personnes : on enregistre pour chaque sujet l'accélération et la vitesse angulaire mesurées par les unités inertielles placées sur son membre inférieur tandis qu'il ou elle se tient debout et immobile, puis on filtre ces données (voir 3.5) et on mesure les écarts-types et les moyennes de l'accélération et de la vitesse angulaire autour de respectivement g et 0. Les valeurs de ϵ_a et ϵ_ω sont déterminées en fonction des moyennes et écarts-types, de la manière suivante :

$$\epsilon_a = n_1 \cdot std(acc) \quad (3.12)$$

où n_1 est un entier et $std(acc)$ est l'écart-type de la norme de l'accélération pendant l'enregistrement,

$$\epsilon_\omega = n_2 \cdot std(\omega) \quad (3.13)$$

où n_2 est un entier et $std(\omega)$ est l'écart-type de la norme de la vitesse angulaire pendant l'enregistrement.

La manière d'optimiser et n_1 et n_2 est purement expérimentale, et décrite en 4.1.1.

Quant à ϵ_θ , on a ici choisi une valeur d'angle considérée petite au vue de la précision estimée de la méthode, soit de 1 radian.

3.1.3.2 Calcul de la dérive à l'instant de recalage

Pour trouver la dérive de l'inclinaison, on cherche l'angle entre le vecteur accélération A exprimé dans GI et Z à l'instant r .

On commence par exprimer l'accélération $a(i)$ sous forme de quaternion, de la même manière qu'on avait exprimé la vitesse angulaire en quaternion dans le point 3.1.2 (Bachmann, 2000) :

$$qa(r) = [0, a(i)] \quad (3.14)$$

De la même manière qu'au point 3.1.2, on exprime ensuite $qa(i)$ dans le repère global GI (Bachmann, 2000; Diebel, 2006) :

$$qA(r) = q(r) \otimes qa(r) \otimes q(r)^{-1} \quad (3.15)$$

où \otimes représente l'opérateur de la multiplication entre quaternions.

Ensuite, on cherche à trouver le quaternion $\Psi_n(r)$ qui fait tourner $A(r)$, la partie vectorielle de $qA(r)$, autour d'un axe horizontal pour aligner $A(r)$ avec Z .

Le vecteur $U(r)$ qui porte l'axe horizontal de rotation pour le recalage est déterminé en faisant le produit vectoriel de $A(r)$ et $Z = [0, 0, 1]$ et en normalisant le résultat :

$$U_p(r) = A(r) \wedge Z = [A_y(r), -A_x(r), 0] \quad (3.16)$$

où \wedge un symbole représentant le produit vectoriel ;

$$U(r) = \frac{U_p(r)}{\|U_p(r)\|} \quad (3.17)$$

L'angle θ entre $A(r)$ et Z est obtenu de la manière suivante :

$$\theta = \arccos \left(\frac{A(r) \bullet Z}{\|A(r)\|} \right) \quad (3.18)$$

où \bullet représente l'opérateur du produit scalaire.

On construit alors le quaternion $\Psi(r)$, qui fait tourner $A(r)$ de θ autour de $U(r)$ pour l'aligner sur Z , tel que :

$$\Psi_p(r) = \left[\cos\left(\frac{\theta}{2}\right), \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) \cdot U(r) \right] \quad (3.19)$$

Puis on normalise pour obtenir $\Psi(r)$:

$$\Psi(r) = \frac{\Psi(r)}{\|\Psi(r)\|} \quad (3.20)$$

Enfin, il ne reste plus qu'à recalier l'orientation $q(r)$ en la faisant tourner de $\Psi(r)$:

$$q_{recal}(r) = Psi(r) \otimes q(r) \quad (3.21)$$

où \otimes représente l'opérateur de la multiplication entre quaternions.

En fait, après toutes ces étapes, on n'a effectué qu'un recalage partiel de l'inclinaison. En effet, comme on le voit dans l'équation 3.15, pour exprimer l'accélération dans le repère global GI , on a utilisé l'orientation $q(r)$, qui avait dérivé : donc le vecteur $A(r)$ est "teinté" de la dérive, et le quaternion Ψ que l'on construit grâce à $A(r)$ (équations 3.16 à 3.20) ne permet pas de recalier parfaitement l'orientation. Si on exprime à nouveau l'accélération dans GI en remplaçant cette fois $q(r)$ par $q_{recal}(r)$ dans l'équation 3.15, on va obtenir un nouveau vecteur $A_2(r)$, dont l'angle avec θ_2 avec Z sera probablement inférieur à θ , mais non nul. Or si l'orientation avait été parfaitement recalée, cet angle serait nul, puisque $A_2(r)$ serait parfaitement colinéaire à Z .

Pour s'assurer de recalier complètement l'orientation, il faut répéter les opérations 3.15 à 3.21 jusqu'à ce que le quaternion $\Psi(r)$ converge vers le quaternion identité $[1, 0, 0, 0]$ - ce qui indiquera que le vecteur $A_n(r)$ est parfaitement colinéaire à Z . Le quaternion de recalage total Ψ_{total} est le quaternion de rotation qui fait tourner $q(r)$ en $q_{recal-final}(r)$:

$$\Psi_{total} = q_{recal-final}(r) \otimes q(r)^{-1} \quad (3.22)$$

où \otimes représente l'opérateur de la multiplication entre quaternions.

3.1.3.3 Interpolation de la dérive entre deux instants de recalage

On a vu dans le point précédent qu'à chaque instant de recalage, la dérive de l'orientation calculée est remise à zéro ; cependant entre ces instants r , la dérive n'est pour l'instant pas supprimée. Cela signifie qu'entre deux instants de recalage successifs r_k et r_{k+1} , la dérive sur l'orientation commence nulle puis augmente jusqu'à l'instant de recalage suivant. On sait à quel point la dérive a augmenté entre r_k et r_{k+1} , puisqu'on connaît le quaternion de recalage qui a été utilisé pour la supprimer : $\Psi_{total_{r_{k+1}}}$ (cf. 3.1.3.2). On peut donc réaliser une interpolation pour trouver tous les quaternions de recalage entre r_k et r_{k+1} .

De la même manière que Favre *et al.* (2006), on utilise une interpolation sphérique - par une méthode appelée *slerp* (Shoemake, 1985; Kremer, 2008), comme montré dans l'algorithme 1.

Data: quaternion de départ $q1 = qId$, et quaternion d'arrivée $q2 = \Psi(r_k)$

Résultat: n quaternions de recalage $qDrift$, avec $n = r_k - r_{k-1}$

$i = 0;$

$th = \arccos(q1 \bullet q2);$

for $t = r_{k-1}$ à r_k **do**

$qDrift(t) = q1 * (\sin((1 - t) * th) / \sin(th)) + q2 * \sin(t * th) / \sin(th);$
 $t = t + 1;$

end

Algorithm 1: interpolation des quaternions de recalage

où \bullet représente l'opérateur du produit scalaire.

On obtient ainsi n quaternions de recalage $qDrift$, avec $n = r_k - r_{k-1}$ puis on les normalise.

3.1.3.4 Mise à jour des orientations en supprimant la dérive

Il ne reste plus qu'à recaler les orientations entre $t = r_k$ et $t = r_{k+1}$ par multiplication entre les quaternions de recalage interpolés $qDrift$:

$$q_{recal-final}(t) = qDrift(t) \otimes q(t) \quad (3.23)$$

3.2 Méthode de solidification

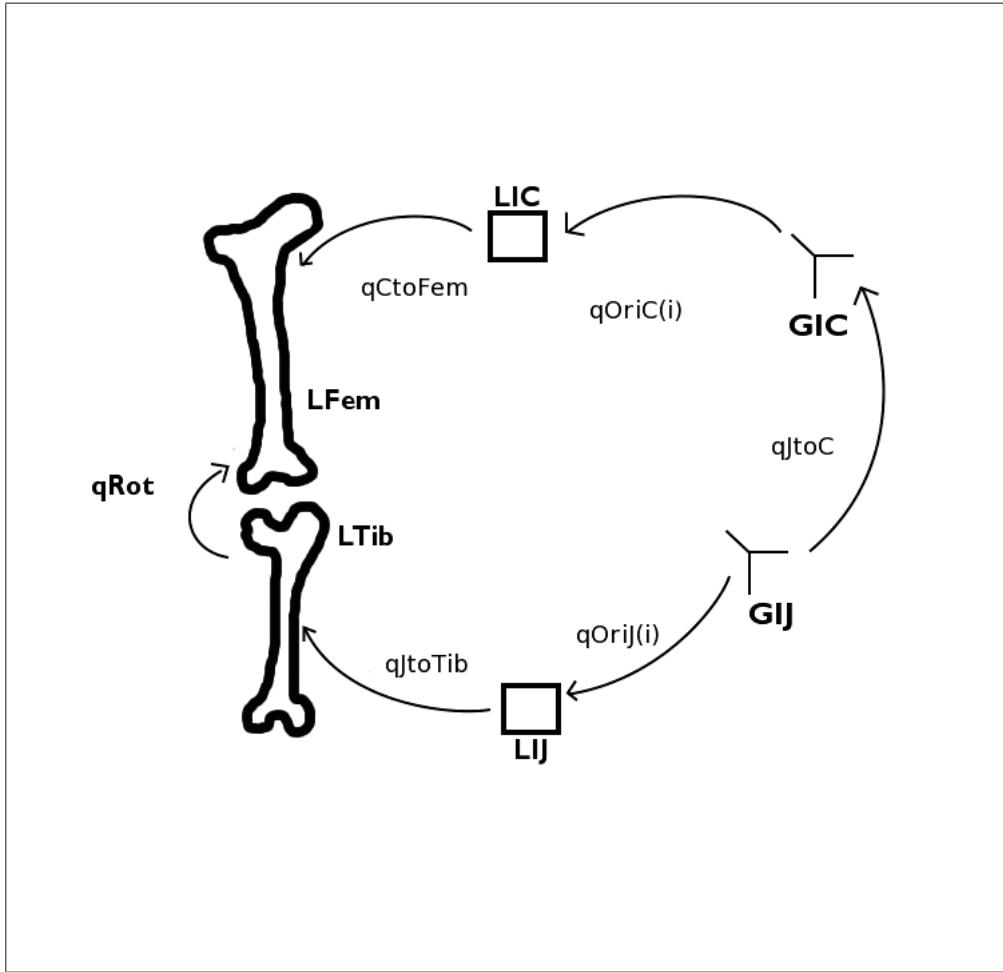


Figure 3.2 Schéma des différents repères et quaternions de passages utilisés dans la méthode.

La méthode présentée jusqu'ici permet d'obtenir l'orientation d'une unité inertielle dans un repère global. À présent, si l'on veut pouvoir comparer l'orientation relative de deux segments (cuisse et jambe), on doit utiliser deux unités inertielles - une par segment - et il faut trouver un moyen de mettre en relation leur repères globaux respectifs. Comme souligné au point 3.1.1, on ne connaît pas dans l'absolu les repères *GI*; on ne peut donc pas trouver de manière évidente le lien entre les repères globaux de plusieurs unités.

