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 TECHNOLOGIES DE LA SANTÉ
M. Sc. A.

PAR
Joanie BLOUIN

UTILISATION DE CAPTEURS INERTIELS POUR L'ANALYSE DU MOUVEMENT DU GENOU : FAISABILITE ET CHOIX METHODOLOGIQUES

MONTREAL, LE 25 MAI 2016

Joanie Blouin, 2016

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

PRÉSENTATION DU JURY

CE MEMOIRE A ETE EVALUE

PAR UN JURY COMPOSE DE :

Mme Nicola Hagemeister, directrice de mémoire
Génie de la production automatisée, à l'École de technologie supérieure

M. Rachid Aissaoui, codirecteur de mémoire
Génie de la production automatisée, à l'École de technologie supérieure

M. David Labbé, président du jury
Génie logiciel et des TI à l'École de technologie supérieure

M. Vincent Duchaine, membre du jury
Génie de la production automatisée, à l'École de technologie supérieure

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

LE 5 MAI 2016

A L'ECOLE DE TECHNOLOGIE SUPERIEURE

REMERCIEMENTS

À l'issue de ma maîtrise, je réalise combien plusieurs personnes ont été impliquées de près ou de loin, m'aidant ainsi à mener à bien ce projet.

Tout d'abord, je tiens à remercier ma directrice Nicola. Merci de m'avoir constamment encouragée à relever des défis sur le plan scientifique et conseillée sur le plan personnel. Également, grâce à toi, j'ai appris à ne plus réfléchir en bonne étudiante qui cherche absolument un bon résultat, mais plutôt à chercher à comprendre la raison de « mauvaises » données. Tu avais raison, une maîtrise nous développe non seulement académiquement, mais aussi personnellement. Rachid, mon co-directeur, tu es une source de savoir inépuisable. Peu importe mes questions et interrogations, tu as toujours su me guider vers la bonne piste. Merci pour les heures passées à m'expliquer des concepts. J'emporte également avec moi un bon souvenir de tes nombreuses anecdotes sur la Suisse et l'Algérie.

Ensemble, vous m'avez donné le parfait environnement de maîtrise; assez de latitude pour que j'aie la pleine responsabilité de mon projet et assez de support pour que je me sente encadrée et en confiance. Merci d'avoir cru en moi!

Cher Gérald, merci pour ta patience, tes explications et réexplications! Tu as une capacité à simplifier des notions tellement complexes. Merci également aux membres du Lio qui ont rendu l'atmosphère de travail des plus agréables. Que ce soit par nos conversations sérieuses ou encore les farces du 1er avril, ce fut un plaisir de passer ces deux années avec vous.

Pour finir, je tiens à souligner les encouragements de mes proches. Mes parents qui désiraient constamment comprendre mes analyses, même dans les moments où, moi-même, j'étais perplexe face à mes résultats. Cass et Nico, merci de m'avoir supportée durant mes épisodes de stress! Simon, tu as été mon roc depuis le début, merci.

UTILISATION DE CAPTEURS INERTIELS POUR L'ANALYSE DU MOUVEMENT DU GENOU: FAISABILITE ET CHOIX METHODOLOGIQUES

Joanie BLOUIN

RÉSUMÉ

L'analyse du mouvement est grandement utilisée en biomécanique. Celle-ci se fait généralement en utilisant des systèmes optoélectroniques qui mesurent très précisément le déplacement de marqueurs placés sur le membre inférieur. Toutefois, leur coût élevé et la difficulté à les utiliser dans un contexte ambulatoire ou clinique incitent les chercheurs à se tourner vers les capteurs inertiels. Ces derniers sont de plus en plus abordables et leur précision et leur stabilité de mesure se sont améliorées d'année en année. Malgré cet engouement, aucune étude ne permet à ce jour d'évaluer de façon précise les angles au genou en mouvement. En effet, la perturbation magnétique affectant les magnétomètres ou encore la dérive du signal du gyroscope lorsque le magnétomètre est ignoré affectent grandement les données de cinétique. Le but de ce projet est donc d'évaluer la faisabilité de l'utilisation de capteurs inertiels incorporant le magnétomètre dans l'analyse du mouvement du genou. Pour ce faire, le mouvement obtenu par les capteurs APDM est comparé à celui détecté par la référence VICON en utilisant la notion de l'axe hélicoïdal. Ensuite, un calibrage technique est appliqué aux signaux obtenus par les deux systèmes et les angles au genou sont calculés pour des essais de squat. Les résultats ont révélé que la méthode de calibrage choisie était peu répétable pour le tibia. De plus, les angles calculés au genou présentent des différences supérieures à 50° relativement à la référence VICON pour deux essais sur trois de squat. D'ailleurs, des analyses supplémentaires ont permis de constater que les quaternions calculés par APDM étaient erronés. Toutefois, des investigations sont requises afin de comprendre les causes de ces erreurs.

Mots clés : Capteurs inertiels, angles, genou, magnétomètre, calibrage

INERTIAL SENSOR USE IN KNEE MOVEMENT ANALYSIS: FEASIBILITY AND METHODOLOGICAL CHOICES

Joanie BLOUIN

ABSTRACT

Motion analysis is often used to understand the knee joint biomechanics. This is mostly achieved using optoelectronic systems that precisely measure the displacement of lower-body reflective markers. However, their high cost and the necessity of a dedicated environment lead to more and more researchers using inertial sensors. Inertial sensors are indeed more affordable than optoelectronic systems and have increased their accuracy and stability over the years. Despite this infatuation, there still are no studies that show a precise 3D knee angle calculation during motion. This lack of accuracy is caused by magnetic disturbances that occur when inertial sensors composed of magnetometers are used. However, in the absence of magnetometers, a drift in the gyroscopes' integrated signals also causes accuracy loss. This project's goal is to assess the feasibility of inertial sensors including magnetometers in knee movement analysis. In order to achieve this, the movement detected by the inertial sensors (APDM) and the reference (VICON) is first compared using the rotation angle around the helical axis. Afterwards, the inertial and optical signals are calibrated and the knee angles are calculated during three squat trials. Results showed low repeatability for the chosen calibration method, mostly for the tibia. Moreover, differences greater than 50° for the knee angles were calculated between the inertial and optical systems for two trials out of three. Besides, subsequent analysis helped us understand that APDM inertial sensors provided erroneous quaternions for those two trials. However, further studies are required to understand what could be the cause of these quaternion calculation errors.

Keywords: Inertial sensors, angles, knee, magnetometer, calibration.

TABLE DES MATIÈRES

Page
INTRODUCTION 1

CHAPITRE 1 REVUE DE LITTÉRATURE 3
1.1 Systèmes de mesure 3
1.1.1 Systèmes optique 3
1.1.2 Systèmes électromagnétiques 4
1.1.3 Systèmes inertiels 4
1.1.3.1 Calcul de l'orientation avec magnétomètre 5
1.1.3.2 Calcul de l'orientation sans magnétomètre 6
1.2 Axe hélicoïdal 7
1.3 Représentation clinique 9
1.3.1 Repère local et global 9
1.3.2 Calibrage 10
1.3.2.1 Calibrage Anatomique 10
1.3.2.2 Calibrage Fonctionnel 12
1.3.2.3 Calibrage Technique 13
1.3.2.4 Sommaire des résultats 17
1.4 Calcul d'angles 20
1.4.1 Résultats actuels de l'analyse du mouvement avec capteurs inertiels 20

CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS 23
2.1 Problématique 23
2.2 Objectifs 24

CHAPITRE 3 COMPARAISON DU MOUVEMENT 25
3.1 Méthodologie 25
3.1.1 Calculs mathématiques 26
3.1.2 Acquisitions 26
3.2 Résultats 28
3.2.1 Axe hélicoïdal 28
3.2.2 Perturbation Magnétique 30
3.3 Discussion 33

CHAPITRE 4 CALIBRAGE 35
4.1 Choix du calibrage 35
4.2 Méthodologie 36
4.2.1 Modifications apportées à la méthode de Palermo(2014) 36
4.2.2 Mathématiques associées au calibrage 37
4.3 Résultats 38
4.3.1 Répétabilité des mouvements de calibrage 38
4.3.2 Influence de la variabilité du calibrage sur les angles finaux 40

4.4 Discussion 45
4.4.1 Répétabilité des mouvements de calibrage 45
4.4.2 Influence sur les angles finaux d'une variabilité dans le calibrage 46

CHAPITRE 5 VALIDATION DES ANGLES DE ROTATION DU GENOU 49
5.1 Méthodologie 49
5.1.1 Méthode de calcul des angles au genou avec magnétomètre 52
5.1.2 Méthode de calcul des angles au genou sans magnétomètre 53
5.1.3 Méthode de calcul des angles au genou par le système optique 54
5.2 Résultats 55
5.2.1 Comparaison du calcul de l'angle au genou en mouvement 55
5.3 Discussion 59

CHAPITRE 6 ÉVALUATION DE LA SOURCE D'ERREUR LORSQUE LE MAGNÉTOMÈTRE EST UTILISÉ 61
6.1 Analyse des quaternions calculés par APDM 61
6.2 Méthode 61
6.3 Résultats 62
6.4 Discussion 66

CONCLUSION 67

RECOMMANDATIONS 69

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES 71

LISTE DES TABLEAUX

Page

Tableau 1.1 Comparaison des techniques de calibrage présentées dans la revue de littérature 19

Tableau 3.1 Résultats de la comparaison des angles du mouvement hélicoïdal 28

Tableau 3.2 Comparaison de la valeur du champ magnétique de deux 30

Tableau 3.3 Comparaison du champ magnétique entre deux acquisitions au même endroit, non successives 32

Tableau 3.4 Comparaison de l'effet de l'activité électrique, sur le champ magnétique détecté 32

Tableau 4.1 Différence entre chaque axe créé par les calibrages 38

Tableau 4.2 Résultat de la différence engendrée par différents calibrages– fémur 41

Tableau 4.3 Résultat de la différence engendrée par différents calibrages– tibia 43

Tableau 4.4 Résultat de la différence engendrée par différents calibrages sur les angles au genou 43

Tableau 5.1 Comparaison des méthodes de calcul des angles au genou durant le squat 56

Tableau 6.1 Quantification en degrés de la différence entre les quaternions du Squat 1 et 2 pour APDM 62

Tableau 6.2 Quantification en degrés de la différence entre les quaternions du Squat 1 et 2 pour VICON 64

LISTE DES FIGURES

Page

Figure 1.1: Définition des axes par les capteurs inertiels 5

Figure 1.2: Figure tirée du mémoire de maîtrise de Perrine Fauconnier (École de Technologie Supérieure, 2013) représentant les angles au genou obtenus à l'aide de capteurs inertiels (trait plein) et d'un système optique (trait pointillé)..... 7

Figure 1.3: Représentation de l'axe hélicoïdal 8

Figure 1.4: Baguette surmontée d'un capteur inertiel Tirée de (Picerno, Cereatti et Cappozzo, 2008) et reproduite avec la permission d'Elsevier 12

Figure 1.5 : Positions de calibrage Tirée de (Palermo et al., 2014) et reproduite avec la permission d'Elsevier 16

Figure 1.6 : (Palermo et al., 2014) Essai de marche obtenu à l'aide de capteurs inertiels auquel trois matrices de calibrage obtenues de méthodes différentes ont été appliquées et comparées. 18

Figure 3.1: Disposition des capteurs inertiels sur les marqueurs réflectifs du KneeKG 27

Figure 3.2: Angle de rotation autour de l'axe hélicoïdal - Tibia 29

Figure 3.3: Angle de rotation autour de l'axe hélicoïdal – Fémur 29

Figure 3.4 : Comparaison du champ magnétique debout pour deux acquisitions successives Note : Le cercle rouge représente la partie debout immobile qui est utilisée dans l'analyse de la perturbation magnétique ... 31

Figure 3.5 : Comparaison du champ magnétique entre deux acquisitions, non successives Note : Le cercle rouge représente la partie debout immobile qui est utilisée dans l'analyse de la perturbation magnétique ... 31

Figure 3.6 : Système d'axes du capteur inertiel 34

Figure 4.1: Positions prises durant le calibrage 36

Figure 4.2: Graphiques comparant la répétabilité du calibrage – fémur..... 39

Figure 4.3 : Graphiques comparant la répétabilité du calibrage - tibia..... 39

Figure 4.4 : Angles du TIBIA par rapport au repère global obtenus par le calibrage 1 et 3 appliqués à l'essai1 42

Figure 4.5 : Angles au genou comparés pour le calibrage 1 avec les 44

Figure 5.1 : Diagramme de comparaison des méthodes d'analyse du squat en étapes 51

Figure 5.2: Angles au genou – Essai Squat1..... 57

Figure 5.3: Agrandissement de la Figure 5.2 sur un cycle..... 57

Figure 5.4: Agrandissement d'un cycle des angles 58

Figure 5.5: Agrandissement d'un cycle des angles 58

Figure 6.1 : Quaternions obtenus pour les squats par APDM au fémur 63

Figure 6.2: Quaternions obtenus pour les squats par APDM au tibia..... 63

Figure 6.3: Quaternions calculés pour les squats en VICON au fémur..... 64

Figure 6.4: Quaternions calculés pour les squats en VICON au tibia 65

INTRODUCTION

Méthode grandement utilisée au cinéma et en animation, l'analyse du mouvement est également de plus en plus présente dans le domaine de la santé. Que ce soit pour évaluer la performance d'athlètes, comprendre la biomécanique du corps ou encore celle spécifique à des pathologies, plusieurs experts se tournent vers l'analyse du mouvement. Plus précisément au niveau des maladies articulaires, nombreux sont ceux qui tentent d'expliquer les amplitudes de mouvement considérées comme étant normales et celles qui seraient plutôt des indices d'arthroses, de déchirure ligamentaire ou de tout autre problème lié à la biomécanique. En effet, au niveau du genou par exemple, il a été démontré que de connaître les angles de flexion durant des phases spécifiques de la marche était lié à une meilleure compréhension de la biomécanique unique à chaque patient, menant ainsi à un meilleur traitement dans les cas pathologiques nécessitant une réadaptation(Shabani et al., 2015).

Évidemment, les angles aux articulations doivent être obtenus à l'aide de systèmes précis et reproductibles si le but est de les associer à des méthodes d'aide au diagnostic ou de recherche. Ainsi, les premiers systèmes qui ont été développés pour l'analyse du mouvement sont les systèmes optiques. Ces systèmes consistent en des marqueurs qui réfléchissent une lumière de longueur d'onde spécifique. Cette lumière est captée par des caméras qui arrivent, de par leur nombre, à reproduire en trois dimensions et de façon précise la position des marqueurs réflectifs. Ces marqueurs sont habituellement posés sur la peau du sujet, autour de l'articulation d'intérêt. Bien que très précis, ces systèmes sont très dispendieux (plusieurs dizaines de milliers de dollars pour un ensemble de caméras VICON^{MC}) et limités dans leur mobilité. Une technologie plus économique et plus mobile suscite donc de plus en plus d'intérêt pour l'analyse du mouvement : les systèmes inertiels. Ces derniers sont composés de magnétomètres, d'accéléromètres et de gyroscopes, dans le but de déterminer l'orientation et le mouvement d'un objet d'intérêt. Plusieurs études présentent l'utilisation des capteurs inertiels dans l'analyse du mouvement. Toutefois, comme présenté dans la revue de la littérature (CHAPITRE 1), les résultats actuels ne sont pas encore aussi précis que ceux obtenus par les systèmes optiques considérés comme la référence absolue. En effet, les

problèmes résident dans la perturbation du magnétomètre par l'environnement de test et dans la difficulté d'effectuer un calibrage simple des systèmes inertiels et représentatif des systèmes d'axe anatomiques acceptés par *l'International Society of Biomechanics* (Grood et Suntay, 1983).

Ce projet sera donc divisé en trois étapes, dans le but d'évaluer la faisabilité de l'utilisation de capteurs inertiels APDM Opal composés de magnétomètres, d'accéléromètres et de gyroscopes pour l'analyse du mouvement. Ces étapes correspondent à trois objectifs: le premier objectif consiste à s'assurer que les mouvements de rotation mesurés par les deux systèmes sont identiques. Le second objectif avait pour but de proposer un calibrage de chaque système par rapport à la jambe afin de pouvoir exprimer les angles mesurés dans un référentiel lié aux os du genou. Le dernier objectif était de vérifier si les angles calculés par le système inertiel et le système optique étaient identiques.

D'abord, la comparaison du mouvement est présentée au CHAPITRE 3. Elle a été faite à l'aide de la notion de l'axe hélicoïdal entre un capteur inertiel et un marqueur du système optoélectronique. Cet outil de comparaison est privilégié étant donné la différence de définition des repères entre l'optique et l'inertiel et donc la nécessité de comparer une quantité de mouvement indépendante du référentiel.

Par la suite, le calibrage sera effectué à l'aide d'une méthode d'alignement basée sur un repère technique (Palermo et al., 2014). Cette méthode est choisie basée sur sa facilité d'exécution et les résultats prometteurs rapportés dans la littérature.

Pour finir, la validation se fera en comparant les angles obtenus au genou durant des acquisitions de marche et de squats, suite à l'application de la méthode de calibrage choisie, et mesurés par le système inertiel et le système optique.

CHAPITRE 1

REVUE DE LITTÉRATURE

1.1 Systèmes de mesure

1.1.1 Systèmes optique

L'analyse du mouvement par systèmes optiques a débuté au 19e siècle avec l'apparition des caméras. Bien qu'étant un système très dispendieux, l'amélioration de la qualité des images obtenues a fait de cette technique la référence par excellence (Golden Standard) dans l'analyse du mouvement. Pour ce faire, des marqueurs actifs ou réflectifs sont placés sur la peau du sujet à analyser. Les marqueurs actifs émettent une lumière de longueur d'onde fixe captée par les caméras, alors que les marqueurs réflectifs, comme le dit leur nom, réfléchissent une lumière émise par le système optique. Un minimum de deux caméras est nécessaire pour reconstruire la position des points dans l'espace 3D. Toutefois, afin de s'assurer de toujours garder les marqueurs dans le champ de vision d'au moins deux caméras, c'est bien plus de deux caméras qui sont utilisées; certaines études se rendent facilement jusqu'à 12 caméras, afin de couvrir le plus grand volume avec la plus haute précision. Ainsi, ces systèmes peuvent atteindre une précision sous-millimétrique (Windolf, Götzen et Morlock, 2008). Toutefois, la représentation du mouvement des os est beaucoup moins précise due à un problème d'artéfacts de la peau. Celui-ci consiste en un déplacement des marqueurs qui sont collés sur la peau par rapport aux os sous-jacents. Ce mouvement relatif, non pas causé par le mouvement à analyser, mais plutôt causé par le déplacement des tissus lors des contractions musculaires et des mouvements, entache la mesure du mouvement réel des os de façon importante (plusieurs mm et degrés). Afin de réduire ce problème, un harnais (KneeKG^{MC}, Emovi Inc.) non invasif a été développé au Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie. Ce harnais permet de limiter le mouvement relatif entre les marqueurs de position et donc de représenter plus fidèlement le mouvement de l'articulation. Équipé de marqueurs réflectifs optoélectroniques, la mesure du mouvement du genou avec le

harnais KneeKG peut se faire avec une précision de 0.4-2.3° selon le plan d'analyse et une répétabilité variant entre 0.88-0.94 (Coefficient de Corrélation) (Lustig et al., 2012).