La figure 3.2 présente tous les repères utilisés pour la solidification et le calibrage, ainsi que les quaternions de passage entre ces repères :

avec :

GIC et GIJ	les repères globaux inertIELS de la cuisse et de la jambe
LIC et LIJ	les repères locaux des unités inertielles de la cuisse et de la jambe
L_{Fem}	le repère local du fémur
L_{Tib}	le repère local du tibia
$qOriC(i)$ et $qOriJ(i)$	les quaternions d'orientations des unités inertielles, exprimés respectivement dans GIC et GIJ dont la précision est évaluée en 4.1.3
$qJtoC$	le quaternion de solidification, dont la précision est évaluée en 4.2.3
$qCtoFem$ et $qJtoTib$	les quaternions obtenus par calibrage, dont la précision est évaluée respectivement en 4.3.2 et 4.3.1
$qRot$	le quaternion de passage entre les repères locaux des os, que l'on cherche à calculer, et grâce auquel on pourra obtenir les angles au genou. La précision des angles est évaluée en 4.4.

On a vu en 3.1.1 que chaque repère global GI a son axe Z aligné avec la gravité ; cela implique que la différence entre GI_C (repère global de l'unité inertielle placée sur la cuisse) et GI_J (repère global de l'unité inertielle placée sur la jambe) est un angle de désalignement, sur le plan horizontal XY .

Pour trouver cet angle de désalignement, on va enregistrer les données de deux unités inertielles (une sur la cuisse du sujet et une sur sa jambe) pendant que le sujet fait avec son membre inférieur tendu et rigide un mouvement d'abduction-adduction. Le choix de ce mouvement est discuté en 5.1.2. Puisque ce mouvement de calibrage a été effectué avec la jambe tendue et rigide, les vitesses angulaires enregistrées par les deux unités inertielles sont théoriquement identiques. Les limites liées à cette technique sont discutées en 5.1.2.

L'angle de désalignement θ_t correspond à l'angle entre les deux vitesses angulaires (ω_c exprimée dans GI_C et ω_j exprimée dans GI_J) projetées sur le plan horizontal. Cet angle θ_t est

obtenu de la manière suivante (Favre *et al.*, 2008) :

$$\theta_t = \text{sign}(\omega_{j,x} \cdot \omega_{c,y}) \cdot \arccos \left(\frac{[\omega_{j,x}, \omega_{j,y}] \bullet [\omega_{c,x}, \omega_{c,y}]}{\|[\omega_{j,x}, \omega_{j,y}]\| \cdot \|[\omega_{c,x}, \omega_{c,y}]\|} \right) \quad (3.24)$$

où \bullet représente l'opérateur du produit scalaire.

On part du principe que θ_t est à peu près constant, influencé par l'amplitude de la vitesse angulaire, avec une plus grande sensibilité au bruit lorsque cette dernière est faible. Le θ moyen est estimé comme suit (Favre *et al.*, 2008) :

$$\theta = \frac{\sum_{t=1}^N \|[\omega_{j,x}, \omega_{j,y}]\| \theta_t}{\sum_{t=1}^N \|[\omega_{j,x}, \omega_{j,y}]\|} \quad (3.25)$$

À partir de cet angle θ , on peut construire le quaternion de rotation $qJtoC$, qui permet de passer du repère global de la jambe GI_J à celui de la cuisse GI_C :

$$qJtoC = \left[\sin\left(\frac{\theta}{2}\right), \cos\left(\frac{\theta}{2}\right) \cdot Z \right] \quad (3.26)$$

$$qJtoC = \left[\sin\left(\frac{\theta}{2}\right), 0, 0, \cos\left(\frac{\theta}{2}\right) \right] \quad (3.27)$$

Grâce à ce quaternion on peut exprimer les orientations des deux unités dans un même repère, et donc calculer leurs orientations relatives.

3.3 Méthode de calibrage

Les sections précédentes présentent comment obtenir l'orientation relative entre deux unités inertielles placées respectivement sur la cuisse et la jambe d'un sujet. Pour connaître à présent les orientations relatives des os principaux du membre inférieur (fémur et tibia), et donc pouvoir en déduire les angles au genou, il faut trouver les relations qui lient chacune des unités à l'os principal du segment sur lequel elle est placée.

Les repères locaux des os - L_{Tib} pour le tibia et L_{Fem} pour le fémur - sont définis comme présenté par Grood *et al.* (1983) : les axes Z sont positifs dans le sens proximal, les axes Y sont positifs dans le sens antérieur, et les axes X sont positifs vers la droite du sujet (sens médial pour le membre inférieur gauche et sens latéral pour le membre inférieur droit). La manière exacte de déterminer les différents axes dans ce projet est cependant un peu différente de celle de Grood *et al.* (1983), comme cela est expliqué en 3.4.

Les sections 3.3.1 et 3.3.2 présentent la manière de définir les quaternions de passage entre les repères globaux de chaque unité inertielle et l'os principal du segment sur lequel elle est placée : les mouvements de calibrage enregistrés, les données utilisées, ainsi que les calculs effectués.

3.3.1 Calcul du quaternion de passage $qTibtoJ$ entre le repère du tibia L_{Tib} et le repère local inertiel de la jambe LI_J

- **Mouvements de calibrage :**

Tel que décrit par Favre *et al.* (2009), le sujet est assis, bien supporté au dos, avec la cuisse instrumentée reposant sur une surface horizontale (table) et la jambe dans le vide, qui ne touche pas le sol. On enregistre deux types de mouvements : mouvement passif de flexion-extension et mouvement passif dans le plan frontal. Ce dernier correspond en fait à une rotation interne-externe du fémur au niveau de la hanche, pour permettre une amplitude de mouvement de calibration plus importante que ne le permet une véritable abduction-adduction du genou. Cette limite est discutée en 5.1.3.

- **Données utilisées :**

Le vecteur vitesse angulaire mesuré par l'unité inertielle de la jambe est utilisé pour déterminer l'axe de rotation des mouvements de flexion-extension v_{FE} et des mouvements sur le plan frontal v_{PF} . Grâce à ces deux vecteurs, on peut construire un repère ortho-normé aligné avec les axes du mouvement du genou. Ce repère exprimé sous forme d'un quaternion correspond au quaternion de passage $qJtoTib$ entre le repère du tibia L_{Tib} et le repère local de l'unité inertielle de la jambe LI_J .

- **Calcul effectué :**

Extraire l'axe de rotation pour chaque mouvement.

L'axe de rotation $vMov(i)$ d'un mouvement est colinéaire au vecteur vitesse angulaire de ce mouvement. Il suffit donc de normaliser les vecteurs vitesse angulaire pour obtenir des vecteurs unitaires qui indiquent les axes de rotation.

Trouver l'axe moyen de flexion-extention et de mouvement sur le plan frontal.

Les $vMov(i)$ extraits pour chaque mouvement peuvent se séparer en deux catégories : pour l'enregistrement de flexion-extension, les uns correspondent au mouvement de flexion, les autres à l'extension (pour le mouvement sur le plan frontal on peut les séparer de la même manière entre l'aller et le retour du mouvement). Pour les séparer ainsi, on met ensemble d'un côté tous les vecteurs qui forment un angle inférieur à $\pi/2$ avec le premier $vMov$ ($vMov(1)$), et de l'autre ceux qui forment un angle supérieur à $\pi/2$ avec $vMov(1)$.

On effectue ensuite une moyenne des vecteurs qui correspondent à l'axe de rotation du sens qui nous intéresse, pour obtenir les vecteurs unitaires v_{FE} et v_{PF} . Cette méthode est discutée en 5.1.3.

Obtenir le quaternion de passage $qJtoTib$.

On commence par construire un repère orthonormé $R = [vi, vj, vk]$ grâce à v_{FE} et v_{PF} :

$$vi = v_{FE} \quad (3.28)$$

$$vj = v_{PF} \quad (3.29)$$

$$vk = vj \wedge vi \quad (3.30)$$

$$vj = vk \wedge vi \quad (3.31)$$

où \wedge est le symbol de l'opérateur du produit vectoriel.

Ainsi vi correspond exactement à l'axe de flexion-extension mesuré, tandis que vj est recalé pour assurer l'orthogonalité des vecteurs du repère.

Ensuite il suffit d'exprimer la matrice $P = [vi, vj, vk]$ sous forme de quaternion pour obtenir $qJtoTib$ (voir 1.5.1).

3.3.2 Calcul du quaternion de passage $qCtoFem$ entre le repère du fémur L_{Fem} et le repère local inertiel de la cuisse LI_C

- **Mouvement de calibrage :**

On place le sujet en posture neutre debout, standardisée autant que possible en fixant l'écartement des deux pieds et en s'assurant que les cuisses sont le plus verticales possible, et on réalise un enregistrement pendant que le sujet reste immobile dans cette posture.

- **Données utilisées :**

L'accélération mesurées par l'unité inertuelle de la jambe et celle de la cuisse sont utilisées pour calculer les orientations initiales $qOriSP_J$ et $qOriSP_C$ des unités inertielles dans les repères GI_J et GI_C , selon la méthode exposée en 3.1.1.

- **Calcul effectué :**

Le repère du fémur L_{Fem} est défini de manière à être parfaitement aligné avec le repère du tibia L_{Tib} lorsque le sujet est debout et immobile (Favre *et al.*, 2009) (cette méthode ne prend pas en compte un éventuel varus ou valgus du sujet ; cela est discuté en 5.1.3). On considère donc que $qRot = [1, 0, 0, 0]$ (le quaternion identité qId) pour ce calcul. Cela nous permet de poser l'équation suivante :

$$qCtoFem = qId^{-1} \otimes qJtoTib \otimes qOriSP_J \otimes qJtoC \otimes qOriSP_C \quad (3.32)$$

$$qCtoFem = qJtoTib \otimes qOriSP_J \otimes qJtoC \otimes qOriSP_C \quad (3.33)$$

avec :

- $qCtoFem$ le quaternion de passage entre le repère du fémur L_{Fem} et le repère global inertiel de la cuisse GI_C
- $qJtoTib$ le quaternion de passage entre le repère local du tibia L_{Tib} et le repère global de l'unité inertie placée sur la jambe GI_J , tel que calculé en 3.3.1
- $qOriSP_J$ l'orientation de l'unité inertie placée sur la jambe pendant que le sujet est en posture debout neutre, exprimée dans le repère global GI_J , et calculée selon la méthode exposée en 3.1.1
- $qJtoC$ le quaternion de passage entre le repère global de l'unité inertie placée sur la jambe GI_J et le repère global de l'unité inertie placée sur la cuisse GI_C , tel que calculé en 3.2
- $qOriSP_C$ l'orientation de l'unité inertie placée sur la cuisse pendant que le sujet est en posture debout neutre, exprimée dans le repère global GI_C , et calculée selon la méthode exposée en 3.1.1

et où \otimes représente l'opérateur de multiplication entre quaternions (cf. 1.5.1).

3.4 Calcul des angles au genou

Nous disposons à présent de tous les liens entre les différents repères nécessaires pour calculer l'orientation relative du tibia et du fémur. Il faut maintenant trouver une manière d'exprimer cette orientation relative qui ait un sens clinique.

On a vu en 1.2.1 la manière dont Grood *et al.* (1983) définissent un repère au genou pour exprimer les angles de flexion-extension, d'abduction-adduction et de rotation interne-externe. Cette méthode n'est pas réalisable à l'identique en utilisant uniquement des capteurs inertIELS ; cependant, comme on va le voir dans cette section, notre méthode s'en approche beaucoup. Les différences seront discutées en 3.4.3.