1.1.2 Systèmes électromagnétiques

Les systèmes électromagnétiques sont composés d'un émetteur et d'un récepteur. Basé sur les lois de Faraday, le mouvement tridimensionnel est détecté grâce à l'induction magnétique causée par le mouvement et changement d'orientation du récepteur à l'intérieur du champ magnétique de l'émetteur. Ceci permet d'obtenir la position relative du récepteur par rapport à l'émetteur (Tao et al., 2012). L'avantage de ces systèmes est qu'il n'est pas nécessaire, comme dans le cas des systèmes optiques, que les capteurs soient constamment dans le champ de vision du récepteur (Nasseri et al., 2012). Toutefois, il n'est pas possible de s'éloigner trop de l'émetteur, puisque ce dernier a une portée limitée. De plus, ces systèmes sont fortement influencés par l'environnement, principalement par les composantes en métal (Milne et al., 1996). Pour ces raisons, les capteurs électromagnétiques sont de moins en moins utilisés par les études du mouvement.

1.1.3 Systèmes inertiels

Les systèmes inertiels bénéficient d'un intérêt accru auprès des chercheurs s'intéressant à l'analyse de mouvement, principalement à cause de leur faible coût. Contrairement aux systèmes optiques et électromagnétiques, les systèmes inertiels ne mesurent pas de positions, mais plutôt une orientation. Cette orientation est calculée au fur à mesure, par l'intégration de la vitesse angulaire obtenue par le gyroscope 3D. Toutefois, une dérive dans le temps est observée sur les orientations obtenues à l'aide de la vitesse angulaire. Cette dérive survient lorsque les données du gyroscope 3D changent plus rapidement que la fréquence d'acquisition, empêchant ainsi la détection de ces changements d'orientation et causant une intégration erronée. Or, comme l'orientation finale dépend des orientations précédentes, chaque petite erreur d'intégration s'accumule tout au long du signal du gyroscope et mène ainsi à une dérive sur tous les axes. L'accéléromètre 3D et le magnétomètre 3D sont donc

ajoutés au système dans le but de corriger cette dérive. L'accéléromètre corrige l'orientation par rapport à l'axe gravitationnel en l'utilisant comme référence, alors que le magnétomètre corrige l'orientation selon l'axe du champ magnétique de la terre (Favre et al., 2006).

Certains capteurs ne sont composés que d'accéléromètres et gyroscopes, alors que d'autres utilisent également les magnétomètres. Chacun de ces systèmes ayant des caractéristiques qui lui sont propres, ils seront présentés séparément.

1.1.3.1 Calcul de l'orientation avec magnétomètre

Le magnétomètre 3D est utilisé dans les systèmes inertiels pour deux raisons. Tout d'abord, il permet d'établir un référentiel global fixe et théoriquement identique pour tous les capteurs. Ce référentiel est basé sur l'axe du champ magnétique de la terre obtenu par le magnétomètre, l'accélération gravitationnelle mesurée par l'accéléromètre et le troisième axe consiste en un produit vectoriel des deux premiers (Figure 1.1).

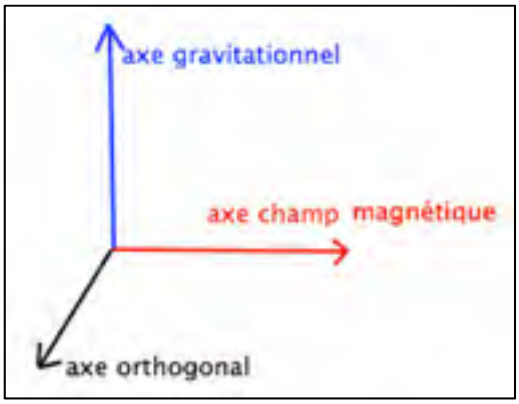


Figure 1.1: Définition des axes par les capteurs inertiels

Ensuite, lorsque combiné à l'accéléromètre, le magnétomètre est utilisé pour la correction de la dérive du signal causée par l'intégration du bruit du gyroscope. Lors des moments d'immobilité, l'orientation du capteur par rapport à l'axe gravitationnel (axe vertical) est corrigée par l'accéléromètre, de même, la dérive selon l'axe horizontal est éliminée grâce à la mesure du magnétomètre par rapport au champ magnétique de la terre.

Toutefois, les systèmes inertiels utilisant le magnétomètre ont pour inconvénient d'être influencés par les perturbations magnétiques. Une perturbation magnétique peut être causée par la présence d'équipement métallique dans l'environnement (Picerno, Cereatti et Cappozzo, 2008). Des algorithmes appropriés permettent de détecter les moments où le magnétomètre est perturbé et de l'ignorer durant la perturbation en se basant seulement sur les données du gyroscope et de l'accéléromètre(Brigante et al., 2011).

Pour finir, la précision des capteurs inertiels composés de magnétomètre dépend du type d'acquisition. Ainsi, en statique, les capteurs inertiels (APDM Opal) présentent une erreur moyenne inférieure à 0.5^{o}, alors qu'en mouvement cette erreur varie de 0.5^{o} à 3.1^{o} lorsque testé sur un banc de test (Lebel et al., 2013).

1.1.3.2 Calcul de l'orientation sans magnétomètre

Afin d'éviter les problèmes de perturbation magnétique liés à l'utilisation du magnétomètre, plusieurs études utilisent seulement les accéléromètres et gyroscopes dans leur système inertiel (Favre et al., 2006), (Mayagoitia, Nene et Veltink, 2002), (Jasiewicz et al., 2006).

Tel qu'expliqué précédemment, l'utilisation de l'accéléromètre concerne principalement la correction de la dérive du signal obtenu par l'intégration de la vitesse angulaire selon l'axe vertical. Toutefois, n'ayant pas de correction selon l'axe horizontal (le cap - *heading*), une dérive se retrouve dans les signaux obtenus par ces systèmes. Il est possible d'observer ce phénomène de dérive du cap lié aux capteurs inertiels en trait plein sur la Figure 1.2 de façon évidente selon le plan d'abduction-adduction, lorsque comparé aux angles du système optique en trait pointillé. Cette figure a été obtenue dans un projet effectué en 2013 à l'École de Technologie Supérieure par Perrine Fauconnier. Cette dernière voulait reproduire les résultats obtenus par Favre (Favre et al., 2006) en analyse de la marche à l'aide de capteurs inertiels. Ses résultats démontrent les limites des systèmes inertiels dans le temps, malgré un algorithme de recalage du signal sur l'accélération gravitationnelle. En effet, afin de contrer les problèmes observés de dérive de cap, son algorithme consiste à détecter les moments où

les capteurs sont considérés immobiles, par exemple lorsque le pied est déposé au sol et que l'accélération mesurée correspond à la gravité. À cet instant, les signaux sont recalés sur une orientation connue du capteur, par exemple l'orientation initiale en position debout au début de l'acquisition.

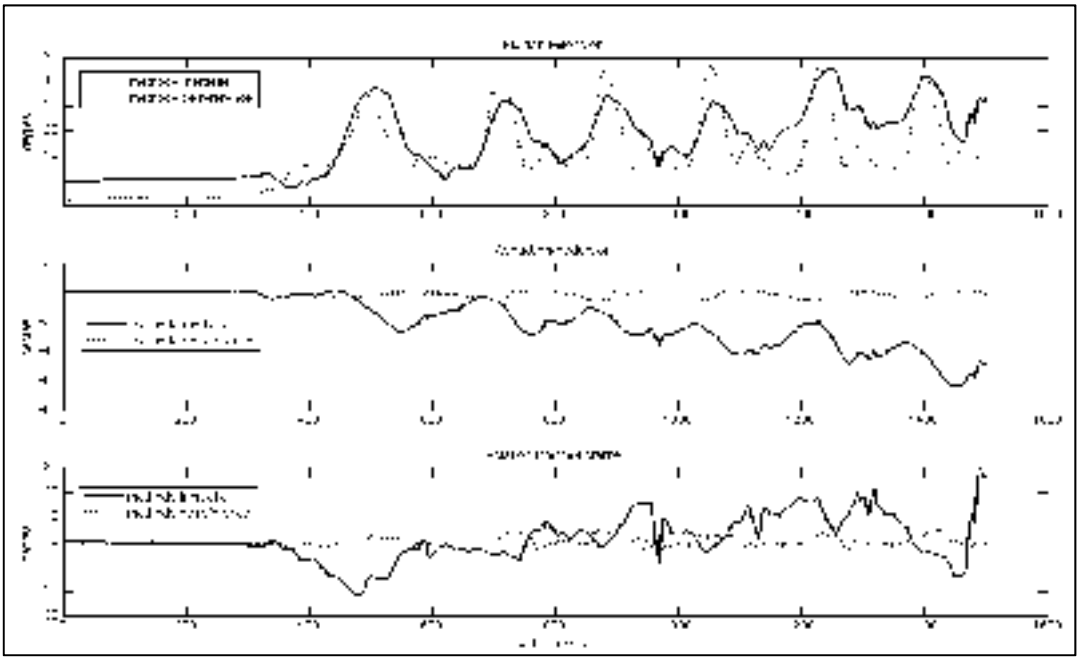


Figure 1.2: Figure tirée du mémoire de maîtrise de Perrine Fauconnier (École de Technologie Supérieure, 2013) représentant les angles au genou obtenus à l'aide de capteurs inertiels (trait plein) et d'un système optique (trait pointillé)

1.2 Axe hélicoïdal

Basé sur le théorème de Chasles, toute transformation tridimensionnelle d'un objet rigide peut être représentée comme un axe hélicoïdal, composé d'une rotation et d'une translation autour d'un axe directeur tel qu'illustré à la Figure 1.3 (Zatsiorsky, 1998). Cette technique est utilisée dans l'analyse cinématique du corps pour identifier l'orientation de l'axe de mouvement de l'articulation d'intérêt et la quantité de rotation et translation qui lui est associée. (Besier et al., 2003; van den Bogert, Reinschmidt et Lundberg, 2008)

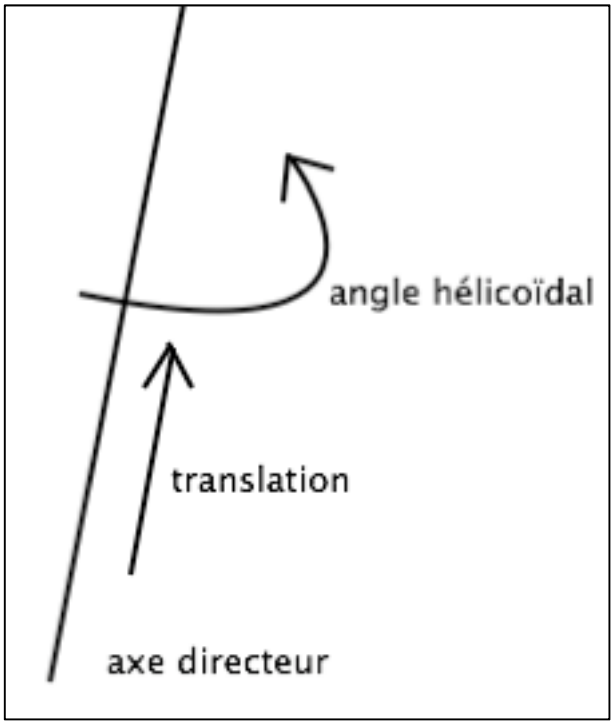


Figure 1.3: Représentation de l'axe hélicoïdal

L'axe hélicoïdal peut également être utilisé pour comparer le mouvement mesuré par deux techniques différentes. En effet, la difficulté principale lors de la comparaison des données ressorties par des systèmes d'acquisition différents, comme les systèmes inertiels et optiques, est que le repère d'analyse n'est pas le même. Ainsi, il est possible d'obtenir des résultats d'orientation différents simplement parce que le repère est différent, alors que le mouvement effectué est le même. Or, l'angle de rotation autour de l'axe hélicoïdal représente une quantité de mouvement qui, elle, est indépendante du repère de référence. Ainsi, en calculant l'axe hélicoïdal entre chaque instant on obtient l'angle de rotation instantané pour chaque système et il est possible de comparer cet angle qui, au final, représente la trajectoire parcourue par les marqueurs ou capteurs.

1.3 Représentation clinique

1.3.1 Repère local et global

La notion de repère est importante en analyse de mouvement, puisque c'est le repère qui permet de donner une signification clinique aux données obtenues. On retrouve les repères locaux et les repères globaux. Un repère global est un repère identique pour tous les éléments d'un même système. Par exemple, le repère global des systèmes optiques est un endroit identifié par des marqueurs dans le volume d'acquisition et considéré comme la position (0, 0, 0), soit l'origine. Les positions des différents marqueurs dans ce type d'acquisition sont calculées par rapport à ce repère global. De la même façon, dans le cas des systèmes inertiels, le repère global consiste en une orientation alignée sur l'axe gravitationnel (mesure prise par l'accéléromètre) et sur l'axe du champ magnétique de la terre (mesure du magnétomètre).

Toutefois, tel qu'indiqué précédemment, certains systèmes inertiels ne sont pas composés de magnétomètres, mais seulement d'accéléromètres et de gyroscopes. Ainsi, l'orientation de référence est construite seulement à l'aide de l'axe gravitationnel et des axes arbitraires sont ensuite définis pour ressortir l'orientation d'origine intrinsèque à chaque capteur. Le fait que cette référence varie d'un capteur à l'autre d'un même système est défini comme un repère local.

Tel que mentionné, la notion de repère est importante afin de définir la signification des mesures obtenues, principalement lorsqu'il est question de comparer deux systèmes de mesure. En effet, les repères du système optique et du système inertiel étant différents, afin de faire une comparaison valide entre eux, il faut utiliser une méthode indépendante des repères telle que l'analyse du mouvement hélicoïdal présenté en section 1.2 ou encore il faut s'assurer de ramener les deux systèmes dans le même repère, qu'il faut préalablement définir.

1.3.2 Calibrage

Bien qu'il soit possible de calculer un angle entre les capteurs placés sur les segments du corps, ce dernier n'a pas de signification clinique puisqu'il représente l'orientation du capteur et non celle du segment sur lequel il est posé. Le calibrage est l'étape permettant de lier l'orientation des capteurs à celle des segments du corps humain dans le but d'avoir des valeurs ayant une signification clinique. Pour ce faire, il faut connaître soit l'emplacement du genou ou les vecteurs représentant ses axes de rotation. Plusieurs techniques sont utilisées dans la littérature :

- le calibrage anatomique;
- le calibrage fonctionnel;
- le calibrage technique.

1.3.2.1 Calibrage Anatomique

Le calibrage anatomique consiste à associer la position des marqueurs aux segments appropriés sur le corps humain basé sur des repères anatomiques. La recherche de ces repères se fait de façon quasi automatique dans le cas de systèmes optiques et nécessite l'intervention d'une personne dans le cas des capteurs inertiels. En effet, pour aller chercher la position des repères anatomiques, il est nécessaire d'avoir une technologie permettant d'obtenir les coordonnées dans l'espace de points anatomiques donnés. Or, les systèmes optiques ressortent automatiquement les positions des marqueurs réflectifs dans l'espace. Donc, en plaçant les marqueurs réflectifs sur les repères anatomiques d'intérêt, on obtient automatiquement la position des marqueurs et des segments facilitant ainsi la mise en correspondance des deux : le calibrage. À l'inverse, comme les capteurs inertiels ne mesurent pas des positions, mais des orientations, il faut au préalable aller mesurer sur le sujet l'emplacement du capteur par rapport aux repères anatomiques du segment qui serviront à faire le calibrage.

Par exemple, (Liu et al., 2011) mesurent manuellement sur chaque sujet à l'aide d'une règle l'emplacement des capteurs et leur distance par rapport à l'articulation d'intérêt avant chaque acquisition. Ceci leur permet d'associer chaque segment du corps à son capteur inertiel respectif. Une fois cette correspondance établie et appliquée au signal ressorti durant l'acquisition, chaque angle détecté entre le capteur sur le tibia et celui sur le fémur, pourra être traduit en angle du genou. De façon similaire, (Favre et al., 2010) utilisent un système magnétique dans le but de trouver la position des repères anatomiques de la jambe (tibia, fémur). En pointant à l'aide du système magnétique les capteurs inertiels, ils trouvent également leur position initiale. Cette position combinée à l'orientation mesurée par les capteurs dans leur repère local permet de créer un repère technique. En calculant la transformation entre le repère technique de chaque capteur et le repère anatomique associé du segment d'intérêt, ils arrivent à faire le calibrage. Ces deux approches ont le désavantage de nécessiter l'utilisation d'un système de mesure supplémentaire et donc d'augmenter les coûts ainsi que le temps requis pour les acquisitions.

Une autre technique utilisée est d'aller chercher directement les axes d'intérêt pour créer un repère anatomique. C'est ce que font (Picerno, Cereatti et Cappozzo, 2008) en utilisant une baguette qui se place au niveau des repères anatomiques et permet d'obtenir l'orientation de l'axe de l'articulation, puisque sur la baguette est placé un capteur inertiel tel qu'illustré sur la Figure 1.4. Une deuxième mesure est prise avec la baguette orientée de façon à avoir un axe orthogonal au premier axe. Un produit vectoriel des deux axes permet d'obtenir le système d'axe complet de l'articulation d'intérêt. Toutefois, en plus de nécessiter la présence d'un examinateur, ce système a le désavantage d'avoir une très faible reproductibilité inter et intra examinateur avec une erreur observable durant la marche de 2.5-4.8% en flexion-extension et de 13.1 à 41.8% en rotation interne-externe.