3.4.1 Calcul à chaque instant du quaternion de rotation $qRot(i)$ entre l'orientation du tibia et du fémur

On commence par calculer pour chaque instant le quaternion $qRot(i)$, qui correspond à l'orientation du tibia dans le repère du fémur (L_{Fem}) (équations 3.34).

$$qRot(i) = qJtoTib^{-1} \otimes qOriJ(i)^{-1} \otimes qJtoC \otimes qOriC(i) \otimes qCtoFem \quad (3.34)$$

avec :

- $qRot(i)$ le quaternion de rotation entre l'orientation du tibia et celle du fémur
- $qJtoTib$ le quaternion de passage entre le repère local du tibia L_{Tib} et le repère global de l'unité inertielle placée sur la jambe GI_J , tel que calculé en 3.3.1
- $qOriJ(i)$ l'orientation de l'unité inertielle placée sur la jambe dans GI_J , calculée à chaque instant i à partir des données inertielles selon la méthode présentée en 3.1
- $qJtoC$ le quaternion de passage entre le repère global de l'unité inertielle placée sur la jambe GI_J et le repère global de l'unité inertielle placée sur la cuisse GI_C , tel que calculé en 3.2
- $qOriC(i)$ l'orientation de l'unité inertielle placée sur la jambe dans GI_C , calculée à chaque instant i à partir des données inertielles selon la méthode présentée en 3.1
- $qCtoFem$ le quaternion de passage entre le repère local du fémur L_{Fem} et le repère global de l'unité inertielle placée sur la cuisse GI_C , tel que calculé en 3.3.2

et où \otimes représente l'opérateur de multiplication entre quaternions (cf. 1.5.1).

3.4.2 Calcul des angles 3D au genou à partir des $qRot$

Les quaternions $qRot(i)$ sont exprimés dans le repère du fémur L_{Fem} . Ce repère est défini comme étant identique à celui du tibia L_{Tib} en position neutre debout, où fémur et tibia sont supposés être parfaitement alignés (3.3.2).

Donc comme vu en 3.3.1, l'axe X de L_{Fem} correspond exactement à l'axe de flexion-extension du genou mesuré. L'axe Z est construit pour être orthogonal à X et à l'axe d'abduction-adduction mesuré (voir 5.1.3), et l'axe Y est orthogonal à X et Z (3.3.1). On considère dans ce projet que l'axe Y correspond à l'axe d'abduction-adduction du genou et que Z correspond à celui de rotation interne-externe du genou.

Les angles que l'on calcule avec la matrice de rotation obtenue en exprimant $qRot(i)$ sous forme de matrice correspondent alors aux angles de flexion-extension, d'abduction-adduction et de rotation interne-externe du genou.

3.4.3 Comparaison avec le modèle de Grood *et al.* (1983)

Tableau 3.1 Tableau de comparaison des définitions des axes de flexion-extension, abduction-adduction et rotation interne=externe du genou, entre le modèle de Grood *et al.* (1983) et celui utilisé dans ce projet

Axes	Modèle de Grood <i>et al.</i> (1983)	Modèle utilisé pour ce projet
Flexion-extension (F/E)	X_G = axe de F/E du fémur	X_P = axe de F/E du tibia, identique à celui du fémur
Rotation interne-externe (rotation I/E)	Z_G = axe de rotation I/E du tibia	Z_P = axe obtenu par produit vectoriel entre X_P et l'axe de "pseudo" abduction-adduction (3.3.1)
Abduction-adduction (Abd/Add)	Y_G = axe flottant obtenu par produit vectoriel entre X_G et Z_G	Y_P = axe obtenu par produit vectoriel entre X_P et Z_P

Comme on le voit dans le tableau 3.1, la différence principale entre le modèle proposé par Grood *et al.* (1983) et celui que l'on utilise dans ce projet est la manière de définir l'axe de rotation interne-externe. Nous n'avons pas trouvé dans le littérature de méthode permettant de trouver l'axe de rotation interne-externe du tibia en utilisant uniquement des capteurs inertIELS. Cependant, Favre *et al.* (2009) considère que la définition utilisée dans cette méthode permet effectivement de suivre les recommandations de l'*ISB*. Cela est discuté en 5.1.3.

3.5 Notes sur le filtrage des données

Nous n'avons pas trouvé dans la littérature de consensus sur la manière idéale de filtrer les données inertielles dans des applications de suivi des mouvements du membre inférieur chez l'humain. Sur les 39 articles inclus dans la revue de Fong et Chan (2010), seulement douze présentent les méthodes de filtrage utilisées. Parmi eux, cinq utilisent des filtres passe-bas avec des fréquences de coupures comprises entre 15 et 40 Hz, deux utilisent des filtres de Butterworth, trois utilisent des filtres de Kalman et deux utilisent des filtres de Savitzky-Golay. Parmi ces douze études, aucune n'est exactement dans le même cas de figure que nous (mesure des angles 3D au genou avec accéléromètres 3D et gyromètres 3D).

Liu (2010), dans ce même cas de figure, utilise un filtre de Savitzky-Golay. Nous avons donc pour ce projet utilisé ce même filtre, puis nous avons supprimé les offsets qui restaient sur les données des gyromètres. Ce choix est discuté en 5.2.1.1.

Chapitre 4

VALIDATION : MÉTHODOLOGIE ET RÉSULTATS

Pour valider les différentes étapes de la méthode, nous avons la plupart du temps (cela est détaillé) utilisé un montage comprenant le KneeKGTM, sur lequel on a installé deux unités inertielles : une alignée avec les marqueurs VICONTM du corps rigide de la cuisse, l'autre avec ceux de la jambe. Le KneeKGTM était installé sur un sujet effectuant différents types de mouvements, et filmé par 12 caméras VICONTM. Grâce à ce dispositif il était possible de contrôler la précision de chaque étape de la méthode. La figure 4.1 montre les différents repères et quaternions de passages utilisés pour ce contrôle :

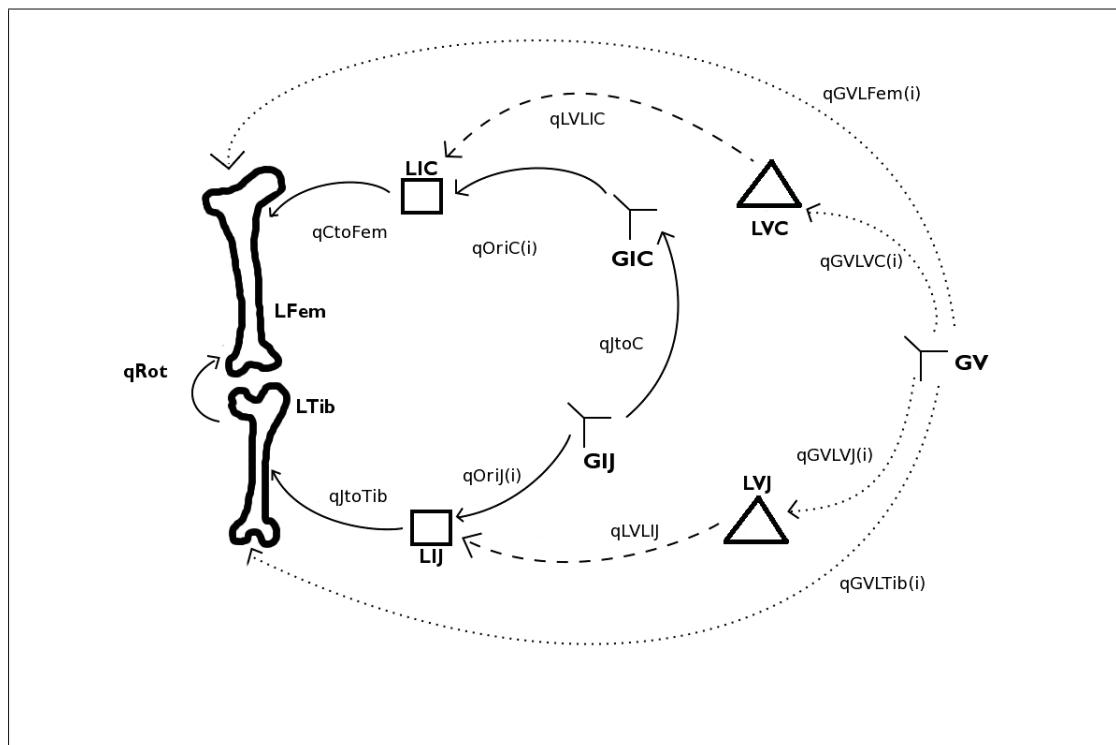


Figure 4.1 Schéma des différents repères et quaternions de passages utilisés dans la validation.

avec :

GIC et GIJ	les repères globaux inertIELS de la cuisse et de la jambe
LIC et LIJ	les repères locaux des unités inertIELLES de la cuisse et de la jambe
L_{Fem}	le repère local du fémur
L_{Tib}	le repère local du tibia
GV	le repère global de VICON TM
LVC et LVJ	les repères locaux des corps rigides de la cuisse et de la jambe
$qOriC(i)$ et $qOriJ(i)$	les quaternions d'orientations des unités inertIELLES, exprimés respectivement dans GIC et GIJ dont la précision est évaluée en 4.1.3
$qJtoC$	le quaternion de solidification, dont la précision est évaluée en 4.2.3
$qCtoFem$ et $qJtoTib$	les quaternions obtenus par calibrage, dont la précision est évaluée respectivement en 4.3.2 et 4.3.1
$qRot$	le quaternion de passage entre les repères locaux des os, que l'on cherche à calculer, et grâce auquel on pourra obtenir les angles au genou. La précision des angles est évaluée en 4.4.

Les flèches pleines représentent les quaternions calculés avec la méthode inertIELLE. Les tirets représentent l'alignement visuel entre les repères locaux des corps rigides et des unités inertIELLES, soit $qLVLIC$ et $qVLVJ$. Enfin les pointillées représentent les quaternions de passage calculés grâce aux systèmes VICONTM et KneeKGTM : $qGVLVC$ et $qGVLVJ$ entre GV et les corps rigides, ainsi que $qGVLFem$ et $qGVLTib$ entre GV et les os.

4.1 Validation de l'orientation d'une unité inertIELLE

4.1.1 Choix des valeurs des ϵ

Comme on l'a vu en 3.1.3.1.1, pour choisir les valeurs des ϵ on commence par enregistrer les données inertIELLES données par les capteurs placées sur le sujet pendant que celui-ci se tient debout immobile. On mesure la moyenne et les écarts-types de l'accélération et de la vitesse angulaire pendant cet enregistrement, et on définit ϵ_a et ϵ_ω de la manière suivante (rappel des

équations 3.12 et 3.13) :

$$\epsilon_a = n_1 * std(acc) \quad (4.1)$$

où n_1 est un entier et $std(acc)$ est l'écart-type de la norme de l'accélération pendant l'enregistrement,

$$\epsilon_\omega = n_2 * std(\omega) \quad (4.2)$$

où n_2 est un entier et $std(\omega)$ est l'écart-type de la norme de la vitesse angulaire pendant l'enregistrement.

Les valeurs de n_1 et n_2 sont choisies expérimentalement : ce sont les plus petites valeurs possibles pour que tous les instants de l'enregistrement soient identifiés comme étant des instants de recalage (cf. 3.1.3.1) par l'algorithme.

Les valeurs idéales trouvées pour un sujet humain sont $n_1 = 10$ et $n_2 = 10$. Ces résultats sont discutés en 5.2.1.2.