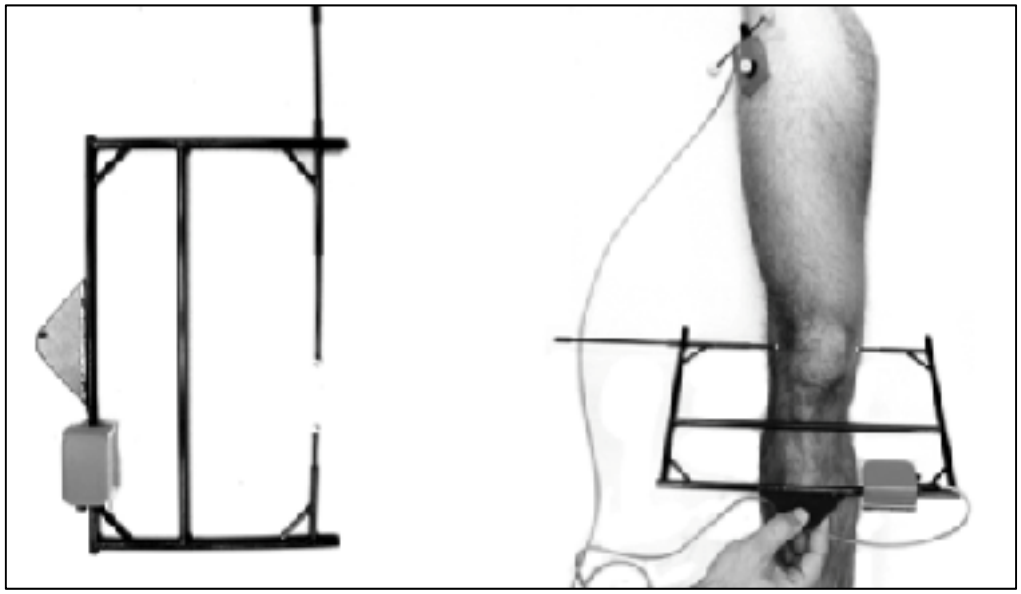


Figure 1.4: Baguette surmontée d'un capteur inertiel
Tirée de (Picerno, Cereatti et Cappozzo, 2008)
et reproduite avec la permission d'Elsevier

1.3.2.2 Calibrage Fonctionnel

Selon (Della Croce, Cappozzo et Kerrigan, 1999), l'erreur associée à un mauvais positionnement des repères anatomiques et donc un mauvais calibrage anatomique est une forte source d'erreur dans l'analyse du mouvement, avec 4°, 5° et 10° respectivement en flexion, abduction et rotation au genou. Cette erreur serait grandement due à l'intervention d'un observateur qui doit définir des repères anatomiques de manière subjective. Une méthode alternative est d'avoir recours au calibrage fonctionnel. Celui-ci consiste en la détermination d'axes de mouvement « fonctionnels » des différentes articulations du corps dans des plans définis. Ainsi, (Favre et al., 2009) demandent au sujet portant un capteur inertiel au tibia et un au fémur d'effectuer un mouvement passif de flexion/extension du genou en position assise et un mouvement passif de rotation interne/externe de la hanche. Un mouvement passif signifie qu'un intervenant guide le sujet dans son mouvement, mais le calcul de l'axe de flexion/extension ou de rotation se fait automatiquement à partir du mouvement effectué. En effet, l'expérience a démontré qu'un mouvement actif engendre la contraction des muscles qui ont un impact sur le positionnement des capteurs à la surface de

la peau. Toutefois, une lacune de cette méthode, tel que mentionné par l'auteur, est que le mouvement de la rotation interne/externe de la hanche n'offre qu'une approximation de l'axe de rotation anatomique du genou. Il y a donc une différence entre les angles obtenus pour la rotation du genou, lorsque comparé à la méthode de référence, le système optique, qui détermine en utilisant des repères anatomiques l'axe de rotation du genou. De plus, la présence d'un examinateur est nécessaire pour assister le sujet dans ses mouvements, afin de limiter la contraction musculaire et d'assurer un mouvement dans le plan spécifié.

Pour contrer la difficulté d'exécuter un mouvement dans un seul plan, de plus en plus d'études s'orientent vers un calibrage basé sur des mouvements arbitraires. Ainsi, (Seel, Raisch et Schauer, 2014) proposent une technique d'analyse dans le but de laisser le patient libre de faire les mouvements avec lesquels il se sent à l'aise. Ils n'utilisent que les données de l'accéléromètre et du gyroscope. Toutefois, ils ne basent leur analyse que sur le plan de flexion/extension. Ceci leur permet d'utiliser des équations caractérisant un joint contraint et ainsi de résoudre les équations mathématiques associées et calibrer leur système.

1.3.2.3 Calibrage Technique

Une méthode de calibrage technique a été récemment développée par Palermo (2014). Cette méthode demande au sujet de faire un mouvement dans un plan précis, mais limite les mouvements et les rotations sur d'autres axes pouvant mener aux erreurs observées dans les autres méthodes de calibrage anatomiques ou fonctionnels (Palermo et al., 2014). Les positions utilisées pour le calibrage (voir Figure 1.5) sont les suivantes : -statique debout, statique assis et/ou statique couché. Dans ces positions, c'est la mesure de l'accélération gravitationnelle par l'accéléromètre qui est d'intérêt. Ils l'utilisent en fonction de la position du sujet pour définir la transformation entre le segment du fémur et du tibia vers leurs capteurs inertiels respectifs. Les équations (1.1) à (1.4) représentent le calcul de chaque axe de la matrice de passage entre les capteurs et leur segment pour le fémur (${}^{sf}R_{bf}^{MIMU}$). Les mêmes équations s'appliquent au tibia et à son capteur pour obtenir la matrice de passage appropriée (${}^{st}R_{bt}^{MIMU}$).

Tout d'abord, l'axe d'accélération gravitationnelle mesurée en position debout est considéré comme l'axe Z du repère technique.

$$ {}^{sf}Z_{bf}^{MIMU} = {}^{sf}Z_{bf}^{MIMUDebout} \tag{1.1} $$

Par la suite, cet axe Z combiné à celui mesuré lorsque la jambe est en angle (${}^{sf}Z_{gf}^{MIMUAngle}$) forment un plan dont la normale correspond à l'axe X. L'axe Y est le vecteur perpendiculaire à l'axe X et Z.

$$ {}^{sf}X_{bf}^{MIMU} = \frac{{}^{sf}Z_{bf}^{MIMU} \times {}^{sf}Z_{gf}^{MIMUAngle}}{\left| {}^{sf}Z_{bf}^{MIMU} \times {}^{sf}Z_{gf}^{MIMUAngle} \right|} \tag{1.2} $$

$$ {}^{sf}Y_{bf}^{MIMU} = {}^{sf}Z_{bf}^{MIMU} \times {}^{sf}X_{bf}^{MIMU} \tag{1.3} $$

$$ {}^{sf}R_{bf}^{MIMU} = \left[{}^{sf}X_{bf}^{MIMU} \quad {}^{sf}Y_{bf}^{MIMU} \quad {}^{sf}Z_{bf}^{MIMU} \right] \tag{1.4} $$

La méthode préconisée pour le calcul des angles au genou est le calcul de la matrice de rotation $\left({}^{bt}R_{bf}\right)$entre l'orientation du tibia ($ {}^{g}R_{bt}$) et du fémur $\left({}^{g}R_{bf}\right)$. Les orientations de chaque segment sont obtenues en appliquant la matrice de calibrage (équations (1.5) et (1.6)) au signal mesuré par les capteurs inertiels indépendamment pour chaque segment. Ces signaux calibrés sur l'orientation des segments sont ensuite utilisés pour calculer l'angle au genou (équation (1.7)).

$$ {}^{g}R_{bf} = {}^{g}R_{sf} * {}^{sf}R_{bf}^{MIMU} \tag{1.5} $$

$$ {}^{g}R_{bt} = {}^{g}R_{st} * {}^{st}R_{bt}^{MIMU} \tag{1.6} $$

$$^{bt}R_{bf} = \left(^{g}R_{bt}\right)^{T} * \ ^{g}R_{bf} \tag{1.7}$$

Bien que le calibrage consiste en un repère technique plutôt qu'anatomique, le positionnement des capteurs et les positions de calibrage nous permettent d'en ressortir une signification clinique. Ainsi, l'axe des Z est parallèle à l'axe gravitationnel, l'axe Y va vers l'avant du sujet et l'axe X est perpendiculaire au plan sagittal. Pour la hanche et la cheville, ils calculent les angles dans les trois plans. Toutefois, pour le genou, ils ne présentent que la flexion/extension. Ce n'est pas parce qu'ils ne pensent pas arriver à calculer avec précision les rotations en abduction et rotation tibiale, mais plutôt parce qu'ils considèrent qu'ils n'ont pas d'importance clinique.

Le principal avantage de cette méthode est qu'elle combine performance et facilité d'exécution. En effet, elle se base sur l'enregistrement de deux positions et ne requiert donc pas de mouvements trop précis, rapportant ainsi une précision en flexion/extension de 3° pour la marche (Palermo et al., 2014).

Figure 1.5 : Positions de calibrage
Tirée de (Palermo et al., 2014) et reproduite avec la permission d'Elsevier

1.3.2.4 Sommaire des résultats

Le tableau suivant présente un sommaire de différents aspects des méthodes de calibrage rapportées dans la revue de littérature. Une limite de la comparaison est que plusieurs études ne montrent que leurs résultats dans le plan sagittal, sous prétexte que les autres plans n'ont pas ou peu d'importance clinique. Une deuxième limite, telle que le présente le Tableau 1.1, est que les résultats sont de formats différents. Ainsi, certaines études présentent les erreurs moyennes, les erreurs maximales, les racines d'erreur quadratique moyenne (RMSE) ou les coefficients de corrélation.

Malgré tout, différents points peuvent être comparés afin de déterminer la méthode de calibrage la plus appropriée à ce projet. Tout d'abord, au niveau de la facilité d'exécution; une méthode optimale ne nécessiterait aucun équipement supplémentaire et permettrait au sujet d'effectuer le calibrage seul. Les systèmes requérant donc un deuxième système d'acquisition tel que les études de (Picerno, Cereatti et Cappozzo, 2008) et (Favre et al., 2010) ne seraient pas à prioriser dans le cadre de ce projet. Au niveau de la facilité d'exécution pour le sujet, les seules méthodes qui ne nécessitent aucune aide externe sont celles de (Palermo et al., 2014) et (Seel, Raisch et Schauer, 2014). Toutefois, (Seel, Raisch et Schauer, 2014) ne peuvent obtenir des angles que selon le plan de flexion/extension. Or, le but de ce projet est d'obtenir des angles selon tous les plans. De façon similaire, l'article de (Palermo et al., 2014) présente quantitativement les résultats seulement au niveau du plan de flexion/extension, toutefois, ils affichent tout de même les graphiques obtenus selon les autres plans. Ceci signifie que contrairement à la méthode de (Seel, Raisch et Schauer, 2014), il est possible d'obtenir les angles selon les plans d'abduction/adduction et de rotation interne/externe. Ainsi, la Figure 1.6 démontre que les angles obtenus au genou par la méthode de Palermo (2014) avec des capteurs inertiels (courbe grise) sont similaires à ceux obtenus lorsque leur repère technique est calculé en utilisant des repères anatomiques (courbe pointillée) et lorsque le repère anatomique standard de l'ISB(Wu et al., 2002) est utilisé (courbe noire). La seule différence se retrouve dans la présence d'un offset entre les courbes, offset qui peut être associé à la différence d'alignement normal entre des repères créés par les

différentes méthodes. Cet offset n'affecte en aucun cas la variabilité des données et peu plutôt être associé au désalignement entre les repères. En effet, comparer un repère technique basé sur des accélérations à des repères basés sur des points anatomiques ne peut pas donner un alignement parfait. Au niveau du plan sagittal, cette méthode de calibrage technique présente une corrélation très bonne de 0.98 avec le système optique et une variabilité moyenne absolue de 1.3^{o} entre les essais. Tel que présenté dans le tableau, toutes les méthodes de calibrage fournissant cette information présentent une aussi bonne répétabilité dans le plan en sagittal.

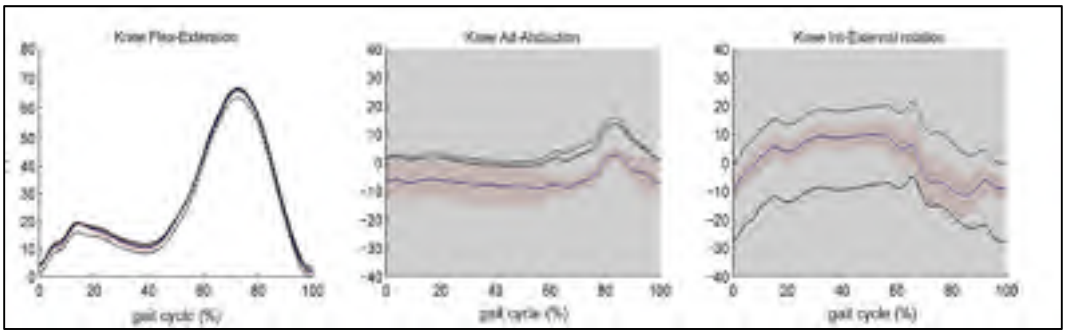


Figure 1.6 : (Palermo et al., 2014) Essai de marche obtenu à l'aide de capteurs inertiels auquel trois matrices de calibrage obtenues de méthodes différentes ont été appliquées et comparées.

Note pour la Figure 1.6:

Courbe grise: Calibrage de Palermo obtenu par capteurs inertiels et basé sur le repère technique.

Courbe pointillée : Des marqueurs réfléchissants sont placés sur les capteurs inertiels et sur le corps du sujet. Les axes créés par les repères anatomiques sont utilisés dans la définition du repère technique.

Courbe noire : Le calibrage utilisé est basé sur le repère anatomique standard obtenu selon la définition de l'ISB et à l'aide du système optique et des marqueurs réflectifs placés sur le sujet

Tableau 1.1 Comparaison des techniques de calibrage présentées dans la revue de littérature

		Détail	Résultats rapportés comparés à la référence			Nécessite une assistance	Équipement additionnel	Répétabilité Inter utilisateur
			sagittal	frontal	transverse			
ANATOMIQUE	Liu et al, 2011	Mesure à l'aide d'une règle les distances entre chaque capteur inertiel et le genou	0.94 (R) 2.52° (rms) 3.58° (emax)	0.95(R) 2.27°(rms) 3.20°(emax)	0.95(R) 2.13°(rms) 2.84°(emax)	Pour mesurer les distances des segments	Règle	-
	Favre et al, 2010	Un système électromagnétique pointe les repères anatomiques afin de les orienter par rapport aux capteurs inertiels	-	-	-	Pour pointer avec le système électromagné tique	Système électro-magnétique	**sagittal** 0.8°(offset) 0.99(CMC) **frontal** 0.3°(offset) 0.77(CMC) **transv** 0.5° (offset)) 0.95 (CMC)
	Picerno et al, 2008	Baguette munie d'un capteur inertiel ressort l'orientation de l'axe définit par la droite passant entre deux repères anatomiques.	Erreur moyenne (emoy) 1.9°	Erreur moyenne (emoy) 4.6°	Erreur moyenne (emoy) 6.3°	Pour pointer avec la baguette	-Baguette de calibrage - 3 capteurs inertiels	**Erreur RMS** sagittal : 0.2° frontal : 1.0° transverse : 4.9°
FONCTIONNEL	Favre et al, 2009	Mouvements de flexion/extension, abduction/adduction et rotation interne/externe	Coefficient de corrélation 1.00	Coefficient de corrélation 0.76	Coefficient de corrélation 0.85	Pour bouger le segment, sinon difficulté à rester dans le bon plan et contraction musculaire	Non	**sagittal** 0.8° (offset) 1.00 (CMC) **frontal** 0.4° (offset) 0.89 (CMC) **transverse** 0.6° (offset) 0.91 (CMC)
	Seel et al. 2014	Modèle mathématique permet au sujet de faire des mouvements arbitraires	RMSE 3.30°	-	-	Non	Non	-
TECHNIQUE	Palermo et al, 2014	Deux positions selon le plan sagittal. déterminent un repère technique.	R Pearson 0.981			Non	Non	Mean Absolute Variability 1.3°

1.4 Calcul d'angles

1.4.1 Résultats actuels de l'analyse du mouvement avec capteurs inertiels

Les études qui présentent des résultats pour l'analyse du mouvement à l'aide de capteurs inertiels présentent généralement seulement les angles obtenus selon le plan de flexion/extension. Le fait que les angles de rotation interne/externe et d'abduction/adduction ne soient pas présentés est expliqué généralement par leur faible signification clinique. En effet, toutes ces études collent les marqueurs directement sur la peau et l'erreur due au glissement de la peau par rapport aux os sous-jacents entache grandement ces deux mesures qui ne sont donc pas considérées. Ceci est dû à la faible amplitude de ces angles, mais aussi à la dérive et aux offsets (Palermo et al., 2014) liés à un désalignement du calibrage. Ce désalignement ne représente pas un mauvais calibrage, il représente simplement une définition du centre de rotation fonctionnel différente du centre de rotation physique déterminé par les systèmes optiques. Avec la possibilité de réduire ces artéfacts de mouvement grâce au harnais KneeKG, il est aujourd'hui pertinent de considérer les angles également dans le plan frontal (abduction/adduction) et transverse (rotation tibiale) tout en utilisant des capteurs inertiels.

Bien que cette revue de littérature tente de comparer les différentes méthodes d'analyse de mouvement développées à ce jour, la variabilité des études nuit à la comparaison des techniques. En effet, une première variabilité se situe au niveau des mouvements d'analyse. Certaines études calculent les erreurs au niveau des angles durant la marche, d'autres durant un saut. De plus, une deuxième cause de variabilité vient de l'analyse des résultats. Ainsi, le calcul d'erreur se fait parfois par le calcul du coefficient de corrélation et d'autre fois par le calcul de la racine de l'erreur quadratique moyenne (RMSE) ou l'erreur moyenne et la déviation moyenne absolue. Ce manque de standardisation nuit à la comparaison des données et ainsi à l'évaluation des technologies inertielles. Pour finir, certaines études calculent l'erreur entre le repère obtenu par la méthode de calibrage choisie et le repère anatomique adopté par l'ISB(Wu et al., 2002). Or, comme ces derniers obtiennent leur repère à l'aide de positions anatomiques, il n'est pas possible par une technique fonctionnelle d'obtenir

exactement le même repère ce qui cause des différences d'interprétation des mesures par capteurs inertiels sans toutefois être une réelle limite de cette technologie (Palermo et al., 2014).