4.1.2 Efficacité du recalage de l'orientation

Pour tester l'efficacité de notre méthode de recalage de l'orientation, nous avons enregistré les données d'une unité inertielle pendant un mouvement où se succédaient des phases immobiles et des phases mobiles. Nous cherchons ainsi à vérifier que l'orientation reste constante pendant les phases immobiles, malgré les périodes de mouvement. Nous avons donc calculé deux fois l'orientation de l'unité à partir des mêmes données inertielles, d'abord sans chercher à enlever la dérive puis en utilisant notre méthode pour recaler l'orientation, pour comparer les résultats.

4.1.2.1 Matériel

Nous avons utilisé un capteur inertielle du système *Opal* (APDMTM), contenant un accéléromètre 3D et un gyromètre 3D. Le système *Opal* complet, composé de quatre unités inertielles, d'un système de synchronisation et de communication sans fil, et d'un logiciel de configuration, a un coût d'environ 11000\$. Pour chaque unité la fréquence d'acquisition est de 128Hz, l'accéléromètre a un intervalle de mesure de $\pm 6g$ et le gyromètre de $\pm 2000deg/s$.

4.1.2.2 Résultats

Nous avons obtenu deux séries de quaternions d'orientation : $q_{recal}(i)$, qui correspond aux orientations de l'unité inertielle calculées en recalant l'orientation avec notre méthode, et $q_{derive}(i)$, qui correspond aux orientations de l'unité inertielle calculées sans recaler la dérive.

$$q_{recal} = [q_{recal_w} \ q_{recal_x} \ q_{recal_y} \ q_{recal_z}] \quad (4.3)$$

$$q_{derive} = [q_{derive_w} \ q_{derive_x} \ q_{derive_y} \ q_{derive_z}] \quad (4.4)$$

Les résultats sont présentés coordonné par coordonnée :

- La figure 4.2 présente les coordonnées en q_x de q_{recal} et q_{derive} , soit q_{recal_x} et q_{derive_x}
- La figure 4.3 présente les coordonnées en q_y de q_{recal} et q_{derive} , soit q_{recal_y} et q_{derive_y}
- La figure 4.4 présente les coordonnées en q_z de q_{recal} et q_{derive} , soit q_{recal_z} et q_{derive_z}
- La figure 4.5 présente les coordonnées en q_w de q_{recal} et q_{derive} , soit q_{recal_w} et q_{derive_w}

La différence entre notre méthode et aucune suppression de la dérive est flagrante sur ces figures. On voit clairement les phases immobiles sur les courbes noires (orientation avec recalage), tandis que les courbes grises (aucune suppression de dérive) varient même lorsque l'orientation de l'unité ne changeait pas.

4.1.3 Comparaisons des orientations calculées par la méthode inertielle avec celles obtenues grâce au système VICONTM

Pour déterminer la précision de notre système, nous avons cherché à comparer les orientations calculées par la méthode inertielle avec celles obtenues grâce au système VICONTM lors de mouvements d'un même corps rigide. Trois enregistrements de mouvements tridimensionnels ont été réalisés : l'unité inertielle est d'abord maintenue immobile pendant quelques secondes, puis on alterne des phases où on lui fait à la main faire des mouvements tridimensionnels, et des phases immobiles. Pour chaque mouvement, on a comparé les quaternions d'orientations.

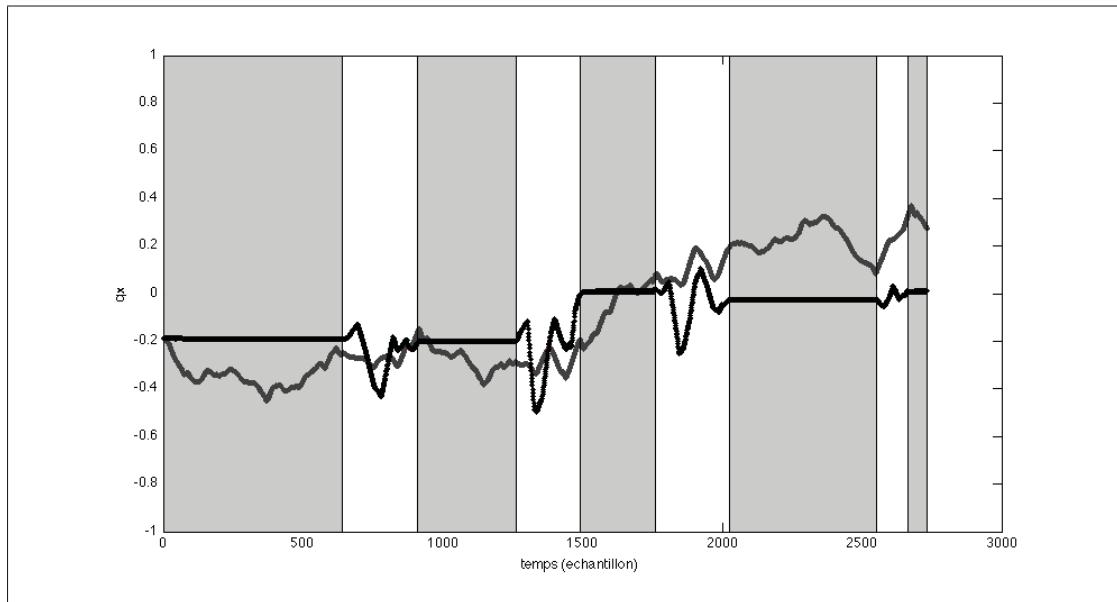


Figure 4.2 Coordonnée en q_x de l’orientation de l’unité inertielle, avec (q_{derive_x} , en gris) et sans (q_{recal_x} , en noir) la dérive. Pendant les phases grisées, l’unité inertielle était immobile.

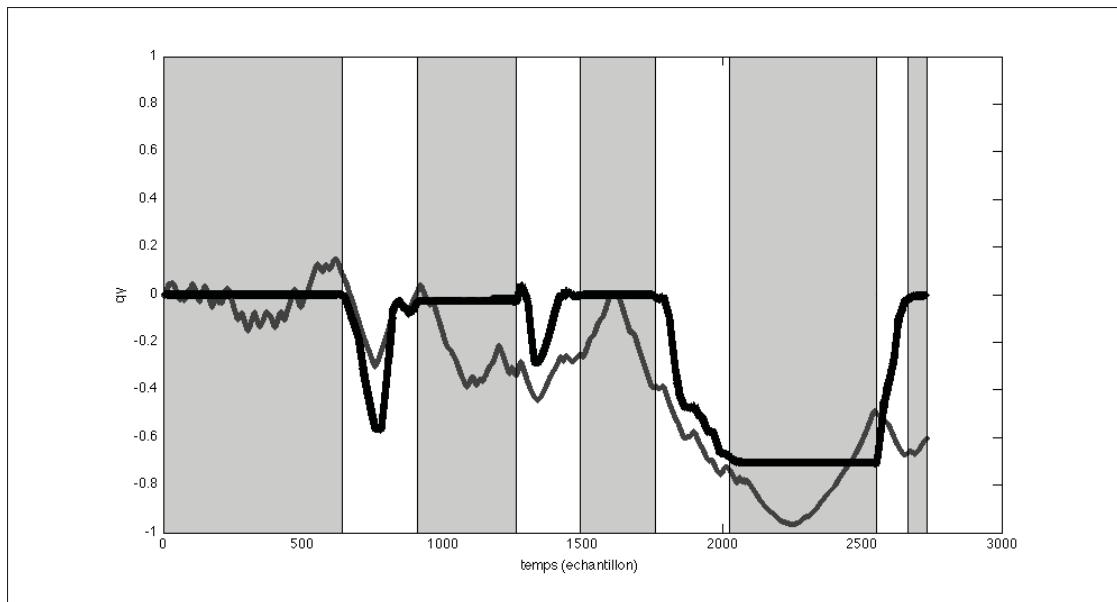


Figure 4.3 Orientations de l’unité inertielle avec (en noir) et sans (en gris) suppression de la dérive : coordonnées en q_y . Pendant les phases grisées, l’unité inertielle était immobile.

Comme on l’a vu en 1.5, lorsqu’on exprime une orientation sous forme de quaternion, on décrit en fait de quel angle le repère local a tourné par rapport au repère global, et autour

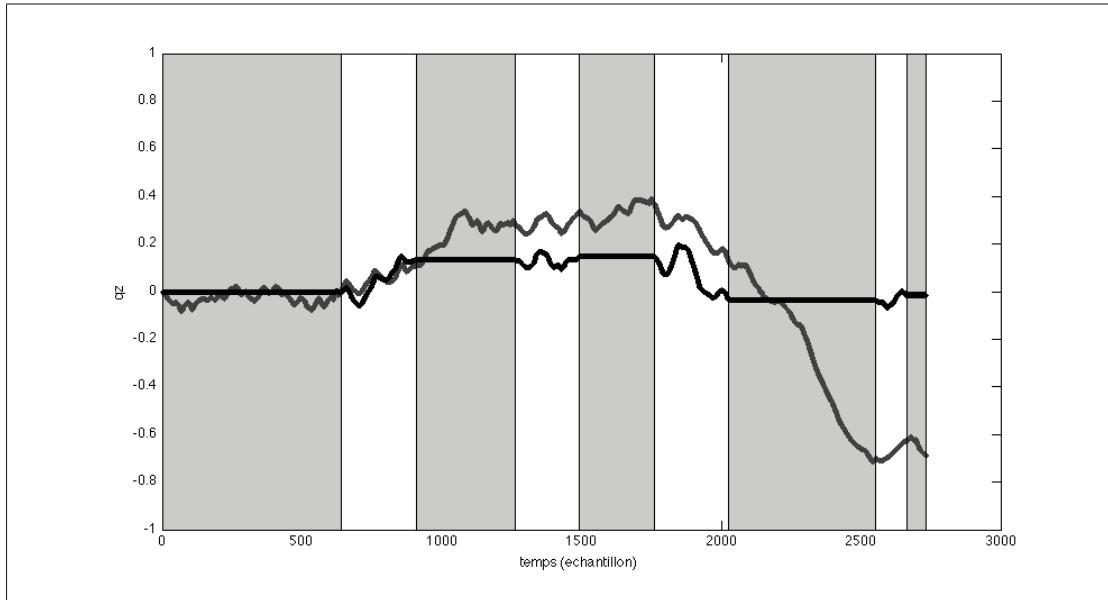


Figure 4.4 Orientations de l’unité inertielle avec (en noir) et sans (en gris) suppression de la dérive : coordonnées en q_z . Pendant les phases grisées, l’unité inertielle était immobile.