CHAPITRE 2

PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS

2.1 Problématique

Malgré leur faible coût et les possibilités de mobilité qu'offrent les systèmes inertiels, ces derniers ne présentent toujours pas de résultats les rendant assez précis et fiables pour l'analyse du mouvement dans le domaine de la santé.

Tout d'abord, les systèmes inertiels composés de magnétomètres sont connus pour être perturbés par l'environnement de test (de Vries et al., 2009). Pour cette raison, des capteurs inertiels ont été conçus uniquement à l'aide d'accéléromètres et de gyroscopes, afin de ne pas être influencés par les perturbations magnétiques. Toutefois, ces capteurs ont un problème de dérive bien connu qui nuit à la précision des données au fil du temps (Luinge et Veltink, 2005). Certains manufacturiers développent donc des capteurs inertiels composés de magnétomètres qui théoriquement ne seraient pas affectés par les perturbations liées à l'environnement grâce à des algorithmes rigoureux (Luinge et Veltink, 2005). À ce jour, les études en ce sens ne sont toutefois pas nombreuses pour l'analyse du mouvement du genou.

Un autre problème affectant la précision des capteurs inertiels pour l'analyse de la marche est la différence engendrée par le calibrage entre les systèmes de mesure. En effet, le but du calibrage est d'aligner le repère du système de mesure sur les axes de l'articulation. Or, les techniques actuelles requièrent différents mouvements effectués par le sujet afin de retrouver soit des axes, des orientations ou des positions et en déduire le repère de l'articulation. Les nombreux mouvements requis nécessitent souvent un positionnement précis des capteurs (Cutti et al., 2010), la présence d'une aide pour s'assurer que la contraction musculaire ne déplace pas le capteur (Favre et al., 2009) et peuvent être affectés par toutes variations au mouvement prévu (Palermo et al., 2014). De plus, certaines méthodes assument une position debout au départ avec un alignement parfait du fémur et du tibia et ignorent ainsi les possibilités de varus/valgus physiologique du sujet. L'accumulation de ces problèmes lors du

calibrage mène à un désalignement entre le repère de l'articulation et celui obtenu par le système inertiel, augmentant ainsi l'erreur de mesure pour l'analyse de la marche.

Le troisième problème pour l'analyse de la marche à l'aide des systèmes inertiels est le manque de standardisation dans la présentation des résultats. En effet, certaines études présentent leurs données brutes, alors que d'autres ne présentent que les résultats ayant été passés dans un algorithme de correction, sans toutefois préciser le type de correction appliqué. Aussi, la plupart des études ne présentent que les résultats dans le plan sagittal du genou, soit le plan avec la plus grande amplitude de mouvement(Palermo et al., 2014). Ce plan est celui qui donne presque dans tous les cas de bons résultats, alors que les plans transverse et frontal sont plus erratiques étant donné leur plus faible amplitude (entre 10 et 20 degrés à la marche).

2.2 Objectifs

L'objectif principal de ce projet est d'évaluer la faisabilité de l'utilisation des capteurs inertiels pour analyser les angles du genou dans un référentiel compréhensible pour les cliniciens et de valider la méthode à l'aide du système optique. Cet objectif est séparé en trois sous-objectifs, qui vont comme suit :

Sous-objectif 1 : Évaluer si la mesure inhérente aux systèmes (inertiel et optique) est la même en analysant globalement le mouvement dans l'espace par la méthode des angles de rotation autour de l'axe hélicoïdal.

Sous-objectif 2 : Développer une représentation clinique du mouvement du genou à l'aide de capteurs inertiels.

Sous-objectif 3 : Valider les angles obtenus au genou à l'aide de capteurs inertiels.

CHAPITRE 3

COMPARAISON DU MOUVEMENT

Comparer des systèmes d'acquisition différents peut être ardu puisque les résultats comparés ne sont pas du même type. Ainsi, le système inertiel et le système optique fournissent des données différentes, soit des données d'orientation spatiale et des données de position respectivement ; le système inertiel se crée un repère local par rapport aux axes gravitationnels et magnétiques de la Terre, alors que le système optique crée un repère défini par l'utilisateur comme un point d'origine dans le volume d'acquisition. Étant donné cette différence et le fait que le système optique est utilisé pour valider le système inertiel, il est important de s'assurer que le mouvement détecté par ces deux systèmes est comparable. Tel que spécifié par le théorème de Chasles, comme il n'existe qu'un seul angle de rotation autour de l'axe hélicoïdal pour représenter le mouvement d'un corps rigide dans l'espace, l'axe hélicoïdal est la méthode de choix pour comparer les données obtenues par les deux systèmes. De plus, comme la littérature rapporte des perturbations électromagnétiques des systèmes inertiels composés de magnétomètres, ce chapitre analyse également la perturbation magnétique des capteurs inertiels APDM puisque cela pourrait influencer la validité des angles obtenus au genou.

3.1 Méthodologie

Seul l'angle de rotation autour de l'axe hélicoïdal est évalué dans ce qui suit pour comparer les deux systèmes. En effet, le vecteur directeur dépend du repère dans lequel les mesures ont été obtenues. Toutefois, l'angle de rotation est indépendant du repère et est donc similaire entre deux systèmes mesurant des données semblables.

3.1.1 Calculs mathématiques

Le concept mathématique utilisé afin de comparer le système inertiel au système optique consiste à évaluer le changement d'orientation entre chaque instant du signal. Ainsi, l'angle de rotation autour de l'axe hélicoïdal est calculé entre chaque instant, indépendamment du repère.

Pour ce faire, le calcul suivant est appliqué aux matrices de transformations entre chaque instant de l'acquisition du système inertiel et ensuite du système optique (représenté par A) :

$$A_{i-1} * x = A_i \tag{3.1}$$

$$x = (A_{i-1})^{-1} * A_i \tag{3.2}$$

Une fois le changement d'orientation calculé pour chaque instant et chaque système, les matrices de transformation sont converties en quaternion (Diebel, 2006). De par leur définition, les quaternions sont composés d'une partie scalaire correspondant à l'angle de rotation (Q_θ) et la seconde partie vectorielle qui correspond à l'axe d'orientation (Q_x; Q_y; Q_z).

$$Q = [Q_\theta; Q_x; Q_y; Q_z] \tag{3.3}$$

Il est possible d'extraire la composante rotationnelle du quaternion, qui correspond à l'angle de rotation (θ en degrés) autour de l'axe hélicoïdal en utilisant l'équation suivante :

$$\theta = 2 * \mathrm{acos}(\, Q_\theta \,) \tag{3.4}$$

3.1.2 Acquisitions

Afin de comparer les données mesurées à l'aide du système inertiel et du système optique des acquisitions de squat ont été effectuées. Ces mêmes acquisitions ont ensuite été utilisées afin

d'évaluer la perturbation magnétique ressentie par les capteurs inertiels. Dans tous les cas, un montage de capteurs inertiels (Opal, APDM^{MC}) sur un harnais (KneeKG^{MC}, Emovi Inc.) est placé sur le sujet (Figure 3.1). Le harnais est également composé de marqueurs réflectifs détectés par un système de douze caméras VICON, positionnés sur une plaque tibiale et une insertion fémorale. Le sujet effectue ensuite la série d'acquisitions suivantes :

1. Acquisition debout immobile
2. Acquisition de squats débutant debout au même endroit
3. Répétition de l'étape 1 et 2 deux autres fois pour un total de trois séries d'acquisitions debout suivies de squat
4. Acquisition de squat près du tapis roulant éteint
5. Acquisition de squat près du tapis roulant allumé à vitesse nulle
6. Acquisition de squat près du tapis roulant allumé à vitesse de 1m/s.

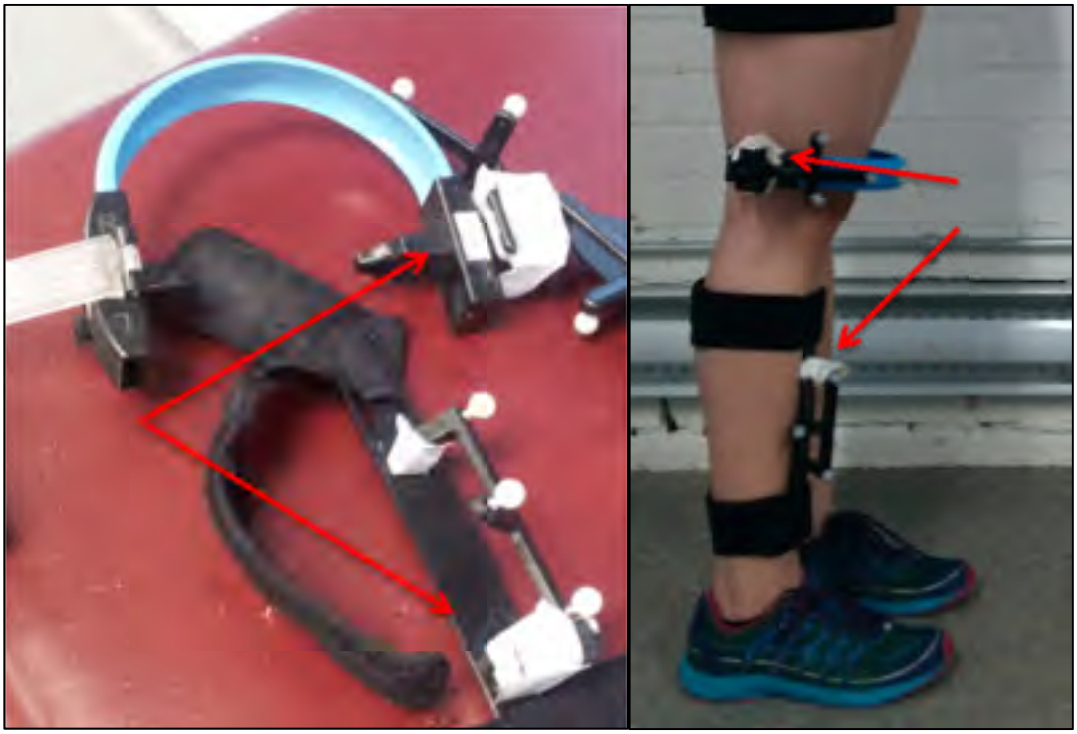


Figure 3.1: Disposition des capteurs inertiels sur les marqueurs réflectifs du KneeKG
Note : Les flèches rouges pointent vers les deux capteurs inertiels

3.2 Résultats

3.2.1 Axe hélicoïdal

Les angles de rotation entre chaque position ont été calculés sur un essai de squat pour le système inertiel et le système optique au tibia et au fémur. Les figures suivantes (Figure 3.2 et Figure 3.3) représentent cet angle en degrés. Tel qu'il est possible de constater, les angles sont très similaires entre les deux systèmes avec une erreur moyenne de 3.9e-04° pour le tibia et 5.2e-04° pour le fémur et respectivement des coefficients de corrélation de 0.99 et 0.97 entre l'optique et l'inertiel. La p-value inférieure à 0.0001 indique que le coefficient de corrélation de Pearson obtenu est significativement représentatif de la relation entre le système APDM et VICON.

Tableau 3.1 Résultats de la comparaison des angles du mouvement hélicoïdal

Segment	Erreur moyenne	Coefficient de corrélation de Pearson	p value
Tibia	3.9e-04°	0.99	< 0.0001
Fémur	5.2e-04°	0.97	< 0.0001

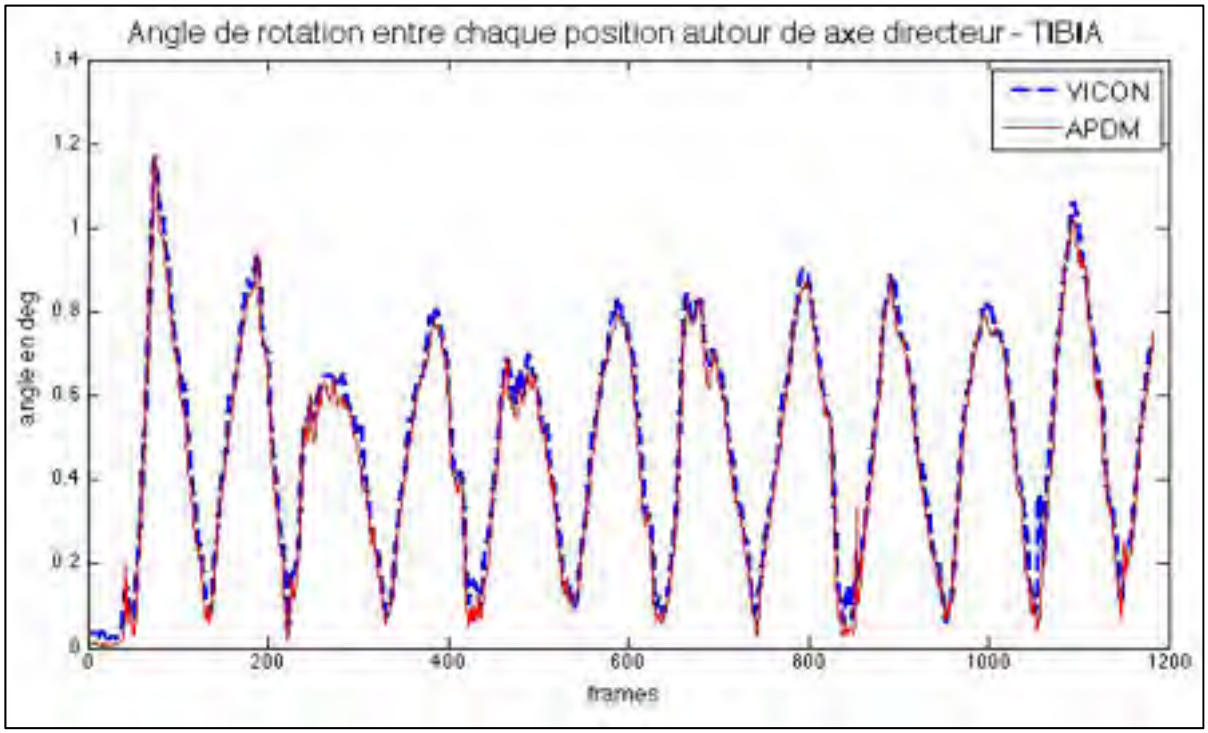


Figure 3.2: Angle de rotation autour de l'axe hélicoïdal - Tibia

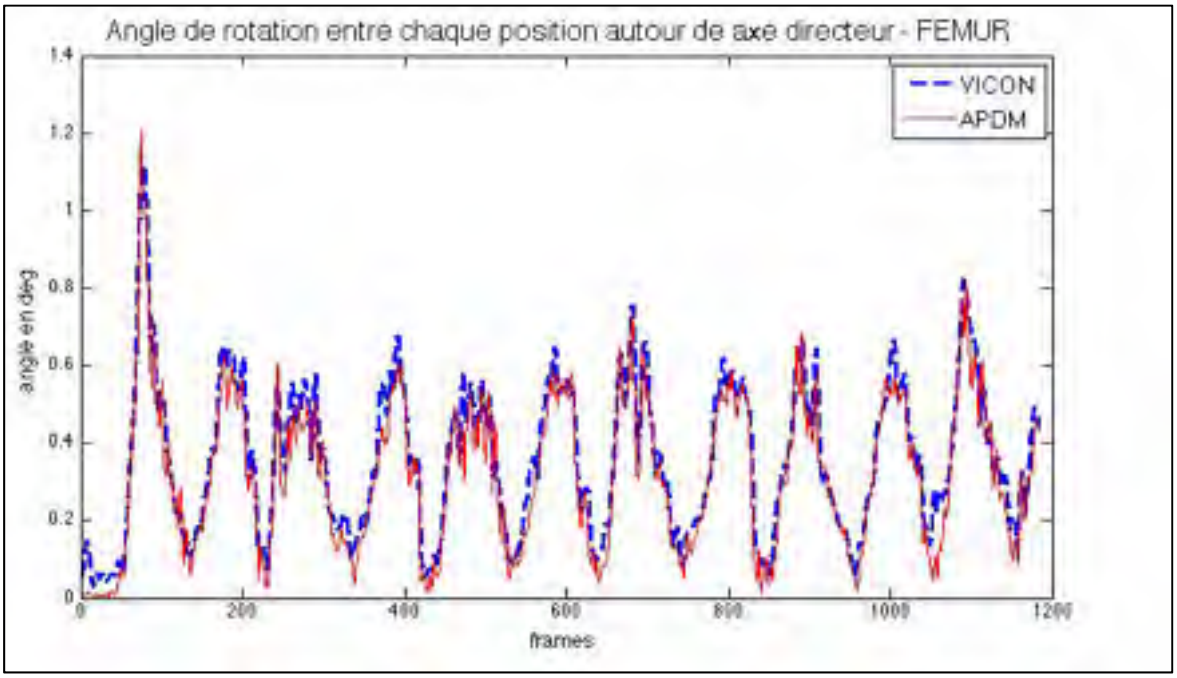


Figure 3.3: Angle de rotation autour de l'axe hélicoïdal – Fémur

3.2.2 Perturbation Magnétique

Le Tableau 3.2 présente les valeurs du magnétomètre dans le temps pour une acquisition debout (Figure 3.4 graphique de gauche), suivie par une acquisition de squat au même endroit débutant debout (Figure 3.4 graphique de droite). Le premier instant immobile de chaque acquisition est comparé pour chaque axe des magnétomètres. Cet instant est encerclé en rouge à titre représentatif sur les graphiques de la Figure 3.4. Des différences inférieures de 3.9% et 1.3% sont enregistrées entre les deux acquisitions pour les axes X et Z, alors qu'une différence de 19.2% est présente selon Y.

Tableau 3.2 Comparaison de la valeur du champ magnétique de deux acquisitions successives évaluées sur la position debout de départ

	Valeur du champ magnétique en position debout		
	X (µT)	Y (µT)	Z (µT)
Debout 1	76.0	-26.4	-82.6
Squat 1	73.1	-31.5	-81.5
Différence (%)	3.9	19.2	1.3

Note : Différence (%) = |Debout1-Squat1|/|Debout1|*100

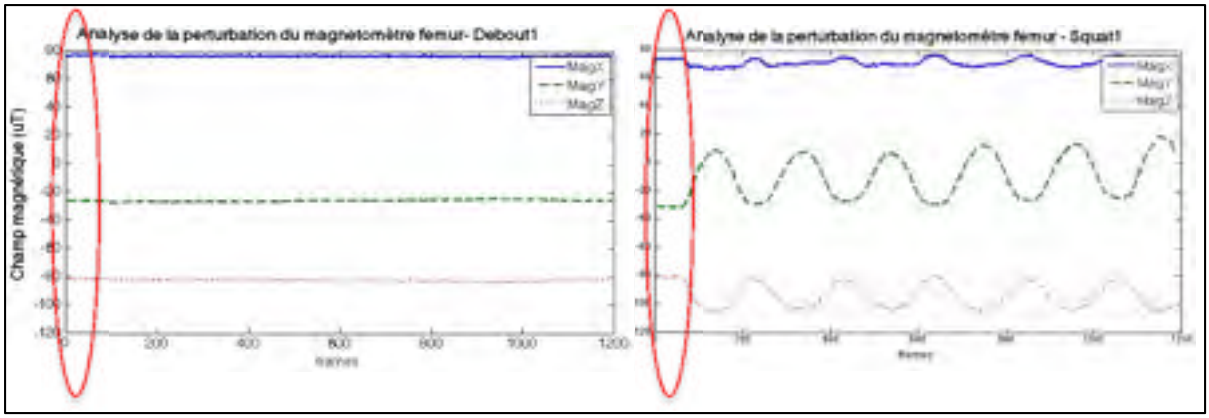


Figure 3.4 : Comparaison du champ magnétique debout pour deux acquisitions successives
Note : Le cercle rouge représente la partie debout immobile qui est utilisée dans l'analyse de la perturbation magnétique

Afin de savoir si le champ magnétique peut varier dans le temps pour un même endroit dans l'espace, l'acquisition debout, suivie du squat a été effectuée trois fois et ces résultats ont été analysés. La différence entre cette analyse et la précédente est que les acquisitions comparées ont un délai et d'autres acquisitions entre elles; elles ne sont pas successives. Ainsi, en comparant l'acquisition debout de la série 1 à celle de la série 3 (Figure 3.5), il est possible de constater que les résultats du Tableau 3.3 sont encore similaires pour tous les axes du magnétomètre avec une différence maximale de 6.4% sur l'axe Y entre les deux acquisitions debout. Ce dernier ne varie donc pas dans le temps pour une même position.

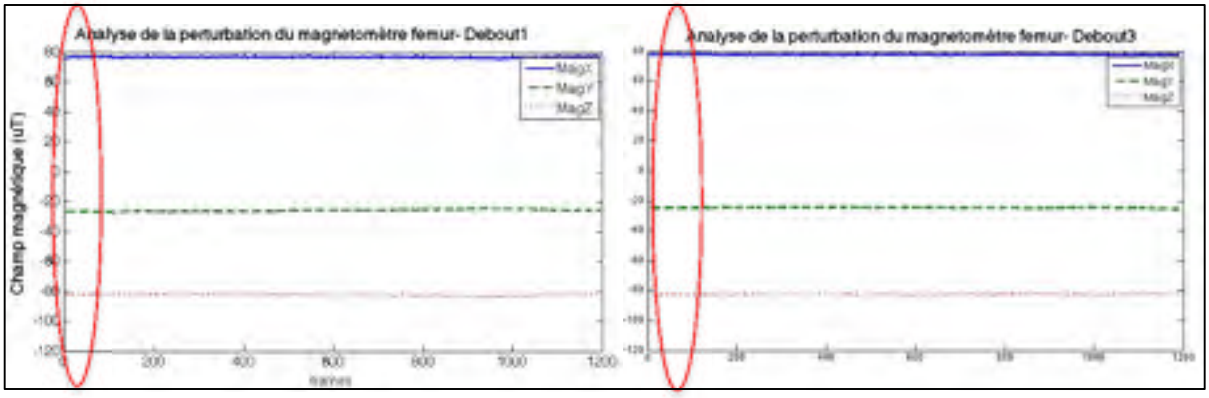


Figure 3.5 : Comparaison du champ magnétique entre deux acquisitions, non successives
Note : Le cercle rouge représente la partie debout immobile qui est utilisée dans l'analyse de la perturbation magnétique

Tableau 3.3 Comparaison du champ magnétique entre deux acquisitions au même endroit, non successives

	Valeur du champ magnétique en position debout		
	X (µT)	Y (µT)	Z (µT)
Debout 1	76.0	-26.4	-82.6
Debout 3	77.3	-24.7	-82.9
Différence (%)	1.7	6.4	0.4

Par la suite, nous avons voulu savoir si la proximité d'une activité électrique pouvait nuire aux capteurs et donc au mouvement détecté. Le Tableau 3.4 montre encore une fois que les valeurs de champ magnétique obtenues, malgré les changements d'état du tapis roulant ont une différence minime en X et Z avec respectivement une différence de 1.9% et 2.8%. Toutefois, l'axe Y présente encore la différence la plus élevée avec 15.6% de variation du champ magnétique.

Tableau 3.4 Comparaison de l'effet de l'activité électrique, sur le champ magnétique détecté

	Valeur du champ magnétique en position debout fémur		
	X	Y	Z
Tapis éteint (µT)	25.2	29.7	-72.4
Tapis allumé (0 m/s) (µT)	24.1	28.9	-73.1
Tapis allumé (1 m/s) (µT)	21.9	32.2	-70.3
Variation max (%)	13.1	10.2	3.8

Note :Variation max= (max(Squat(1 :3))-min(Squat(1 :3)))/max(Squat(1 :3))*100

3.3 Discussion

Le calcul de l'axe hélicoïdal permet de démontrer que le changement d'orientation ressenti par les capteurs inertiels et celui mesuré par le système VICON sont similaires. En effet, sur une amplitude d'environ 1°, une erreur de l'ordre de 10^{-4} représente une différence négligeable. De plus, les coefficients de corrélation élevés, respectivement pour le tibia et le fémur de 0.99 et 0.97 renforcent l'hypothèse selon laquelle les mouvements détectés sont les mêmes. Basé sur ces résultats, il est possible de conclure que le mouvement ressenti par le système inertiel APDM est le même que celui perçu par le système optique VICON.

De plus, les différentes acquisitions et analyses effectuées démontrent que le magnétomètre du système inertiel n'est pas affecté outre mesure par les perturbations électromagnétiques dans le temps pour une même position sur l'axe X et Z avec respectivement un maximum de différence de 3.9% et 1.3%. Toutefois, ce n'est pas le cas de l'axe Y. En effet, l'analyse des données démontre qu'entre deux acquisitions successives effectuées au même endroit et dans les mêmes conditions, la différence la plus élevée détectée est de 19.2% selon l'axe Y. Cette différence peut être expliquée par les légers mouvements et changements d'orientation possibles dus au débalancement du patient entre les acquisitions et au repositionnement de ce dernier. De plus, tel que l'illustre la Figure 3.6, l'axe Y correspond de façon approximative à l'axe d'abduction/adduction du genou en vert. Or, il est possible que le sujet ait eu de la difficulté à reproduire la position debout selon cet axe principalement. D'après l'anatomie du genou, celui-ci est bloqué en flexion (représenté par l'axe X) et rotation (représenté par l'axe Z). La position du sujet ne devrait donc pas avoir d'influence sur ces deux axes. L'axe d'abduction/adduction peut quant à lui être influencé par autre chose que la position fixe du genou. Ainsi, la répartition du poids sur les pieds est importante au niveau de la recherche d'équilibre du sujet et peut résulter en un léger changement d'angle d'abduction au niveau du genou. Par exemple, des pieds qui s'affaissent vers l'intérieur peuvent mener à un valgus, alors que de ramener son poids vers l'extérieur du pied peut se traduire en varus, ce qui peut expliquer la variabilité observée.

Lorsque l'on analyse la perturbation liée à l'activité électrique environnante (allumage du tapis), les résultats sont similaires aux précédents, c'est-à-dire que les axes X et Z montrent des variations de faible amplitude (1.9% et 2.8%) et qu'en Y cette erreur est équivalente à ce qui avait été mesuré précédemment (15.6%). Nous pouvons ainsi conclure que l'erreur en Y est liée à la recherche d'équilibre en position debout immobile et que les capteurs ne sont pas affectés par le champ électromagnétique environnant.

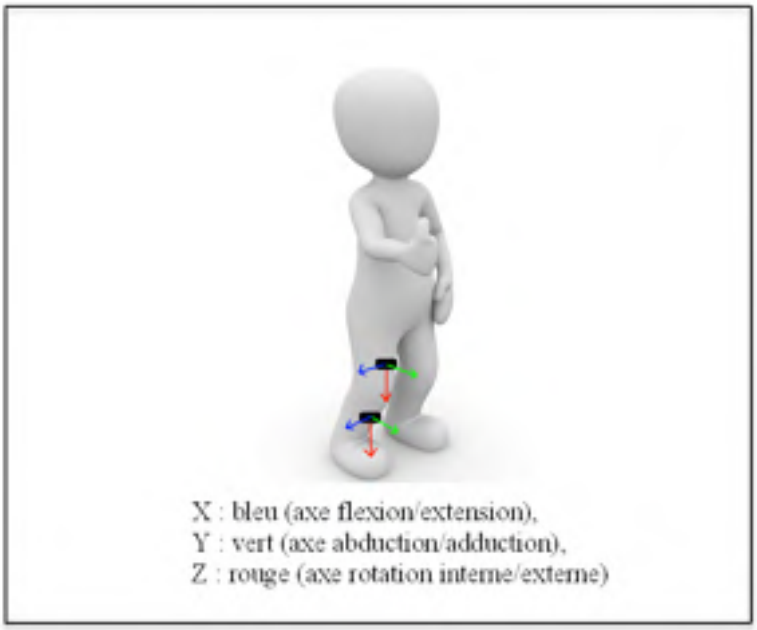


Figure 3.6 : Système d'axes du capteur inertiel

CHAPITRE 4

CALIBRAGE

Obtenir des angles entre deux capteurs inertiels ne suffit pas pour analyser la biomécanique du corps humain. Pour comprendre les données ressorties, il est important que ces dernières aient une signification clinique. Le calibrage est donc nécessaire afin d'associer le système d'axe de chaque capteur au système d'axe du segment du corps. Cette section présente le calibrage choisi parmi ceux présentés dans la revue de littérature.

4.1 Choix du calibrage

Les trois types de calibrage présents dans la littérature pour l'analyse du mouvement sont les calibrages anatomique, fonctionnel et technique. Pour rappel, un calibrage anatomique se fie sur des repères anatomiques pour calculer le système d'axe du segment et l'associer au capteur inertiel. La méthode fonctionnelle associe plutôt le système d'axe du capteur à celui de mouvements fonctionnels de l'articulation d'intérêt. Quant au calibrage technique, il associe le repère des capteurs inertiels à un repère fixé théoriquement.

La technique de calibrage choisie suite à la revue de littérature au CHAPITRE 1 et à l'analyse du Tableau 1.1 est la méthode présentée par l'équipe de Palermo(2014). En plus des avantages énoncés précédemment, de par le fait que les acquisitions soient statiques et non des mouvements effectués par le sujet, certaines lacunes des techniques d'acquisition dynamiques sont évitées. Par lacunes, nous faisons référence à la difficulté de certains patients à reproduire de façon fidèle le même mouvement, mais également au fait que la condition des patients les empêche parfois tout simplement d'effectuer le mouvement de la bonne façon, nuisant ainsi au calibrage (Palermo et al., 2014).

4.2 Méthodologie

4.2.1 Modifications apportées à la méthode de Palermo(2014)

La technique de Palermo(2014) est basée sur l'acquisition d'une position debout obligatoire et le choix parmi les deux positions suivantes : jambe en angle ou jambe allongée lorsque le sujet est couché. Pour ce projet, il a été décidé de prendre une position debout, suivie d'une position avec la jambe posée sur un bloc de façon à reproduire la position en angle proposée par Palermo(2014). Cette variante avait pour but de simplifier l'acquisition étant donné les ressources disponibles, sans toutefois trop modifier la méthode de Palermo(2014). Les positions prises dans ce projet sont affichées dans la Figure 4.1.

Figure 4.1: Positions prises durant le calibrage

4.2.2 Mathématiques associées au calibrage

Le principe de ce calibrage est d'utiliser les informations données par l'accéléromètre et de créer un repère technique indépendant et spécifique à chaque capteur.

Pour ce faire, la valeur d'accélération mesurée en position debout par le capteur est enregistrée. Cette valeur permet de définir l'axe Z du repère technique. Ensuite, le sujet élève sa jambe en extension sur le bloc. Basé sur le fait qu'il ne bouge sa jambe que dans le plan sagittal, un deuxième axe Z en angle est obtenu avec la jambe qui fait un angle avec la verticale. Le plan formé par ces deux axes Z permet de calculer un vecteur normal à la surface et de créer ainsi l'axe X du repère technique. Pour finir, l'axe Y technique est calculé comme l'axe perpendiculaire à l'axe X et l'axe Z.

$$AxeZ_{DEBOUT} = Accélération\ en\ Z\ en\ position\ debout \tag{4.1}$$

$$AxeZ_{PROJECTION} = Accélération\ en\ Z\ en\ jambe\ en\ angle \tag{4.2}$$

$$AxeZ = AxeZ_{DEBOUT} \tag{4.3}$$

$$AxeX = AxeZ_{DEBOUT} \text{ x } AxeZ_{ANGLE} \tag{4.4}$$

$$AxeY = AxeZ \text{ x } AxeX \tag{4.5}$$

Les trois axes obtenus sont ensuite combinés pour donner la matrice de transformation entre le repère global du capteur inertiel et le repère local technique du segment.

$$Mtransfo_{segment} = [AxeX\ , AxeY\ , AxeZ] \tag{4.6}$$

Le calibrage est ensuite appliqué au signal initial afin de le recaler sur son segment ($Signal_{calibré}$). Une séquence XY'Z'' mobile est ensuite utilisée afin de calculer les angles d'Euler entre le tibia et le fémur. L'axe X correspond à l'axe de Flexion/Extension, Y à l'axe d'abduction/adduction et l'axe Z à l'axe de rotation interne/externe.

$$Signal_{calibré} = Signal_{initial} * Mtransfo_{segment} \tag{4.7}$$

4.3 Résultats

4.3.1 Répétabilité des mouvements de calibrage

La répétabilité du calibrage est évaluée en comparant le repère créé pour trois séries successives de calibrage. Théoriquement, un calibrage répétable devrait donner un repère invariable. La Figure 4.2 présente les repères obtenus en comparant le calibrage 1 aux calibrages 2 et 3 pour le fémur et la Figure 4.3 pour le tibia. Le Tableau 4.1, quant à lui, présente la différence entre chaque axe du repère créé par le calibrage 1 lorsque comparé à ce même axe obtenu pour les acquisitions de calibrages 2 et 3. L'angle obtenu représente l'angle tridimensionnel entre les axes X, Y et Z définis par chaque calibrage.

Tableau 4.1 Différence entre chaque axe créé par les calibrages

	Fémur			Tibia		
Repère	Axe X (deg)	Axe Y (deg)	Axe Z (deg)	Axe X (deg)	Axe Y (deg)	Axe Z (deg)
Repères 1 et 2	4.9	5.2	1.8	17.6	18.4	5.9
Repères 1 et 3	4.2	4.8	3.1	24.9	24.8	4.0

Les résultats obtenus démontrent que la différence au niveau de l'axe Z est la plus faible avec pour le fémur une différence maximale de 3.1^{o} entre les axes obtenus. Pour les axes X et Y, la différence maximale est respectivement de 4.8^{o} et 5.2^{o}. La même tendance s'observe au tibia ; la différence au niveau de l'axe Z est la plus faible avec un maximum de 5.9^{o}, alors que X et Y vont respectivement jusqu'à 24.9^{o} et 24.8^{o} de différence entre les axes créés.

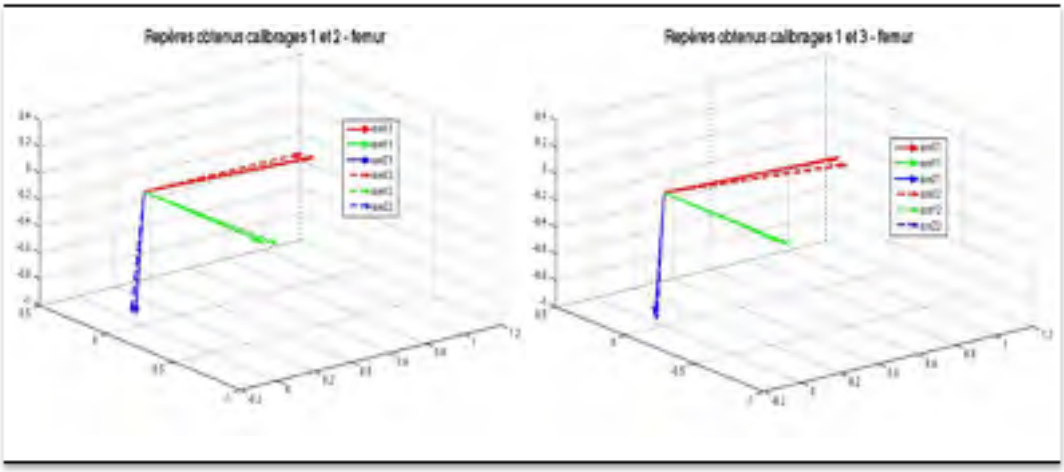


Figure 4.2: Graphiques comparant la répétabilité du calibrage – fémur

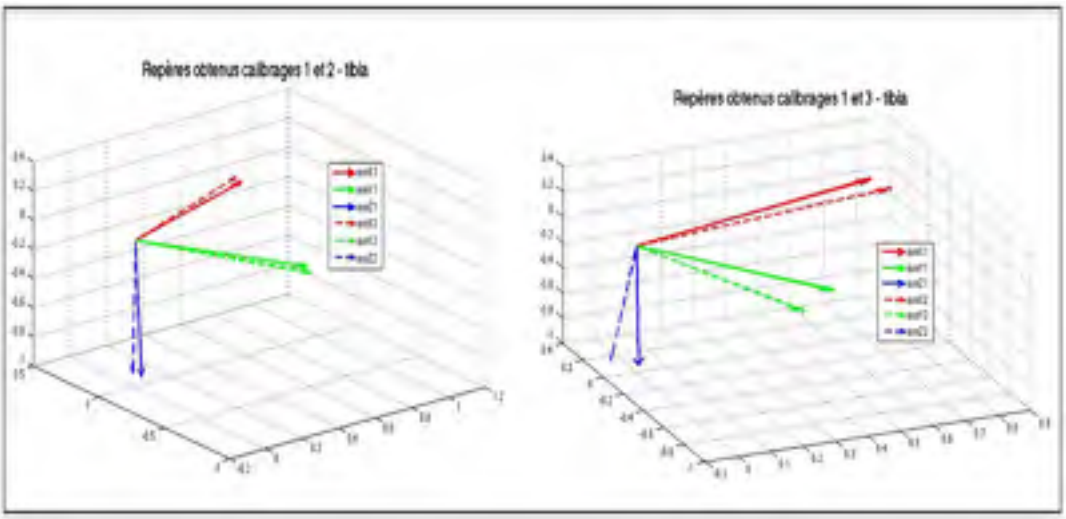


Figure 4.3 : Graphiques comparant la répétabilité du calibrage - tibia

4.3.2 Influence de la variabilité du calibrage sur les angles finaux

L'analyse de la répétabilité dans la section précédente a démontré une variabilité dans les repères créés par le calibrage. Cette section-ci consiste en l'évaluation de l'impact de cette variabilité sur les angles au genou. En d'autres termes, il est question d'évaluer à quel point quelques degrés de différence entre les repères créés au moment du calibrage affectent les angles finaux obtenus au genou. Toutefois, comme chaque calibrage est indépendant du segment, cette section évalue individuellement les angles du fémur et du tibia par rapport au repère global des capteurs inertiels. Les angles finaux au genou seront analysés par la suite. Pour ce faire, les différents calibrages obtenus par les trois séries sont appliqués à un même essai de squat et la différence en angle générée selon les trois axes est calculée pour cet essai pour chaque segment.