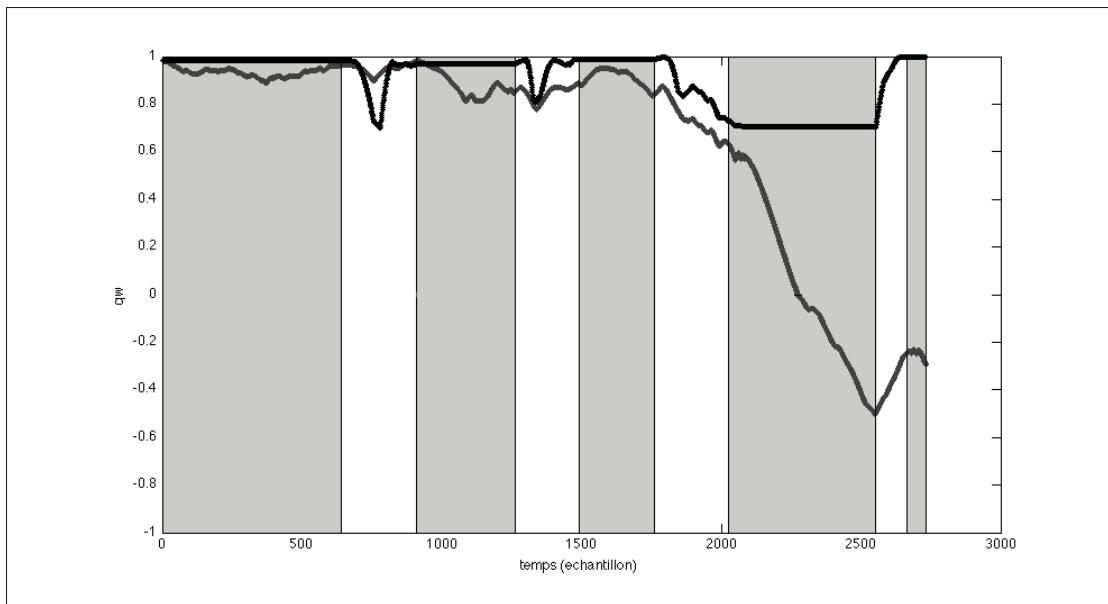


Figure 4.5 Orientations de l’unité inertielle avec (en noir) et sans (en gris) suppression de la dérive : coordonnées en q_w . Pendant les phases grisées, l’unité inertielle était immobile.

de quel vecteur ; pour comparer des quaternions d’orientation, on les a donc ici décomposés

de manière à identifier pour chacun la direction de l'axe de rotation, ainsi que la quantité de rotation. Ensuite, on a comparé les différences entre les quantités de rotations trouvées avec VICONTM et celles calculées par la méthode inertielles, ainsi que les directions des axes de rotation. Les résultats sont présentés dans le tableau 4.1.

4.1.4 Matériel

Un corps rigide sur lequel était placé 3 marqueurs VICONTM ainsi qu'une unité inertuelle (cf. figure 4.1.4). Les axes locaux ont été alignés visuellement.

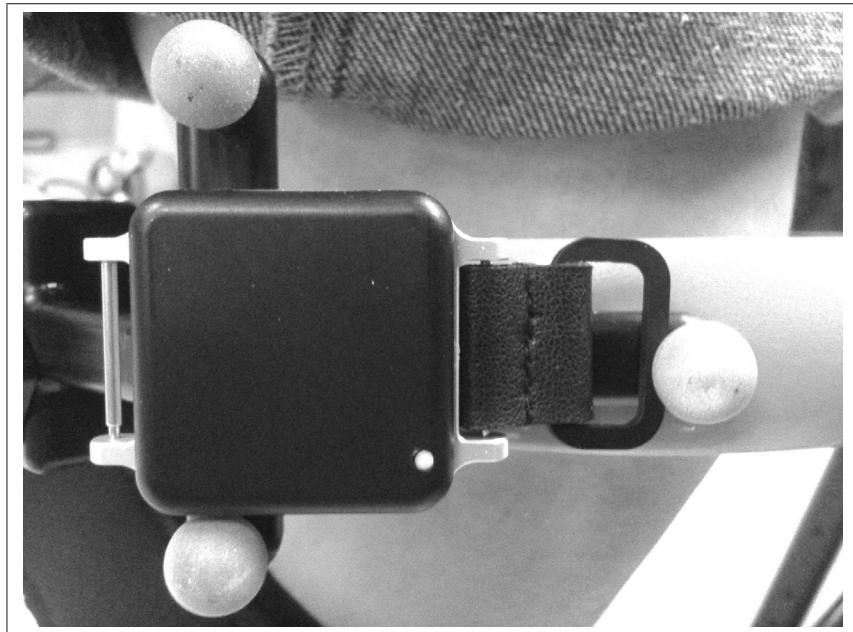


Figure 4.6 Exemple d'un corps rigide où les axes locaux des marqueurs VICONTM et de l'unité inertuelle sont alignés

4.1.5 Résultats

Les courbes d'orientation sont d'aspect similaires pour chaque coordonnée des quaternions obtenus par VICONTM et par la méthode inertuelle. Les figures 4.7 et 4.8 en sont un bon exemple.

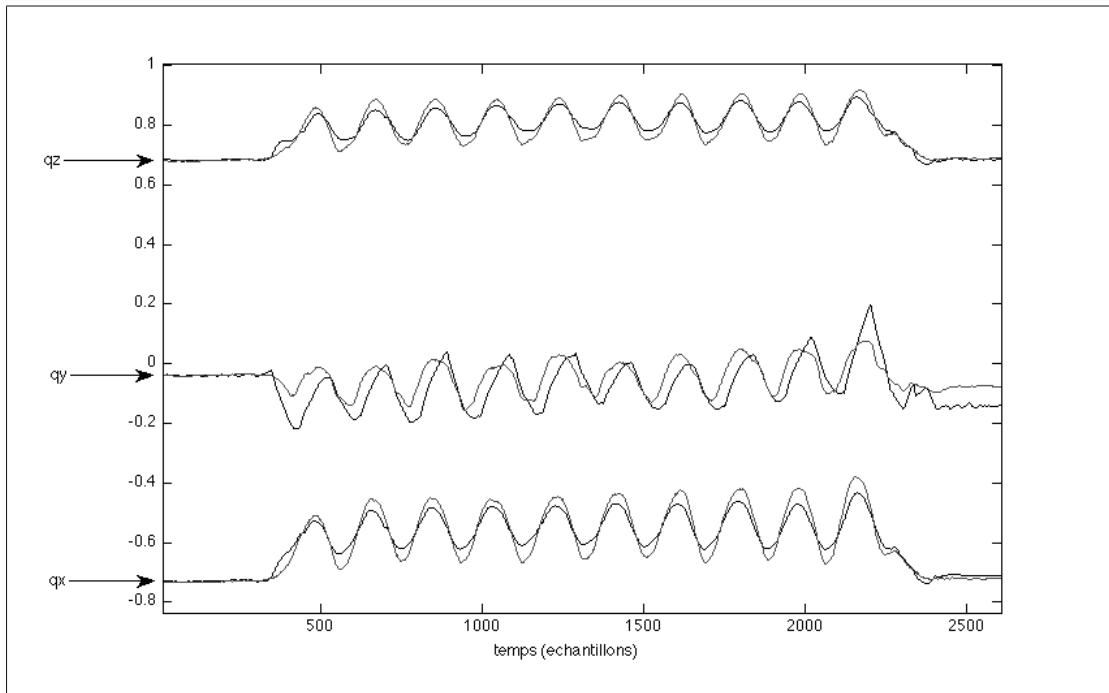


Figure 4.7 Comparaison des orientations calculées avec VICONTM et avec la méthode inertentielle : partie vectorielle des quaternions d'orientation (méthode inertentielle en noir, VICONTM en gris).

Plus précisément, la différence moyenne de quantité de rotation trouvée sur les trois mouvements est de 3.86° , avec un écart type de 6.65° . Pour ce qui est de la différence de direction des axes de rotation, la différence moyenne est de 2.06° , avec un écart type de 1.28° . On remarque plus précisément que pour les deux premiers mouvements, qui correspondent à un mouvement de circumduction de la hanche avec le corps rigide fixé au niveau de la cuisse du sujet - donc un mouvement tridimensionnel du corps rigide -, les résultats sont très proches (0.43° d'écart pour les quantités de rotation, et 0.11° d'écart pour les différences de direction des axes de rotations). Pour le troisième mouvement, un mouvement d'abduction-adduction de la hanche toujours avec le corps rigide fixé au niveau de la cuisse du sujet - mais cette fois-ci, un mouvement plus planaire -, les directions de l'axe de rotation sont quasiment parfaites. Tous les résultats sont présentés dans le tableau 4.1, et sont discutés en 5.2.1.3.

Sur les figures 4.7 et 4.8 on peut aussi remarquer l'apparition progressive de la dérive due au fait que l'inclinaison est recallée, mais pas le *heading* : on remarque en particulier que les courbes

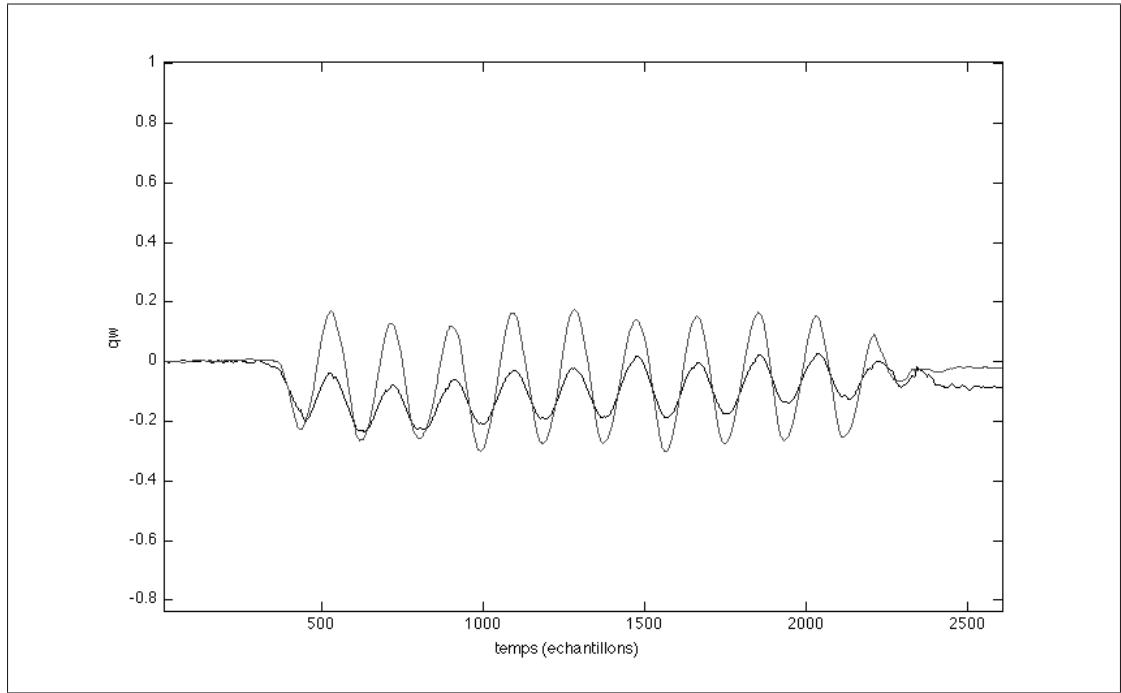


Figure 4.8 Comparaison des orientations calculées avec VICONTM et avec la méthode inertielle : partie scalaire des quaternions d’orientation (méthode inertielle en noir, VICONTM en gris).

des coordonnées q_w et q_y du quaternion calculé par la méthode inertielle se décalent petit à petit vers le bas, par rapport aux courbes correspondantes du quaternion calculé avec VICONTM. Ici le décalage est d’environ 5° en 20 secondes ; cependant comme la quantité de dérive dépend énormément de l’orientation de l’unité inertielle, on ne peut pas faire de généralisation.

4.2 Choix du mouvement de calibrage pour la solidification

Comme vu en 3.2, nous avons utilisé un mouvement d’abduction-adduction pour calculer l’angle de désalignement entre les repères inertiels des deux unités inertielles. C’est le mouvement de calibrage que Favre *et al.* (2008) utilisent. Nous nous sommes posés la question de savoir pourquoi ce mouvement a été choisi, et pas un mouvement de circumduction.