On compare donc comme dans l'analyse précédente, les résultats obtenus avec les calibrages 2 et 3 à ceux obtenus par le calibrage 1. Le Tableau 4.2 présente ces angles qui sont très similaires, avec toutefois un offset au niveau de l'axe des Z entre les calibrages 1 et 2 ([-5.0 $\pm$0.1] degrés). Les résultats dans ce tableau illustrent toutefois qu'entre le calibrage 1 et 3, les angles obtenus sont semblables avec une différence moyenne ne dépassant pas [1.8 $\pm$ 0.01] degrés.

Tableau 4.2 Résultat de la différence engendrée par différents calibrages– fémur

	Fémur [Différence moyenne ± écart-type]		
Repère	X (deg)	Y (deg)	Z (deg)
Différence 1 et 2	[-1.8 ± 0.01]	[-0.3 ± 0.1]	[-5.0 ± 0.1]
Différence 1 et 3	[-2.7 ± 0.05]	[-1.3 ± 0.1]	[4.1 ± 0.1]

Le tibia présente, quant à lui, (Tableau 4.3) des différences très élevées pour l'axe des X. Toutefois, la Figure 4.4 présente deux pics qui expliquent cette différence très élevée. Ces pics sont associés à des erreurs de calcul lorsque les angles se rapprochent de $\pm$ 180° ; une indétermination de la polarité peut alors avoir lieu ce qui résulte en les bonds de 180° visibles sur le graphique. En ignorant ces pics, c'est respectivement 3.5^{o} et 6° de différence qui est obtenu en comparant aux calibrages 2 et 3. L'axe Y a encore une fois une faible différence entre les calibrages.

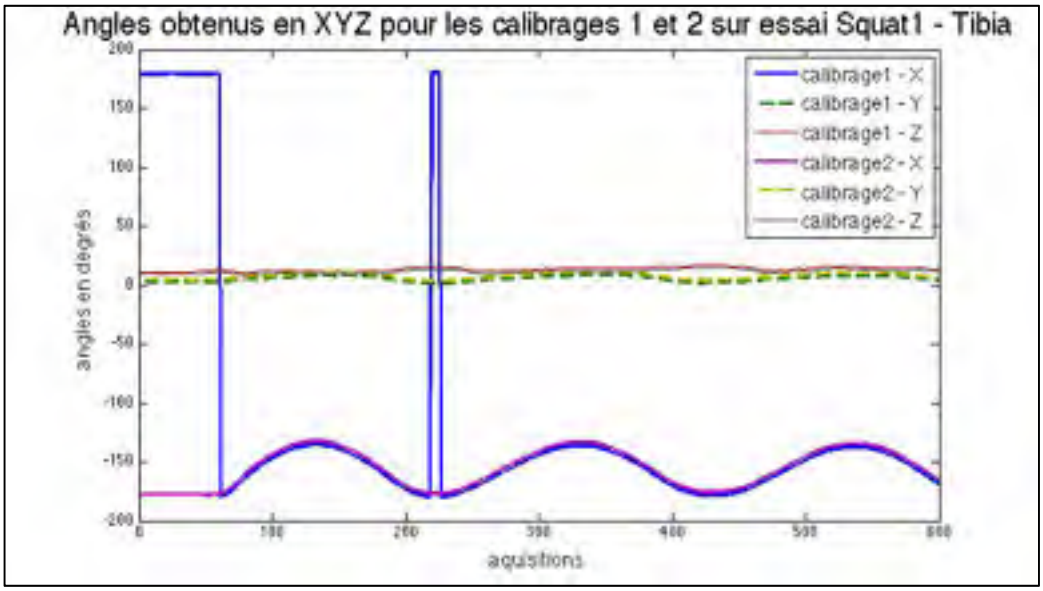


Figure 4.4 : Angles du TIBIA par rapport au repère global obtenus par le calibrage 1 et 3 appliqués à l'essai1

Tableau 4.3 Résultat de la différence engendrée par différents calibrages– tibia

	Tibia [moyenne ± écart-type]		
Repère	X (deg)	Y (deg)	Z (deg)
Différence 1 et 2	[-36.3 ± 112.7]	[-2.1 ± 0.1]	[-2.2 ± 0.1]
Différence 1 et 3	[-32.7 ± 112.7]	[-0.4 ± 0.2]	[-5.8 ± 0.3]

Ces résultats ne sont toutefois que représentatifs de l'angle entre le repère global et un segment à la fois. Afin d'avoir une meilleure compréhension clinique du résultat, l'angle entre le fémur et le tibia est également comparé en fonction des calibrages 1, 2 et 3, tel que présenté dans la Figure 4.5.

Les différences ressorties par le Tableau 4.4 démontrent que l'axe des Z a une différence d'angles au genou maximale de 2.7^{o}. Au niveau des axes X et Y, la différence entre le calibrage 1 et 2 est respectivement inférieure à 1° et 5°. Pour la comparaison avec le calibrage 3, on observe une différence plus élevée en X à 9.6^{o} et moins de 1° en Y.

Tableau 4.4 Résultat de la différence engendrée par différents calibrages sur les angles au genou

	Angles au genou [moyenne ± écart-type]		
Repère	X (deg)	Y (deg)	Z (deg)
Différence 1 et 2	[0.9± 0.1]	[5.0 ± 1.8]	[1.4 ± 1.3]
Différence 1 et 3	[9.6 ± 0.1]	[-0.4 ± 1.6]	[2.7 ± 0.6]

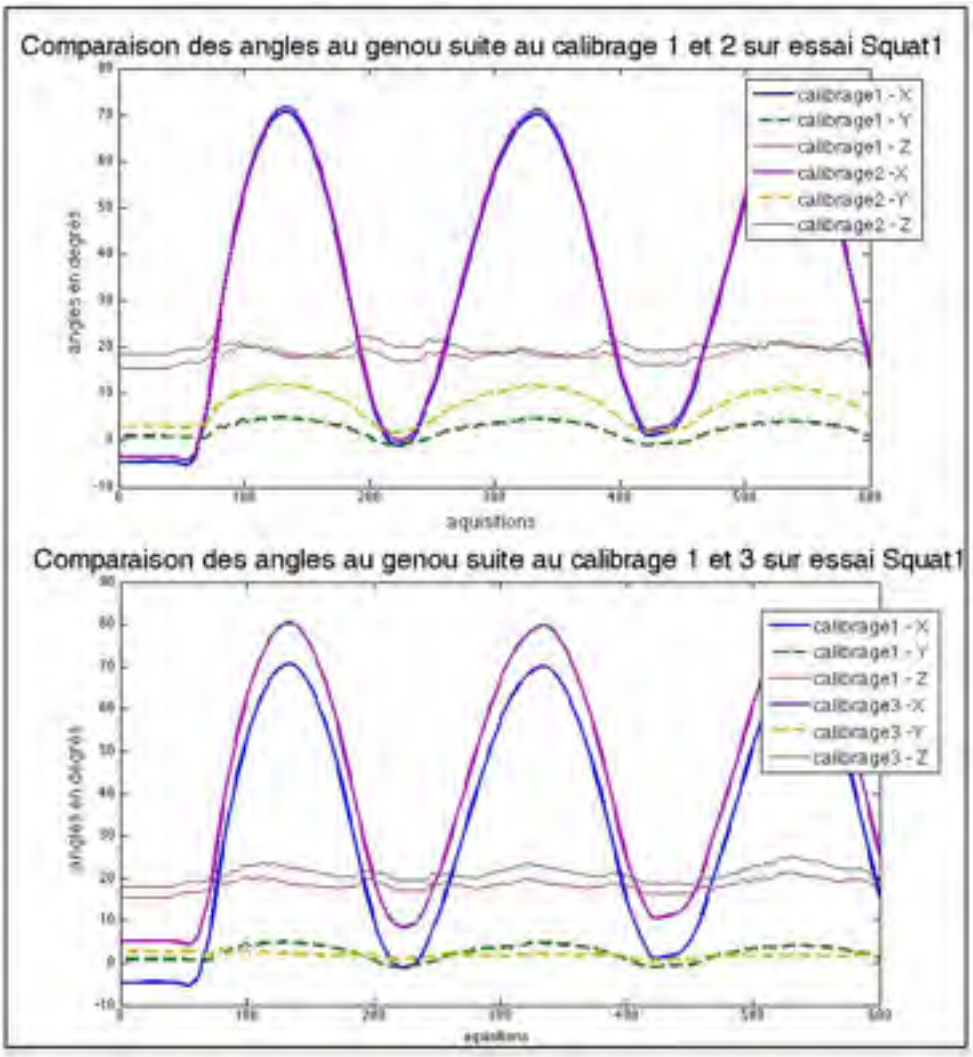


Figure 4.5 : Angles au genou comparés pour le calibrage 1 avec les calibrages 2 et 3 sur essai de Squat1

4.4 Discussion

4.4.1 Répétabilité des mouvements de calibrage

La comparaison des repères créés par le calibrage de Palermo(2014) a permis d'évaluer la répétabilité de ce dernier. Le calibrage est considéré répétable lorsque les systèmes d'axes X, Y et Z créés se superposent. Donc, plus l'erreur est faible, meilleure est la répétabilité. Au niveau du fémur, le calibrage est surtout répétable selon l'axe Z. En effet, ce dernier présente une erreur maximale de 3.1^{o} entre le calibrage 1 et 3. Toutefois, les axes X et Y ont des différences allant respectivement jusqu'à 4.9^{o} et 5.2^{o}. Ces erreurs sont toutes du même ordre de grandeur, le calibrage de Palermo (2014) du fémur peut donc être considéré comme répétable.

Quant au tibia, il présente une différence entre les axes beaucoup plus grande que le fémur, ce qui indique une répétabilité moindre. Ceci s'explique par une limite de la méthode de calibrage. En effet, la méthode de Palermo(2014) suppose un mouvement seulement selon le plan sagittal entre les deux positions. Effectué sans aide, il peut être difficile pour le sujet d'assurer un mouvement selon un plan unique. De plus, pour les capteurs du fémur, la seule articulation impliquée est la hanche. Toutefois, au niveau du tibia, le sujet doit difficilement conserver à la fois la hanche et le genou en contrôle. Cet ajout d'une articulation augmente les possibilités de mouvement entre les deux positions de calibrage. D'où la répétabilité plus faible du calibrage au tibia et les erreurs d'environ 24° pour les axes X et Y. L'axe Z demeure tout de même avec une faible erreur. Cette tendance des résultats est bel et bien celle attendue. En effet, basé sur la définition des axes, il est normal que Z soit le plus répétable, suivi de X et Y, pour les raisons énoncées ci-dessous.

Tout d'abord, l'axe Z représente la position de la jambe en extension complète par rapport à l'axe gravitationnel. L'axe X représente l'axe normal au plan de flexion/extension de la hanche qui est obtenu durant le calibrage. L'axe Y étant perpendiculaire au plan formé par l'axe X et Z, il représente anatomiquement l'axe normal au plan frontal du corps. Sachant cela, l'axe Z étant celui obtenu de la façon la plus directe, soit par la position debout et sans

calculs, ce devrait être l'axe le plus répétable. L'axe X devrait être ensuite un peu moins répétable puisqu'il nécessite le calcul de l'angle résultant suite à une deuxième position. Comme Y dépend de la répétabilité de X, il est donc normal que leur répétabilité soit similaire. Or, c'est ce qui est observé avec l'axe Z étant le plus répétable entre tous les calibrages. L'axe X et l'axe Y ont ensuite une répétabilité similairement faible.

4.4.2 Influence sur les angles finaux d'une variabilité dans le calibrage

L'impact de la variabilité entre les repères sur les angles des segments en mouvement a ensuite été calculé. En appliquant les différents calibrages à un même essai de squat, les angles obtenus présentent une très bonne répétabilité selon Y (différence inférieure à 2°), autant pour le tibia que le fémur. Toutefois, l'axe Z présente une différence un peu plus élevée entre les calibrages pour les deux segments, allant jusqu'à environ 5°. Au niveau du fémur l'axe X est très répétable avec la différence la plus élevée de 2.7^o. Pour le tibia, toutefois, la différence est plutôt de 6.0^o en X.

Ainsi, contrairement à l'analyse des repères créés suite au calibrage où Y était l'axe le moins répétable, en appliquant les calibrages à l'essai de squat, l'axe Y est le plus répétable ; ce qui pourrait ne pas sembler concordant entre les analyses. Or, les angles obtenus sont spécifiques à l'orientation prise par chaque segment. Ils n'ont donc pas de signification clinique. Pour leur donner cette signification clinique, les angles au genou ont été calculés entre le tibia et le fémur sur une séquence mobile XY'Z'' selon Euler. Les résultats du Tableau 4.4 démontrent en X une erreur inférieure à 1°, en Y de 5° et en Z d'à peine 1.4^o lors de la comparaison entre le calibrage 1 et 2. Ces erreurs sont toutes du même ordre de grandeur. En comparant le calibrage 1 au calibrage 3, les erreurs sont encore du même ordre de grandeur et présentes sur chaque axe avec respectivement en X, Y et Z 9.6^o, 0.4^o et 2.7^o. Basé sur ces deux comparaisons, il est possible de constater qu'il n'y a pas un axe en particulier pour lequel la différence est plus élevée. Il est donc possible de conclure que les différences observées sont en fait du *crosstalk* entre les différents axes. Ce *crosstalk* est causé par la séquence de rotation menant au calcul des angles et se traduit en une variabilité redistribuée sur les axes.

Bien que simple, la méthode de Palermo(2014) est donc assez peu reproductible. Toutefois, la section Recommandation revient sur les limites de cette méthode et une solution afin de la rendre plus reproductible. La prochaine étape consiste en la validation des capteurs inertiels à l'aide du système de référence VICON. Comme la comparaison des essais se fera pour un même essai de calibrage, le manque de répétabilité n'est pas un élément critique pour la poursuite du projet.

CHAPITRE 5

VALIDATION DES ANGLES DE ROTATION DU GENOU

L'analyse du mouvement peut se faire avec deux types de systèmes inertiels : ceux composés de magnétomètres et ceux qui n'en ont pas. Les méthodes utilisant uniquement l'accéléromètre et le gyroscope le font dans le but d'éviter les perturbations magnétiques associées aux systèmes inertiels composés également de magnétomètres, mais présentent une dérive liée à l'intégration du signal du gyroscope. Or, l'analyse de la perturbation magnétique dans le CHAPITRE 3 a démontré que les magnétomètres des capteurs APDM n'étaient pas influencés par leur environnement. Cette section a donc pour but de comparer les angles obtenus au genou par les capteurs inertiels d'APDM avec et sans l'utilisation du magnétomètre à l'étalon d'or : le système optique.

5.1 Méthodologie

La Figure 5.1 présente les trois méthodes comparées ainsi que les particularités spécifiques à chacune par rapport aux étapes nécessaires pour l'analyse du mouvement de squat. Ces différentes étapes sont présentées plus en détail dans les sections suivantes. Il est à noter que toutes les acquisitions ont été faites et enregistrées par les capteurs Opal APDM et le système VICON en même temps (fréquence d'acquisition de 80 Hz pour les deux systèmes).

Le sujet effectue tout d'abord des acquisitions du calibrage selon la méthode développée par Palermo(2014) présentée au CHAPITRE 4 suivi par des acquisitions de squat en portant le KneeKG sur lequel sont placés les capteurs APDM(Figure 4.1). L'expérimentation se déroule en cinq étapes à une fréquence d'acquisition de 80 Hz pour le système inertiel et le système optique:

1. Position debout (5 secondes) ;
2. Jambe en extension sur un bloc (5 secondes) ;

3. Acquisition de squat avec position de départ debout (5 squats) ;
4. Répétition des étapes 1 à 3 deux autres fois pour un total de trois acquisitions de squat.

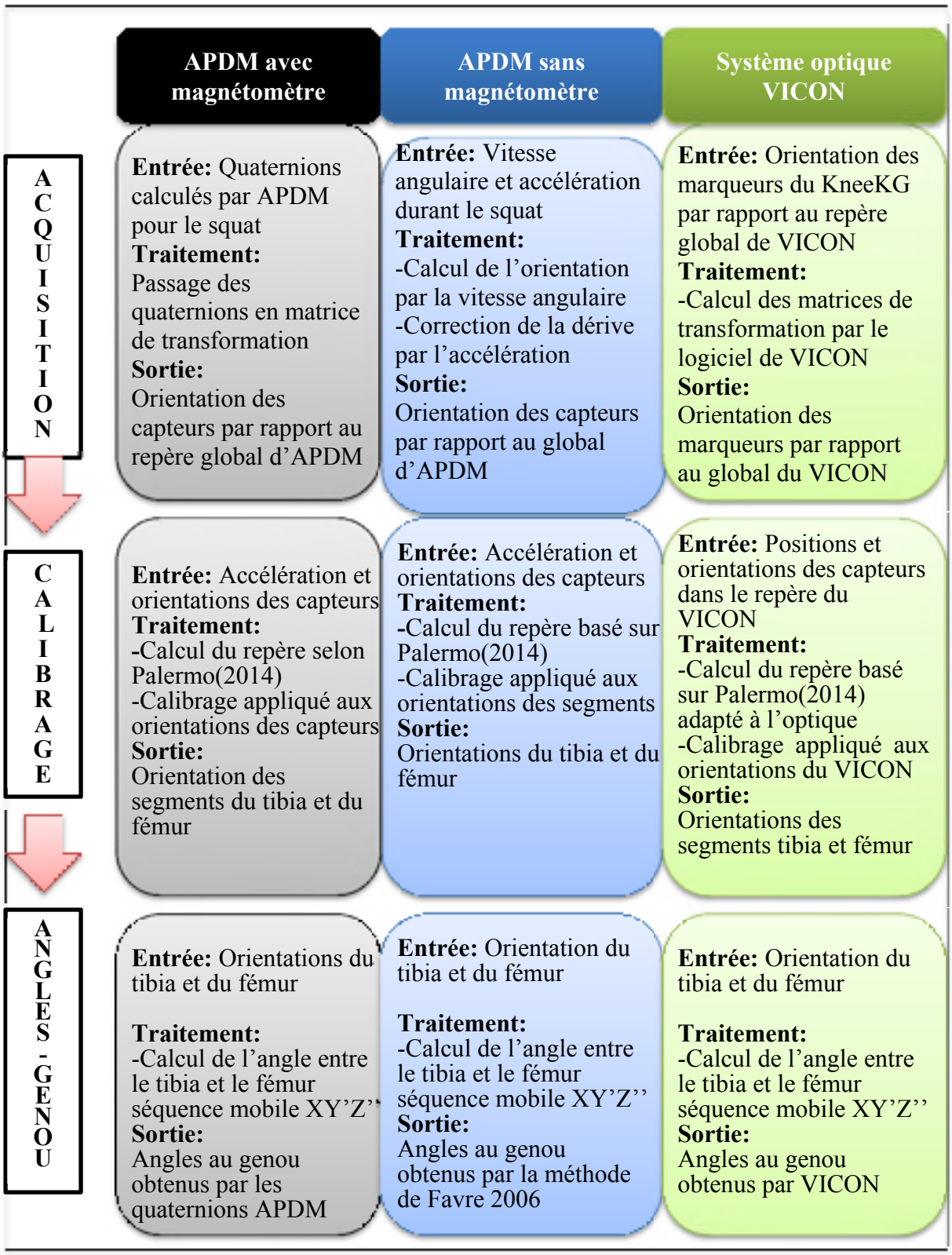


Figure 5.1 : Diagramme de comparaison des méthodes d'analyse du squat en étapes

5.1.1 Méthode de calcul des angles au genou avec magnétomètre

Les capteurs inertiels composés de magnétomètre 3D utilisent la même méthode d'intégration de la vitesse angulaire que ceux sans magnétomètre. Ils ont toutefois l'avantage de corriger la dérive selon l'axe du *heading* grâce au magnétomètre, tout comme l'accéléromètre corrige celle selon l'axe vertical. De plus, les capteurs inertiels APDM ont la particularité de ressortir le quaternion calculé directement. Ce sont donc ces quaternions calculés directement par les capteurs qui sont utilisés dans l'analyse des angles articulaires du genou.

Ainsi, pour reprendre les étapes de la Figure 5.1, l'étape de l'acquisition est très simple lorsque les quaternions du capteur APDM sont utilisés. En effet, le seul traitement des données consiste en le passage des quaternions en matrices de transformation. Cette décision a été prise puisque le laboratoire était déjà équipé des outils mathématiques pour le calcul des données dans le format des matrices d'Euler. Ces matrices représentent l'orientation des capteurs par rapport au repère global d'APDM, qui doivent donc être calibrés pour avoir une signification clinique.

Pour le calibrage des capteurs APDM sur les segments du tibia et du fémur, c'est le même calibrage de Palermo (2014) qui est utilisé que celui appliqué au CHAPITRE 4. Ainsi, les équations (4.1) à (4.6) du CHAPITRE 4 sont reprises pour construire le repère technique de ce calibrage. Le calibrage est par la suite appliqué aux matrices de transformation selon l'équation (4.7), ressortant ainsi deux signaux : les orientations du fémur et celles du tibia durant le squat.

Une fois le repère de chaque capteur calibré par rapport à son segment respectif, le calcul des angles au genou est obtenu en calculant la matrice de passage entre l'orientation des segments du fémur et du tibia. La séquence d'angles mobiles en X, Y' et Z'' est ensuite extraite de la matrice de passage obtenue selon Euler.

5.1.2 Méthode de calcul des angles au genou sans magnétomètre

La méthode développée par (Favre et al., 2006) est celle utilisée dans le calcul des angles articulaires du genou sans magnétomètre. Dans ce cas, la vitesse angulaire obtenue par le gyroscope est intégrée entre deux instants à une fréquence de 80Hz, permettant ainsi de calculer le changement d'orientation du capteur dans le temps. L'accéléromètre est utilisé afin de corriger la dérive du signal du gyroscope selon l'axe vertical.

Ainsi, bien que la dérive selon l'axe vertical puisse être corrigée par l'accéléromètre, les deux axes à l'horizontale présentent une dérive. Favre et al. (2006) ont développé un algorithme afin de corriger cette dérive du *heading* (axe horizontal normal au plan frontal du sujet). Cette méthode détecte les moments de recalage où l'accélération détectée ne correspond qu'à l'axe gravitationnel (capteur immobile) et que la vitesse angulaire mesurée est très faible, en les recalant sur l'orientation initiale du capteur.

Cette méthode a été développée pour l'analyse du mouvement de la marche. Ainsi, les moments où l'accélération est quasi nulle et la vitesse angulaire est très faible sont ceux où le pied est en phase d'appui unipodal au sol (Favre et al., 2006). Dans ce projet, comme les acquisitions consistaient en des mouvements de squat, les moments de recalage sont identifiés comme étant ceux où le sujet est en position debout, soit au début et à la fin d'un mouvement de squat complet. Une deuxième mesure de recalage a été développée, afin d'éliminer la dérive selon le *heading*. Dans les moments où le sujet est debout, le tibia est réaligné sur le fémur puisqu'on suppose retrouver l'alignement initial des segments. L'axe gravitationnel étant déjà corrigé, il suffit de réaligner les axes du *heading* pour le tibia et le fémur. Ceci permet ainsi d'éliminer la dérive dans le plan horizontal.

Le calibrage se fait ensuite exactement de la même façon que pour l'utilisation du capteur APDM avec magnétomètre décrite dans le CHAPITRE 4 et les angles au genou sont également extraits de la matrice de passage entre les orientations du tibia et du fémur.

5.1.3 Méthode de calcul des angles au genou par le système optique

La principale différence entre le système optique et les capteurs inertiels est que l'optique mesure des positions dans l'espace et l'inertiel des orientations. Les positions permettent donc directement de calculer des matrices de rotation qui déterminent l'orientation des marqueurs par rapport au repère global. L'étape suivante est celle du calibrage de Palermo(2014). Toutefois, le calibrage de Palermo(2014) nécessite un accéléromètre afin d'utiliser l'axe gravitationnel pour définir l'axe Z du repère technique. Le système optique ne permet pas de détecter l'axe gravitationnel puisqu'il mesure des positions et non des accélérations. On suppose donc que l'axe gravitationnel est parfaitement perpendiculaire au plan horizontal et les calculs sont faits à partir de cet axe gravitationnel défini expérimentalement. Les équations (4.3) à (4.7) présentées au CHAPITRE 4 sont également utilisées pour le calcul des axes de référence. Les angles peuvent ensuite être calculés entre le tibia et le fémur.

5.2 Résultats

5.2.1 Comparaison du calcul de l'angle au genou en mouvement

Le Tableau 5.1 montre que l'utilisation du magnétomètre, donc du quaternion ressorti directement par APDM, fournit des données qui contiennent des erreurs très importantes (en rouge) pour les squat1 et squat3 lorsque comparé au système optique de référence dans le plan transverse avec respectivement 116% et 129% de différence. Pour ces mêmes essais, le plan frontal présente une erreur de 58% pour le squat1 et 61% pour le squat3. Le squat2, quant à lui, présente des erreurs inférieures à 10% dans les trois plans. Le plan sagittal a des erreurs faibles, avec l'erreur maximale étant de seulement 2.4% pour ce plan.

Lorsque l'orientation est calculée sans le magnétomètre, les résultats obtenus sont moyennement bons lorsque comparés au système optique VICON. Dans ce cas, on n'observe pas des erreurs aussi importantes que pour les essais de squat 1 et 3, l'erreur la plus élevée étant de 24% dans le plan transverse pour l'essai de squat 1. Encore une fois, le plan sagittal présente toujours des erreurs inférieures à 10%. La Figure 5.2 ci-dessous représente tous les cycles de squat obtenus durant les acquisitions. Toutefois, par souci de clarté, les figures Figure 5.3 et Figure 5.5 de cette section seront un agrandissement d'un seul cycle.

Tableau 5.1 Comparaison des méthodes de calcul des angles au genou durant le squat

Essai de Squat	VICON vs Sans Magnétomètre			VICON vs Avec Magnétomètre		
	X(%)	Y(%)	Z(%)	X(%)	Y(%)	Z(%)
1	1.3	5.0	-24.3	0.4	-58.1	-116.1
2	-1.0	21.0	-10.1	-0.1	-5.9	7.2
3	-8.1	-12.0	-7.1	2.4	-61.5	-129.9

Note1 : X : Sagittal, Y : Frontal, Z : Transverse

Note2 :

$$Erreur(\%) = \frac{\left[\frac{Angles_{signal1} - Angles_{signal2}}{n}\right]}{Max_{signal1} - Min_{signal1}} \quad (5.1)$$

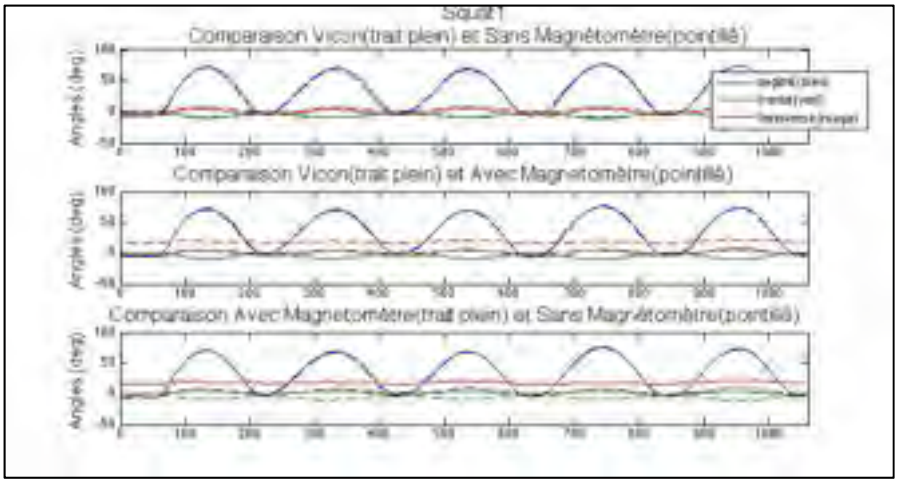


Figure 5.2: Angles au genou – Essai Squat1

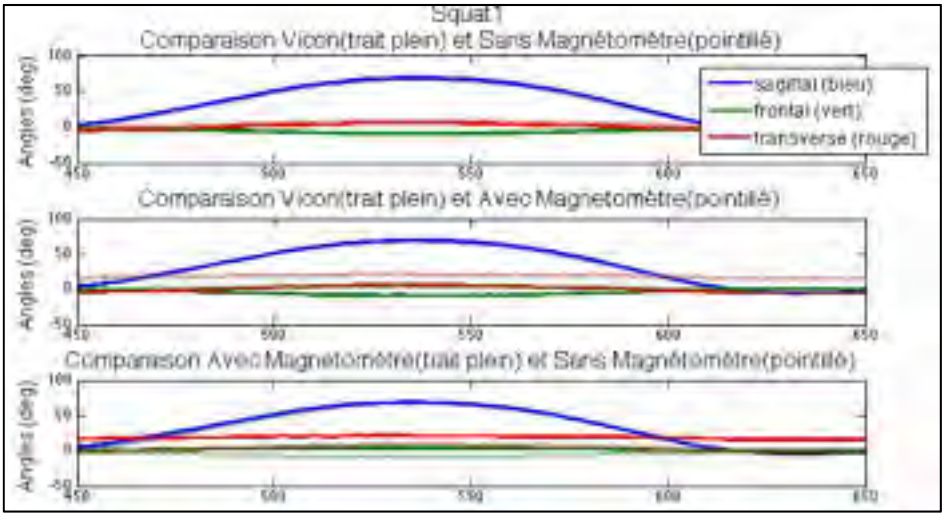


Figure 5.3: Agrandissement de la Figure 5.2 sur un cycle
des angles au genou - Essai Squat 1

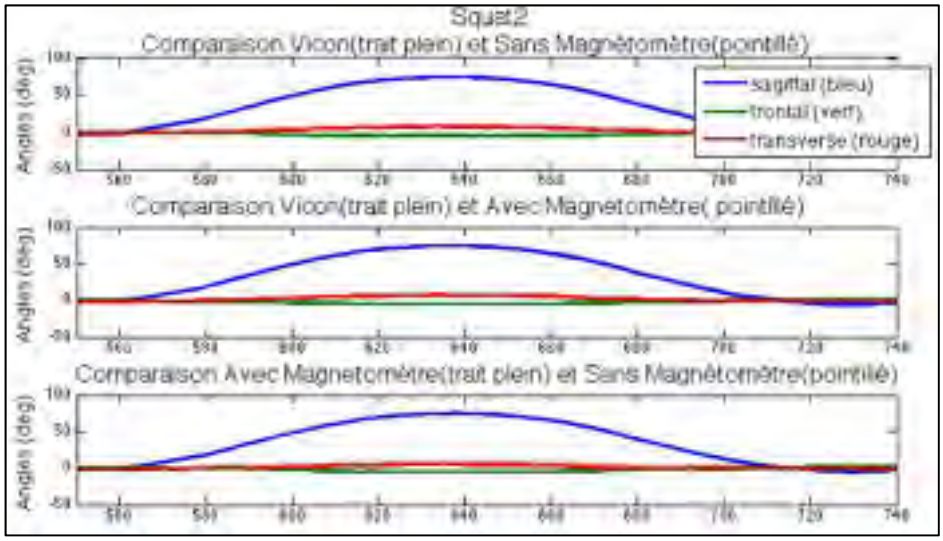


Figure 5.4: Agrandissement d'un cycle des angles
au genou - Essai Squat2

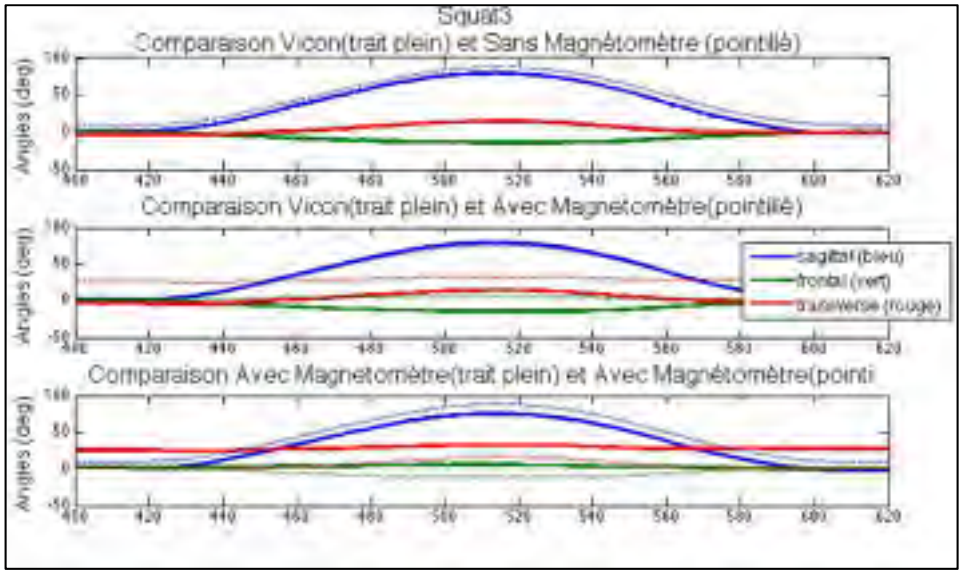


Figure 5.5: Agrandissement d'un cycle des angles
au genou - Essai Squat3

5.3 Discussion

Les résultats obtenus démontrent que les angles calculés au genou en mouvement sont peu répétables lorsque le magnétomètre est utilisé. En effet, deux essais de squats sur trois donnent des résultats assez différents entre les angles obtenus par le système de référence VICON et les capteurs APDM avec magnétomètre. Le plan sagittal est répétable avec des erreurs inférieures à 10% pour tous les essais. Toutefois, dans le cas des plans frontal et transversal des erreurs excessives sont observées avec respectivement 58% et 116% d'erreur. Les erreurs sur ces deux plans peuvent être associées à un désalignement entre les orientations initiales des capteurs inertiels par rapport au système optique.

Les données sont plus répétables lorsque le calcul sans magnétomètres basé sur la méthode de Favre(2006) est utilisé. En effet, l'erreur la plus élevée se trouve en transverse pour le squat 1 avec 24% d'erreur lorsque comparé au système optique et 20% pour le squat 2 en frontal. Encore une fois, le plan sagittal est celui qui présente les erreurs les plus faibles. On constate que le signal obtenu ne présente aucune dérive, contrairement aux résultats rapportés dans la littérature. Ceci est certainement du au deuxième recalage appliqué aux données dans lequel l'orientation du tibia par rapport au fémur en position debout est réaligné sur la position initiale.

Étant donné les fortes erreurs (supérieures à 50%) pour les signaux obtenus avec le magnétomètre, il est possible de constater que le calcul des orientations sans magnétomètres est plus répétable que d'utiliser le magnétomètre, tel qu'illustré dans le Tableau 5.1, lorsque les deux méthodes sont comparées à la référence optique. Toutefois, dans les essais où le signal avec magnétomètre donne des angles similaires à ceux de l'optique (erreur inférieure à 10%), son erreur est plus faible que celle du signal sans magnétomètres pour cet essai. En effet, le squat 2 démontre bien que dans les cas où le magnétomètre donne des résultats de faible erreur (<10%), son erreur est toujours inférieure à celle de l'estimation sans magnétomètres, et ce, dans les trois plans. Il est ainsi possible de conclure que le capteur inertiel avec magnétomètre donne parfois un résultat qui est très semblable à la référence,

cependant ce résultat précis ne s'est produit que pour un seul essai sur trois, avec des erreurs énormes pour les deux autres essais.