Nous avons étudié la variabilité et la précision des résultats obtenus avec les deux types de mouvements, pour déterminer lequel permettait la plus grande précision.

Tableau 4.1 Tableau récapitulatif des différences entre les orientations calculée par la méthode inertielles et avec VICONTM. Mouvements 1 et 2 : circumduction de la hanche, avec le corps rigide fixé à la cuisse ; Mouvement 3 abduction-adduction de la hanche, avec le corps rigide fixé à la cuisse.

	Circum- duction de la hanche 1	Circum- duction de la hanche 2	Abduction- adduction de la hanche	Moyennes
Différence des quantité de rotation, en degrés : moyenne [écart type]	-3.81 [9.71]	-3.38 [7.24]	-4.38 [3.00]	3.86 [6.65]
Différence de direction des axes de rotation, en degrés : moyenne [écart type]	3.14 [1.90]	3.03 [1.92]	$6.09 \cdot 10^{-9}$ [$7.92 \cdot 10^{-6}$]	2.06 [1.28]

4.2.1 Matériel

Le KneeKGTM a été installé sur un sujet, à qui l'on a demandé de faire des mouvements de circumduction puis d'abduction-adduction de la hanche, avec la jambe tendue et rigide. L'amplitude des mouvements réalisés était d'environ 40 degrés. Les mouvements des marqueurs des deux corps rigides du KneeKGTM (un sur la cuisse, un sur la jambe) ont été enregistrés grâce à des caméras VICONTM.

4.2.2 Rigidité de la jambe pendant les deux types de mouvements

4.2.2.1 Méthode

La méthode de solidification s'appuie sur le fait que la jambe est rigide pendant le mouvement de calibration ; nous avons donc voulu vérifier à quel point cette hypothèse est vraie, en observant la variabilité des quaternions de passage de l'orientation de la cuisse à celle de la jambe.

Le système VICONTM nous a permis d'obtenir les orientations des corps rigides au cours des deux types de mouvements.

Nous avons tout d'abord calculé l'angle de désalignement sur le plan horizontal entre les deux corps rigides lorsque la jambe du sujet était tendue et immobile. Cet angle a été pris comme référence.

Ensuite, nous avons regardé pour chaque mouvement la variabilité de l'angle de désalignement entre les deux corps rigides, pour comparer la rigidité de la jambe pendant les deux mouvements.

Enfin nous avons comparé les angles moyens trouvés pendant les deux mouvements à l'angle de référence.

4.2.2.2 Résultats

L'angle de référence a été obtenu en calculant l'angle de décalage entre les repères locaux des deux corps rigides, sur le plan horizontal. Nous avons trouvé 21.12° de décalage horizontal entre le corps rigide de la cuisse et celui de la jambe.

Les résultats sont présentés dans le tableau 4.2. On peut remarquer que la variabilité ainsi que la différence avec l'angle de référence sont plus grandes avec le mouvement de circumduction qu'avec celui d'abduction-adduction.

Tableau 4.2 Résultats des tests sur la rigidité de la jambe pendant les mouvements d'abduction-adduction et de circumduction.

	Variabilité (écart-type)	Moyenne	Différence avec l'angle de référence
Mouvement de circumduction	4.71°	24.99°	3.87°
Mouvement d'abduction-adduction	2.89°	22.18°	1.06°

4.2.3 Comparaison des résultats obtenus avec la méthode inertielles avec ceux obtenus avec VICONTM

4.2.3.1 Méthode

Pendant les mouvements de calibrage décrits ci-dessus, un capteur inertiel était fixé sur chacun des corps rigides du harnais KneeKGTM. Les données inertielles enregistrées pendant les deux types de mouvements ont été utilisées pour calculer l'angle de désalignement, tel que décrit en 3.2.. Nous avons cherché lequel des deux mouvements de calibration permettait de trouver par la méthode inertielles l'angle de désalignement le plus proche de celui de référence (obtenu grâce à VICONTM).

4.2.3.2 Résultats

En utilisant le mouvement de circumduction pour la méthode inertielles, on a trouvé un angle de désalignement entre l'unité inertielles de la cuisse et celle du mollet de 39.79°, soit 18.67° de différence avec l'angle de référence.

En utilisant le mouvement d'abduction-adduction, on a trouvé un angle de 30.18°, soit cette fois 9.06° de différence avec l'angle de référence.

4.3 Validation du calibrage

4.3.1 Quaternion de passage entre le repère de l'unité inertielles de la jambe, et le repère du tibia

4.3.1.1 Méthode

Un sujet a été équipé du système KneeKGTM sur lequel étaient fixés des capteurs inertielles, alignés visuellement avec les repères des corps rigides du harnais. Ainsi, on connaissait - aux imprécisions d'alignement près - la transformation entre le repère local du corps rigide et le repère local de l'unité inertielles, pour la jambe et pour la cuisse (cf. flèches en tirets de la figure 4.1). Cela nous a permis de calculer le quaternion $q_{LJ\rightarrow LTib_{vic}}$, qui nous a servi de référence

pour la précision de $qJtoTib$.

$$qLIJtoLTib_{vic} = qVLV LJ^{-1} \otimes qGVLV J(i)^{-1} \otimes qGVLTib(i) \quad (4.5)$$

L'équation 4.5 nous a aussi permis d'exprimer chacun des axes de L_{Tib} dans le repère global de VICONTM GV , pour les comparer aux axes de références obtenus grâce à $qGVLTib(i)$.

4.3.1.2 Résultats

Nous avons mesuré que la quantité de rotation exprimée par $qJtoTib$ était supérieure de 5.92° à celle exprimée dans $qLIJtoLTib_{vic}$, et que la direction de l'axe de rotation exprimé par $qJtoTib$ était décalé de 13.71° par rapport à celui de $qLIJtoLTib_{vic}$.

Plus précisément, nous avons voulu connaître la précision pour chacun des axes de L_{Tib} . Nous avons trouvé un écart de 8.16° entre l'axe de flexion-extension calculé grâce à $qJtoTib$ et l'axe de référence, un écart de 22.59° pour l'axe d'abduction-adduction et de 21.11° pour l'axe de rotation interne-externe.

4.3.2 Quaternion de passage entre le repère de l'unité inertielle de la cuisse, et le repère du fémur

4.3.2.1 Méthode

De la même manière qu'en 4.3.1, nous avons calculé un quaternion $qLICtoLFem_{vic}$, que nous avons utilisé comme référence pour évaluer la précision de $qCtoFem$.

$$qLICtoLFem_{vic} = qVLV LIC^{-1} \otimes qGVLVC(i)^{-1} \otimes qGVLFem(i) \quad (4.6)$$

L'équation 4.6 nous a aussi permis d'exprimer chacun des axes de L_{Fem} dans le repère global de VICONTM GV , pour les comparer aux axes de références obtenus grâce à $qGVLFem(i)$.

4.3.2.2 Résultats

La différence de quantité de rotation entre $qGVLFem(i)$ et $qLICtoLFem_{vic}$ était de 5.81° , avec des axes de rotations décalés de 27.90° .

Axe par axe, cela correspond à un décalage de 41.95° pour l'axe de flexion-extension, de 40.08° pour l'axe d'abduction-adduction et de 23.71° pour l'axe de rotation interne-externe.

4.4 Validation des angles au genou

4.4.1 Méthode

Pendant que le sujet marchait sur le sol, nous avons enregistré les données inertielles et filmé les mouvements de son membre inférieur droit grâce à VICONTM et au KneeKGTM. Nous avons réalisé un calibrage complet pour pouvoir calculer les angles au genou pendant ces mouvements de marche par la méthode inertuelle. Nous les avons ensuite comparés avec les angles donnés par la méthode de référence, calculés grâce aux données optométriques.

4.4.2 Résultats

Nous avons observé plusieurs paramètres des courbes obtenues par les deux méthodes, pour chaque angle : l'amplitude globale, la moyenne, et l'écart type. Pour chaque angle, nous avons aussi calculé la différence entre les courbes obtenues par les deux méthodes, et calculé l'amplitude globale, la moyenne, et l'écart type de la courbe résultante (voir troisième colonne du tableau 4.3). Les résultats sont présentés dans le tableau 4.3.

La figure 4.9 présente des résultats typiques d'angles au genou calculés pendant la marche avec la méthode inertuelle, ainsi que les angles lors de ces mêmes mouvements calculés avec la méthode de référence.

Tableau 4.3 Tableau comparatif des résultats trouvés avec la méthode de référence et la méthode inertielle, pour les différents angles au genou. La troisième colonne correspond à l'étude des courbes obtenues par la soustraction de la courbe donnée par la méthode de référence et de celle donnée par la méthode inertielle pour chaque angle.

		Méthode de référence	Méthode inertielle	Différence
Flexion-extension	Amplitude	42.19°	44.00°	29.98°
	Moyenne [écart type]	16.36° [10.03°]	11.64° [11.93°]	4.90° [7.69°]
Abduction-adduction	Amplitude	13.12°	29.49°	33.79°
	Moyenne [écart type]	-1.14° [3.73°]	1.27° [9.69°]	-1.85° [9.21°]
Rotation interne-externe	Amplitude	11.64°	14.42°	18.55°
	Moyenne [écart type]	-1.80° [2.72°]	-11.17° [3.49°]	9.78° [4.44°]

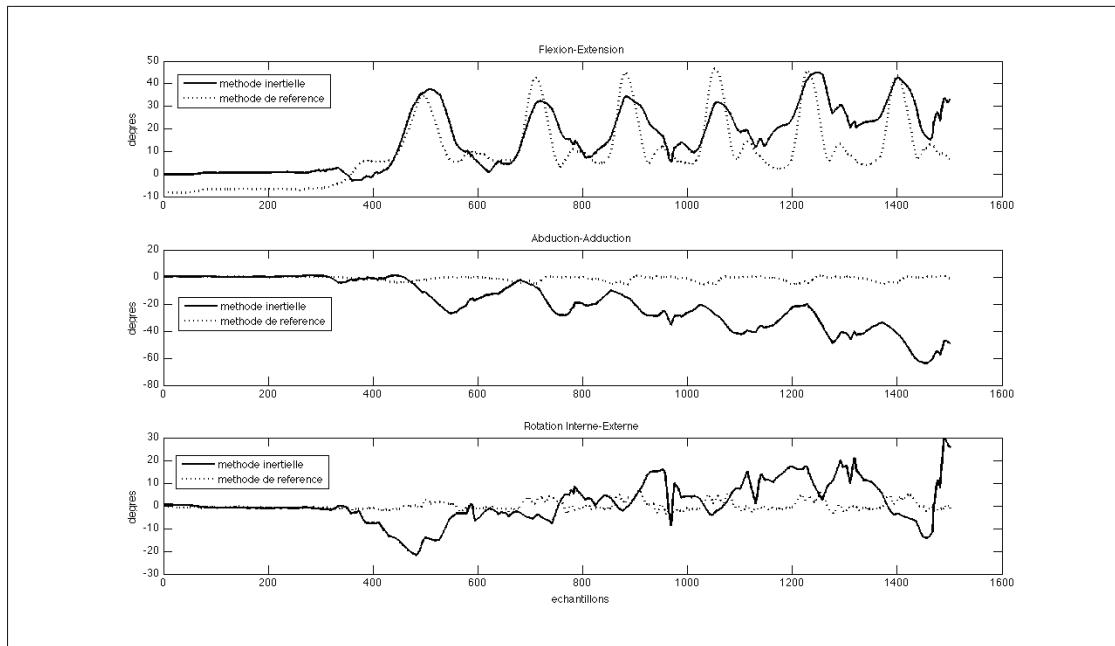


Figure 4.9 Comparaison des angles au genou calculés avec VICONTM (en pointillés) et avec la méthode inertielle (en trait plein).

Chapitre 5

DISCUSSION

La discussion porte sur deux aspect : d'abord, les limites de la méthode elle-même, puis les limites constatées lors de la validation et les résultats. Ces derniers sont analysés, et des propositions pour améliorer leur précision sont faites.

5.1 Limites de la méthode

Dans cette partie sont discutées les limites intrinsèques à la méthode, soit le fait que le recalage ne permet pas de supprimer la dérive du *heading*, la rigidité relative de la jambe pendant le mouvement de solidification, la définition des axes légèrement différentes de celle proposée par Grood *et al.* (1983), et le fait que les éventuels varus ou valgus ne sont pas pris en compte.

5.1.1 Méthode de recalage de l'orientation

Comme on a pu le voir en 4.1.2, le fait que la méthode ne permette pas de recaler le *heading* entraîne une accumulation progressive de dérive, malgré un recalage de l'inclinaison efficace. Plus les acquisitions sont longues, plus la dérive devient grande. Mais ce n'est pas uniquement un problème de durée : la dérive vient du bruit qui reste présent sur les données des gyromètres après filtrage, et dépend de l'orientation du capteur, car les axes ne sont pas tous bruités de la même façon.

Voici un exemple : L'axe *x* du gyromètre a tendance à être plus bruité que les autres. Dans ce cas, lorsque l'unité inertielle est immobile et avec son axe *x* à l'horizontal, le bruit de celui-ci va donner l'"impression" que l'unité tourne autour d'un axe horizontal. Comme c'est son inclinaison qui est modifiée par la dérive, la méthode va pouvoir correctement recaler l'orientation. En revanche, plus l'axe *x* se rapproche de la verticale, plus la dérive va se faire sentir sur le *heading*, et donc s'accumuler.

On comprend donc que le filtrage est primordial pour éviter que la dérive ne s'accumule trop ; malheureusement, comme mentionné en 3.5, on trouve peu d'informations dans la littérature sur des filtres qui permettent de supprimer le bruit de capteurs inertIELS placés sur les membres inférieurs de sujets humains. Ce point est davantage discuté en 5.2.1.1.

5.1.2 Méthode de solidification

La méthode de solidification choisie par Favre *et al.* (2008) utilise un mouvement d'abduction-adduction de la hanche, avec la jambe tendue rigide. Nous nous sommes interrogés sur le choix de ce mouvement plutôt que celui de circumduction, et les résultats présentés en 4.2.2.2 montrent qu'effectivement, le mouvement d'abduction-adduction permet d'obtenir un angle de désalignement plus proche de l'angle de référence.

Les résultats sur la variabilité de l'angle de mésalignement, calculés en utilisant le KneeKGTM et VICONTM pendant les deux types de mouvements, montrent qu'il est plus facile de maintenir la jambe tendue et rigide pendant de l'abduction-adduction. Néanmoins, même pendant ce mouvement la variabilité reste non négligeable : 2.89°, et l'angle de désalignement moyen a 1.06° d'écart avec l'angle de référence. La jambe n'est donc pas absolument un segment rigide pendant ce mouvement.

De plus, il est possible que l'action musculaire importante requise pour maintenir la jambe rigide modifie un peu la position des capteurs par rapport à celle de leur position au repos ou lors d'efforts moins musculairement intenses (comme la marche). L'angle de désalignement calculé de cette manière est donc peut être légèrement faussé.

Il serait intéressant de refaire des mesures en utilisant un mécanisme qui maintienne la jambe tendue sans effort actif de la part du sujet, ou un système mécanique pour tester la la méthode dans un contexte parfaitement connu.

5.1.3 Définition des axes

L'axe de rotation interne-externe du genou doit pour suivre les recommandations de l'*ISB* correspondre à l'axe de rotation interne-externe du tibia ; or comme on l'a vu en 3.3, dans notre méthode il est défini par le biais du produit vectoriel entre l'axe de flexion-extension et l'axe de "pseudo" abduction-adduction. On a aussi vu que ce dernier est calculé grâce à un mouvement de rotation interne-externe du fémur, et non un véritable mouvement d'abduction-adduction du tibia. Il est donc possible que l'axe de rotation interne-externe du genou soit biaisé dans notre méthode.

D'autre part, toujours selon les recommandations de l'*ISB*, l'axe de flexion-extension du genou doit correspondre à celui du fémur ; or dans notre méthode, on utilise l'axe de flexion-extension du tibia, que l'on suppose identique à celui du fémur lorsque le sujet est en position debout. Or cela ne tient pas compte d'un éventuel varus ou valgus du sujet, qui peut créer une différence non négligeable entre les axes de flexion-extension du tibia et du fémur - comme on le voit clairement sur la figure 5.1 : les axes longitudinaux du fémur et du tibia sont loin d'être alignés, et par conséquent les axes de flexion-extension diffèrent. La manière dont cet axe est défini, en utilisant un mouvement de flexion-extension, permet en théorie de s'assurer que l'axe obtenu est effectivement l'axe de flexion-extension fonctionnel du genou ; en revanche, lorsqu'il s'agit de comparer les résultats de notre méthode à ceux obtenus par d'autres techniques, qui suivent plus précisément les directives de l'*ISB*, cela peut causer un problème.

De plus, puisqu'on ne tient pas compte du varus ou valgus éventuel, on risque d'avoir un offset non contrôlé au niveau des angles d'abduction-adduction, par rapport aux méthodes qui le prennent en compte.

5.2 Discussion des résultats

Dans cette partie sont analysés et discutés les résultats des différentes étapes de validation de la méthode.

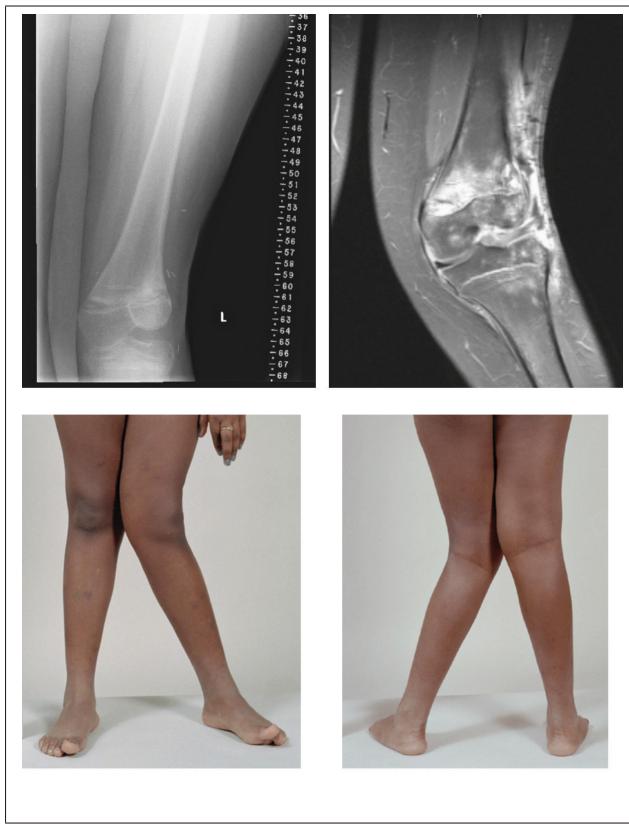


Figure 5.1 Radiographie et photo d'un sujet avec un fort valgus à la jambe gauche.
(BioMedCentral, 2007)

5.2.1 Détermination de l'orientation d'une unité inertielle dans un repère global

5.2.1.1 Filtrage

On a pu se rendre compte dans ce projet que le filtrage est particulièrement important pour réduire au maximum les problèmes de dérive : en effet, c'est le bruit qui persiste sur les données des gyromètres qui, une fois intégré, engendre la dérive (cf. 3.1.3). Même si notre méthode est efficace pour recaler l'inclinaison des orientations, la dérive persiste et s'accumule au cours du temps au niveau du *heading*, et cela davantage que les résultats de Favre *et al.* (2006) ne le montrent. Le filtrage que cette équipe a utilisé n'est pas précisé dans leurs articles, et nous avons par conséquent sous-estimé son importance au début du projet.

Pour optimiser le filtrage des données pour supprimer au mieux le bruit ainsi que les offsets, on pourrait suivre les recommandations d'une étude très récente de Öhberg *et al.* (2013), qui compare la précision de différents systèmes inertIELS lors de la mesure des angles 3D au genou pendant la marche, selon plusieurs types de filtres. Cette étude préconise de filtrer en premier lieu les données inertielles avec un filtre de Butterworth, en utilisant une fréquence de coupure de $10Hz$. Ensuite, les offsets des signaux des gyromètres et des accéléromètres sont enlevés. Enfin, un filtre de Kalman est utilisé pour réduire encore davantage le bruit des signaux de vitesse angulaire. L'article de Öhberg *et al.* (2013) ayant été publié en juillet de cette année, nous n'avons pas eu le temps d'inclure la méthode de filtrage proposée à notre projet.

5.2.1.2 Optimisation des ϵ

Les valeurs des ϵ utilisées dans notre méthode ont été choisies expérimentalement, et sont fortement liées à la quantité de bruit qui reste sur les signaux après filtrage : plus le bruit est grand, et plus les valeurs des ϵ doivent être grandes pour que les instants de recalage soient détectés (cf.3.1.3.1), mais par conséquent ils risquent davantage d'être confondus avec des moments où l'unité inertIELLE était en fait bien en mouvement. Selon les capteurs, les personnes, les moments, les valeurs idéales des ϵ semblent varier. Une méthode pour automatiser le choix de ces valeurs, associée à une technique de filtrage plus efficace, permettrait certainement d'augmenter davantage la précision de notre méthode.

5.2.1.3 Précision des orientations

Comme les résultats présentés en 4.1.3 le montrent, la méthode inertIELLE permet effectivement de suivre l'orientation d'un corps rigide dans un repère global, avec une précision correcte par rapport au système de référence. Les différences peuvent être expliquées par la dérive du *heading*, qui ne peut pas être recalée par notre méthode.

Il serait de plus intéressant de faire davantage d'expérimentations, avec différents types et différentes vitesses de mouvement, pour tester davantage l'influence de ces paramètres sur la précision de la méthode. On pourrait ainsi connaître plus précisément à quel point la méthode est précise selon différents types de situations : vérifier par exemple qu'elle est capable de

suivre avec précision l'orientation de la jambe pendant la course, et pas uniquement lors de mouvements plus lents comme la marche.

5.2.1.4 Conclusion sur le calcul d'orientation

La méthode proposée permet bien de déterminer l'orientation d'une unité inertielle dans un repère global. Il est probablement possible d'augmenter sa précision en améliorant le filtrage, ce qui permettrait de diminuer la dérive et d'affiner le choix des valeurs des ϵ .

5.2.2 Solidification

Les résultats de la validation de la méthode de solidification nous montrent trois choses :

- d'abord, que pendant un mouvement d'abduction-adduction de la hanche avec la jambe tendue, celle-ci n'est pas tout à fait rigide : variation de 2.89° mesurée avec VICONTM,
- ensuite, que l'angle de mésalignement sur le plan horizontal n'est pas forcément identique pendant un mouvement qui demande un effort musculaire volontaire assez important et au repos : différence de 1.06° avec l'angle de référence, mesuré en posture debout,
- enfin, que la précision de la méthode inertielle est a priori assez faible : 9.06° d'écart avec l'angle de référence.

Les deux premiers points ont été discutés en 5.1.2, puisqu'ils relèvent des limites de la méthode. Il faut cependant aussi les prendre en compte ici pour expliquer en partie l'imprécision des résultats de la méthode inertielle. La dérive du *heading* peut là aussi jouer un rôle, puisque les vitesses angulaires utilisées pour le calcul de l'angle de mésalignement sont exprimées dans les repères globaux des unités inertielles : comme on l'a vu en 3.1.3 lorsque l'on exprime un vecteur ou un quaternion dans le repère global inertiel, on le multiplie par un quaternion d'orientation, qui est lui-même empreint de dérive.

Un meilleur filtrage, tel que celui proposé par Öhberg *et al.* (2013), ainsi qu'un mécanisme qui maintienne la jambe tendue sans effort actif de la part du sujet, comme proposé en 5.1.2, pourraient probablement améliorer la précision.

5.2.3 Calibrage

Les résultats montrent un gros décalage entre les axes du tibia calculés avec VICONTM et ceux obtenu par notre méthode : jusqu'à 22.59°, pour l'axe d'abduction-adduction. Cela s'explique probablement par des mouvements de calibrage pas suffisamment précis : il faut que le sujet soit placé sur une surface horizontale, avec le dos bien calé, et que sa cuisse soit maintenue le plus immobile possible pendant les mouvement de flexion-extension et de rotation interne-externe de la hanche. De plus, pendant ce dernier mouvement, il faut que la jambe soit le plus possible orthogonale à la cuisse. De légers décalages dans ces mouvements sont à l'origine de l'imprécision du quaternion de passage entre le repère local de l'unité inertielle du tibia et le repère local du tibia ($qJtoTib$).

Comme on le voit dans l'équation 5.1, le quaternion de passage entre le repère local de l'unité inertielle de la cuisse et le repère local du fémur $qCtoFem$ est calculé en utilisant $qJtoTib$ dont on vient de parler, ainsi que le quaternion de solidification $qJtoC$, et les quaternions d'orientation de la cuisse et de la jambe en posture debout immobile. Comme on l'a vu dans les parties précédentes de la discussion, chacun de ces éléments contient des imprécisions, qui se sont donc accumulées lors du calcul de $qCtoFem$. Le décalage de 27.90° de l'axe de rotation entraîne donc logiquement les imprécisions importantes de direction des axes de repère local du fémur (L_{Fem}). Pour obtenir ici un quaternion plus précis, il faut diminuer les imprécisions des autres quaternions de calibrage et solidification.

$$qCtoFem = qJtoTib \otimes qOriSP_J \otimes qJtoC \otimes qOriSP_C \quad (5.1)$$

5.2.4 Angles au genou

Si on compare la précision de notre méthode à celle de la méthode proposée par Favre *et al.* (2009), comme présenté dans le tableau 5.1, on peut remarquer que pour les angles de flexion-extension et d'abduction-adduction, nous avons une meilleure précision en moyenne, mais un

écart type plus important. Pour les angles de rotation interne-externe, notre précision est en moyenne moins bonne, mais notre écart type est plus faible.

Tableau 5.1 Précision de notre méthode (colonne 1) comparée à celle de la méthode de Favre (colonne 2).

	Précision de notre méthode (°) [écart-type]	Précision de la méthode de Favre (°) [écart-type]	Différence
Flexion-extension	4.90 [7.69]	8.1 [5.4]	-3.2 [2.3]
Abduction adduction	-1.85 [9.21]	6.2 [5.1]	-8.0 [4.1]
Rotation interne-externe	9.78 [4.44]	4.0 [4.7]	5.8 [-0.3]

Ces résultats sont encourageants ; cependant en regardant plus en détail les résultats présentés dans le tableau 4.3, on se rend compte que les écarts entre notre méthode et la référence sont tout de même parfois très importants : jusqu'à 29.98° d'écart entre nos angles de flexion-extension et ceux de la référence, jusqu'à 33.79° pour les angles d'abduction-adduction et jusqu'à 9.78° pour les angles de rotation interne-externe. Étant donné les différences de définitions des axes et les imprécisions déjà discutées de leurs définitions par le calibrage, ces écarts ne sont pas inattendus ; mais ils pourraient sans doute être diminués en utilisant les améliorations proposées : meilleur filtrage, mouvement de solidification plus rigide et moins actif, meilleure précision des mouvements de calibrage.

CONCLUSION

Afin d'évaluer la faisabilité de la mesure de la cinématique 3D du genou à l'aide de capteurs inertIELS, deux objectifs principaux ont été déterminés : tout d'abord, adapter et expliciter toutes les étapes de la méthode proposée par Favre *et al.* (2006, 2008, 2009) ; ensuite, évaluer point par point la précision de notre méthode.

Toutes les étapes d'une méthode pour calculer les angles 3D au genou à l'aide de deux accéléromètres tri-axiaux et de deux gyromètres tri-axiaux ont été explicitées de manière précise : comment calculer les orientations de deux unités inertielles, trouver les paramètres idéaux pour un recalage efficace, exprimer les orientations dans un même repère, effectuer un calibrage, et l'utiliser pour calculer les angles 3D au genou. Jusqu'à présent on ne trouvait pas dans la littérature de méthodologie complète pour réaliser ces calculs. De plus, certaines équations proposées par Favre *et al.* (équation 3.8, équation 3.19) ont été modifiées.

L'évaluation de la précision de cette méthode montre des résultats encore assez imprécis, mais encourageants. Certains éléments peuvent être améliorés ; une recherche plus approfondie sur le filtrage des données inertielles de capteurs placés sur le membre inférieur d'un sujet humain pendant la marche serait particulièrement utile pour supprimer davantage le bruit des données brutes et donc améliorer la précision du calcul d'orientation. D'autre part, le mouvement de solidification actif que le sujet doit réaliser n'est peut-être pas idéal. Un mouvement passif, avec le membre inférieur maintenu tendu par un opérateur ou un outil à développer, donnerait peut-être de meilleurs résultats. Enfin, la précision des mouvements de calibrage est primordiale : la jambe doit rester parfaitement orthogonale à la cuisse pendant le mouvement dans le plan frontal, et la cuisse doit en tout temps être maintenue immobile sur la surface horizontale.

En somme, même si la méthode développée dans ce projet ne permet pas pour l'instant d'égaler la précision de la méthode de référence, les résultats présentés ici montrent que l'utilisation de capteurs inertIELS est une avenue très intéressante pour la mesure de la cinématique 3D du genou.

BIBLIOGRAPHIE

- Bachmann, Eric R. 2000. *Inertial and magnetic tracking of limb segment orientation for inserting humans into synthetic environments*. Technical report. DTIC Document.
- BioMedCentral. 2007. « Wikipedia Commons, X-ray and MRI images of Valgus deformity ». <<http://en.wikipedia.org/wiki/File:Valgus.jpg>>.
- Boivin, Karine. 2010. « Développement d'une approche d'évaluation clinique de la cinématique tridimensionnelle du genou durant la marche pour des patients gonarthrosiques ». PhD thesis, École Polytechnique de Montréal.
- Brennan, A, J Zhang, K Deluzio, et Q Li. 2011. « Quantification of inertial sensor-based 3D joint angle measurement accuracy using an instrumented gimbal ». *Gait & posture*, vol. 34, n° 3, p. 320–323.
- Diebel, James. 2006. « Representing attitude : Euler angles, unit quaternions, and rotation vectors ». *Matrix*.
- Dimdle. 2013. « Wikipedia Commons, Diagramme genou couleur ortho ». <http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Diagramme_genou_couleur_ortho.jpg>.
- Favre, J, BM Jolles, O Siegrist, et K Aminian. 2006. « Quaternion-based fusion of gyroscopes and accelerometers to improve 3D angle measurement ». *Electronics Letters*, vol. 42, n° 11, p. 612–614.
- Favre, J, BM Jolles, R Aissaoui, et K Aminian. 2008. « Ambulatory measurement of 3D knee joint angle ». *Journal of biomechanics*, vol. 41, n° 5, p. 1029–1035.
- Favre, J, R Aissaoui, BM Jolles, JA De Guise, et K Aminian. 2009. « Functional calibration procedure for 3D knee joint angle description using inertial sensors. ». *Journal of biomechanics*, vol. 42, n° 14, p. 2330.
- Favre, Julien. 2008. « Ambulatory evaluation of 3D knee joint function in patients with ACL rupture using inertial sensors ». PhD thesis, Thèse à la faculté des sciences et techniques de Lausanne.
- Fong, Daniel Tik-Pui et Yue-Yan Chan. 2010. « The use of wearable inertial motion sensors in human lower limb biomechanics studies : A systematic review ». *Sensors*, vol. 10, n° 12, p. 11556–11565.
- Gaudreault, Nathaly, Nicola Hagemeister, Stéphane Poitras, et Jacques A de Guise. 2012. « Comparison of knee gait kinematics of workers exposed to knee straining posture to those of non-knee straining workers ». *Gait & posture*.
- Grood, Edward S, Wilfredo J Suntay, et al. 1983. « A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions : application to the knee. ». *Journal of biomechanical engineering*, vol. 105, n° 2, p. 136.

- Hagemeister, Nicola, Gerald Parent, Maxime Van de Putte, Nancy St-Onge, Nicolas Duval, et Jacques de Guise. 2005. « A reproducible method for studying three-dimensional knee kinematics ». *Journal of biomechanics*, vol. 38, n° 9, p. 1926–1931.
- Kremer, Verena Elisabeth. 2008. « Quaternions and SLERP ».
- Labbe, David R, Nicola Hagemeister, Mathieu Tremblay, et Jacques de Guise. 2008. « Reliability of a method for analyzing three-dimensional knee kinematics during gait ». *Gait & posture*, vol. 28, n° 1, p. 170–174.
- Liu, Kun. 2010. « Research on Wearable Sensor system for 3D lower limb kinematics analysis ».
- Lustig, Sébastien, Robert A Magnussen, Laurence Cheze, et Philippe Neyret. 2012. « The KneeKG system : a review of the literature ». *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol. 20, n° 4, p. 633–638.
- Marieb, Elaine Nicpon et Katja Hoehn, 2007. *Human anatomy & physiology*. Pearson Education.
- Moore, Keith L, 2013. *Clinically oriented anatomy*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Öhberg, Fredrik, Ronnie Lundström, et Helena Grip. 2013. « Comparative analysis of different adaptive filters for tracking lower segments of a human body using inertial motion sensors ». *Measurement Science and Technology*, vol. 24, n° 8, p. 085703.
- Särkkä, Simo. 2007. « Notes on quaternions ». *Internal Technical Document, Helsinki University of Technology*.
- Sati, M, JA De Guise, S Larouche, et G Drouin. 1996. « Improving in vivo knee kinematic measurements : application to prosthetic ligament analysis ». *The Knee*, vol. 3, n° 4, p. 179–190.
- Shoemake, Ken. 1985. « Animating rotation with quaternion curves ». *ACM SIGGRAPH computer graphics*, vol. 19, n° 3, p. 245–254.
- Wu, Ge, Peter R Cavanagh, et al. 1995. « ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data ». *Journal of biomechanics*, vol. 28, n° 10, p. 1257–1262.