Il est à noter que dans tous les cas, le plan sagittal présente une erreur inférieure à 10% lorsque l'utilisation des magnétomètres est comparée à la référence optique. Aussi, pour les trois essais l'utilisation d'APDM avec magnétomètre donne des angles sagittaux plus près de la référence qu'APDM sans magnétomètre.

L'idée selon laquelle le magnétomètre pourrait expliquer cette perturbation doit être éliminée puisque le CHAPITRE 3 a bel et bien démontré que ce dernier n'était pas influencé par l'environnement de test. Une autre possibilité serait que le calcul du quaternion par le capteur APDM soit la raison de cette faible reproductibilité. Le chapitre suivant analyse cette hypothèse.

CHAPITRE 6

ÉVALUATION DE LA SOURCE D'ERREUR LORSQUE LE MAGNÉTOMÈTRE EST UTILISÉ

6.1 Analyse des quaternions calculés par APDM

Les fortes erreurs rapportées au Chapitre 5 pour les angles au genou obtenus par APDM avec le magnétomètre ont mené à l'hypothèse selon laquelle le calcul du quaternion par APDM soit la cause de ces erreurs.

6.2 Méthode

Afin de vérifier cette hypothèse, les quaternions ressortis par les capteurs inertiels APDM durant les acquisitions de squat ont été comparés. Considérant que les quaternions représentent l'orientation des capteurs par rapport à leur repère global et que chaque acquisition de squat démarre au même endroit en position debout, les premiers quaternions (en position debout) devraient être similaires entre les essais.

La relation entre les quaternions des capteurs inertiels a été comparée à la relation entre les quaternions calculés à partir des matrices de transformation du VICON à titre de référence.

6.3 Résultats

Les premiers quaternions des signaux ci-dessous correspondent à la position debout en début d'acquisition de squat. Les Figure 6.1 et Figure 6.2 représentent les quaternions des mouvements de squat au fémur et au tibia respectivement. Il est possible de constater en observant le début de chaque signal qu'il y a bel et bien une différence entre les quaternions du départ. Or, théoriquement ils devraient tous être semblables, puisque la position de départ de chaque acquisition est la même et au même endroit. Afin de vérifier si cette différence est significative, les angles en degrés de ce désalignement sont calculés entre le squat1 et le squat2 dans le Tableau 6.1.

Pour ce faire, les quaternions sont convertis en matrices de transformation et les angles 3D sont extraits de ces matrices d'Euler. Il est à noter que la même séquence XY'Z'' qu'aux Chapitres précédents a été utilisée pour le calcul du désalignement afin que le calcul des angles soit cohérent entre les analyses. L'essai 1 est comparé à l'essai 2 dans le tableau, puisque dans le cas du fémur c'est le squat 1 qui n'est pas semblable aux squats 2 et 3, alors que pour le tibia c'est le squat 2 qui diffère des deux autres tel que la Figure 6.1 et la Figure 6.2 le démontrent.

Tableau 6.1 Quantification en degrés de la différence entre les quaternions du Squat 1 et 2 pour APDM

Axe	Squat 1 et 2 Fémur (^{o})	Squat 1 et 2 Tibia (^{o})
X	1.9	-0.1
Y	-0.1	0.8
Z	10.4	30.5

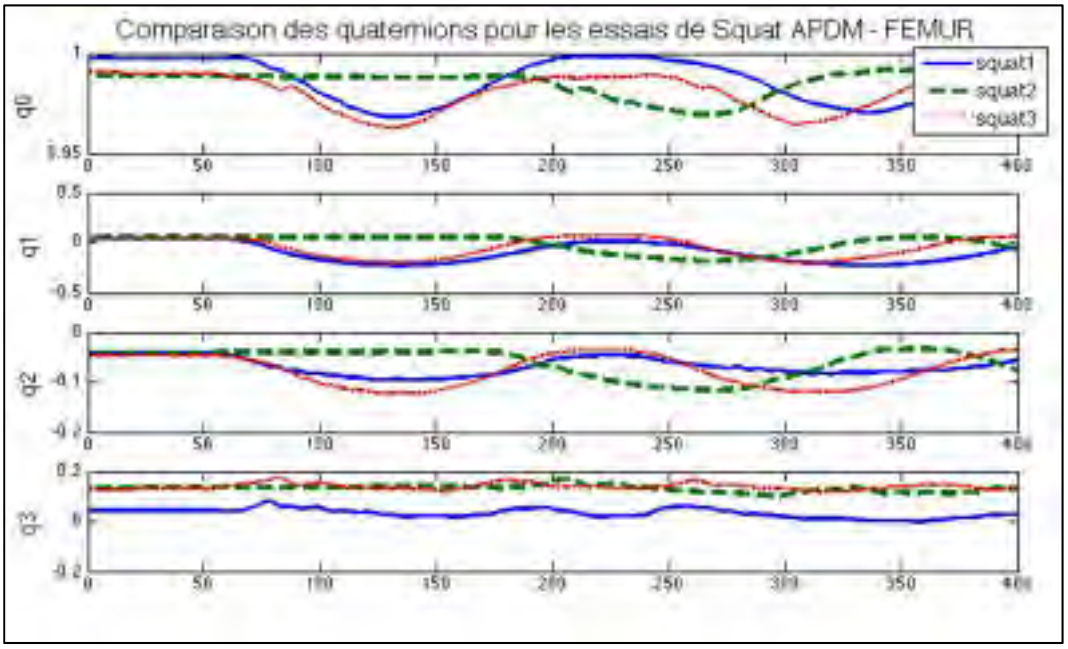


Figure 6.1 : Quaternions obtenus pour les squats par APDM au fémur

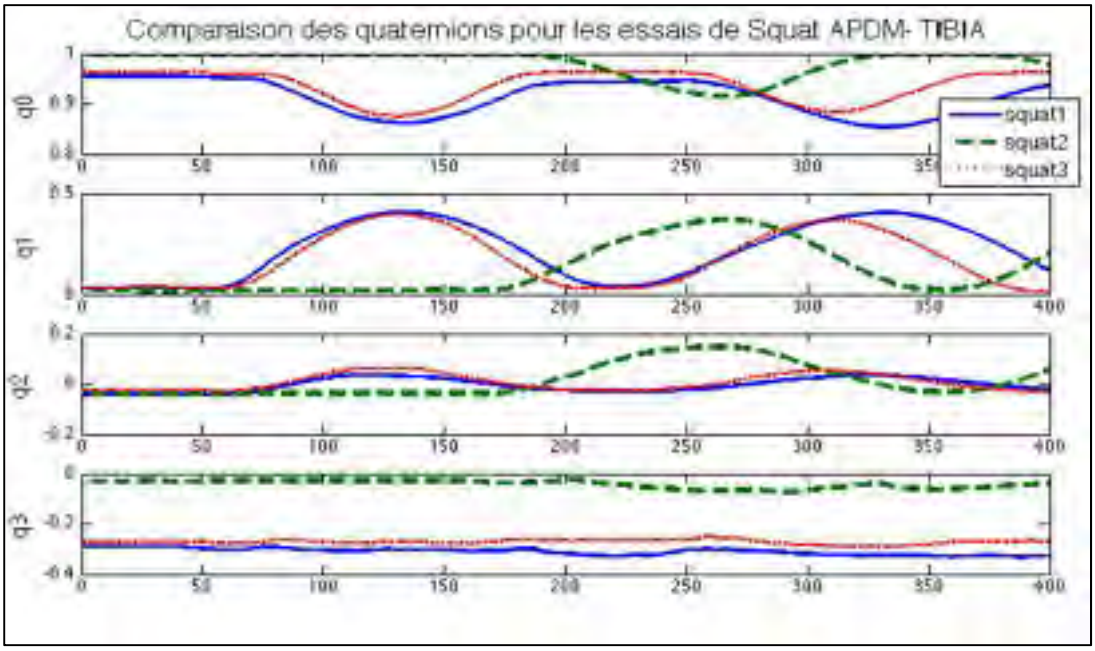


Figure 6.2: Quaternions obtenus pour les squats par APDM au tibia

Les Figure 6.3 et Figure 6.4 présentent les quaternions pour la position initiale obtenue par le système optique. À l'inverse des résultats pour APDM, les quaternions obtenus pour le VICON sont tous très semblables avec de très faibles différences tel qu'illustré dans le Tableau 6.2.

Tableau 6.2 Quantification en degrés de la différence entre les quaternions du Squat 1 et 2 pour VICON

	Squat 1 et 2 Fémur (°)	Squat 1 et 2 Tibia (°)
X	1.7	2.0
Y	1.5	-0.6
Z	0.5	3.0

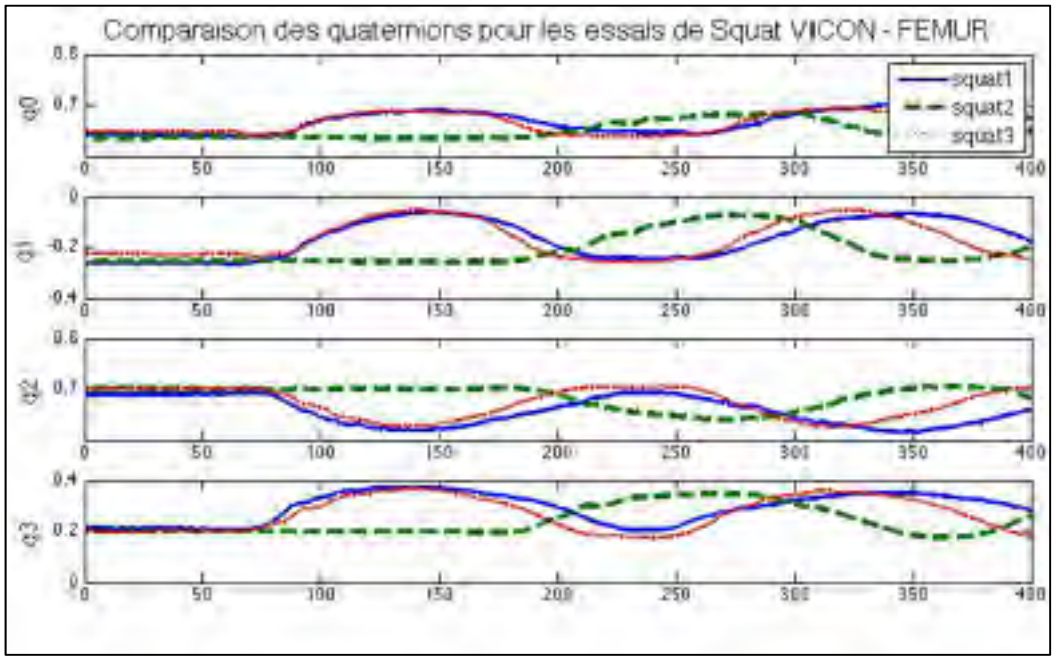


Figure 6.3: Quaternions calculés pour les squats en VICON au fémur

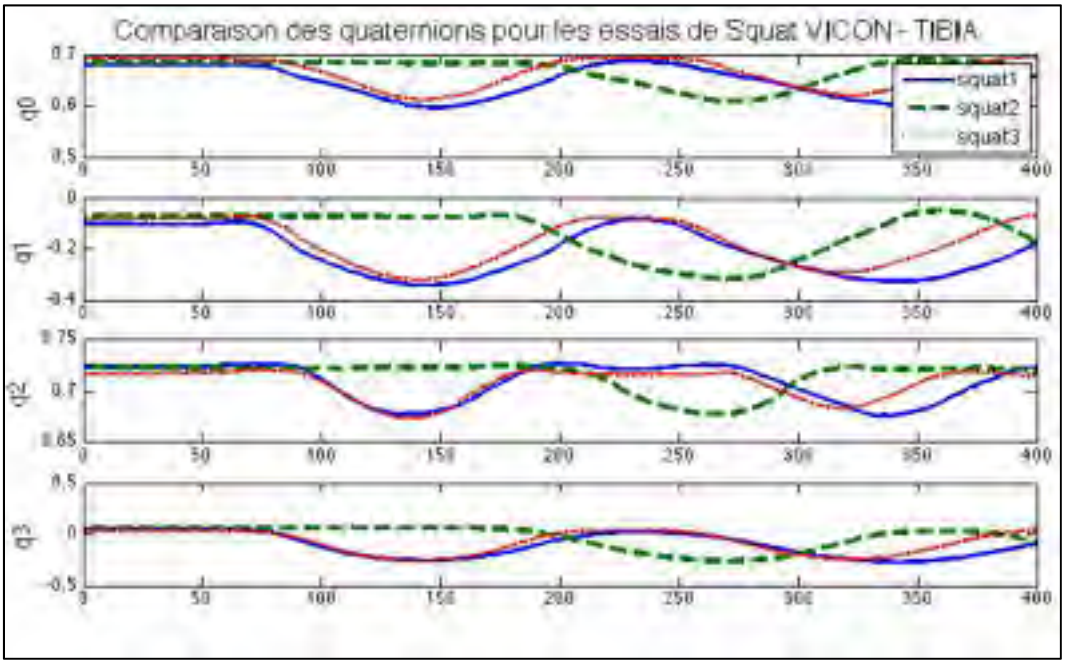


Figure 6.4: Quaternions calculés pour les squats en VICON au tibia

6.4 Discussion

Les résultats obtenus en comparant les quaternions des positions initiales pour chaque acquisition de squat démontrent qu'il y a bel et bien une différence au niveau du calcul du quaternion par APDM. De plus, cette différence n'est pas constante. Ainsi, pour le fémur c'est le squat 1 qui diffère dans sa position de départ des autres squats, alors que pour le tibia c'est plutôt le squat 2. De plus, en calculant les erreurs d'angle engendrées par ces différences d'orientation initiale, l'erreur en Z pour le fémur est de 10° et pour le tibia elle est de 30°. Utilisé à titre de référence, le VICON quant à lui présente une très faible différence entre les quaternions, avec un maximum d'erreur de 1.7^o au fémur et 3.0^o au tibia.

Il est ainsi possible de conclure que les capteurs APDM présentent une erreur dès le départ dans l'orientation calculée par leur quaternion, ce qui expliquerait la différence des angles au genou par rapport à la référence VICON.

CONCLUSION

L'utilisation des capteurs inertiels APDM Opal composés de magnétomètres pour l'analyse du mouvement a été étudiée en répondant à trois objectifs : la vérification que les mouvements mesurés étaient comparables entre le système optique et inertiel, en choisissant une méthode de calibrage qui peut être implémentée pour les capteurs inertiels tout en limitant l'influence de l'examinateur et du sujet et enfin en comparant les angles au genou calculés avec le système inertiel à ceux calculés avec le système optique.

La comparaison du mouvement en utilisant l'angle de rotation autour de l'axe hélicoïdal a permis de vérifier que la mesure inhérente aux systèmes inertiels et optiques était la même, indépendamment des repères. Les résultats obtenus confirment que les systèmes optiques et inertiels mesurent des changements d'orientation comparables. Une analyse supplémentaire a également démontré que les données des magnétomètres n'étaient pas affectées par l'environnement de test.

Un calibrage basé sur la méthode de Palermo(2014) a ensuite été implémenté afin de recaler les systèmes d'axes des capteurs inertiels sur ceux des segments et ainsi donner une signification clinique aux angles calculés. Cette méthode de calibrage a été choisie en raison de sa facilité d'exécution pour le sujet, la précision et répétabilité des résultats présentés dans la littérature qui étaient comparables à celles des calibrages fonctionnels et anatomiques pour le plan sagittal. La répétabilité du calibrage a été évaluée sur les systèmes d'axes des référentiels créés pour le tibia et le fémur indépendamment. Les résultats ont démontré une faible répétabilité, surtout pour le tibia. La section Recommandations présente comme solution de guider le mouvement lors du changement de position durant le calibrage.

La validation des angles au genou en utilisant les systèmes inertiels composés de magnétomètres s'est ensuite faite en comparant les angles à ceux obtenus à l'aide du système optique VICON. De plus, les systèmes inertiels ont également été comparés à l'optique, mais en négligeant l'utilisation du magnétomètre et en se basant seulement sur les données du

gyroscope et de l'accéléromètre selon la méthode la plus rapportée dans la littérature (Favre et al., 2006). Les résultats ont démontré que l'utilisation des capteurs inertiels avec magnétomètre donnait des résultats précis sur les plans transversal et frontal, un essai sur trois, les rendant donc peu intéressants en terme de répétabilité. Au niveau du plan sagittal, les capteurs inertiels avec magnétomètres étaient plus précis que ceux sans magnétomètres.

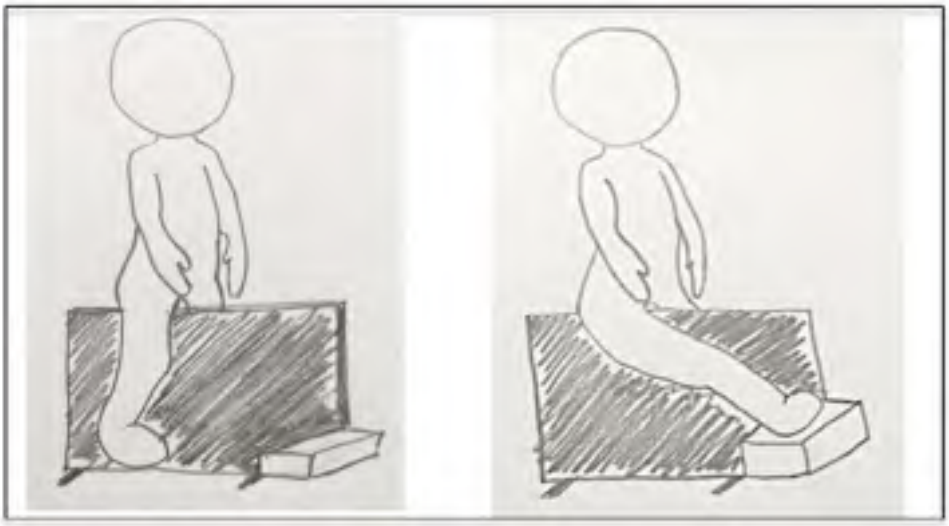
Afin de comprendre la cause des erreurs dans les plans transversal et frontal, la validité des quaternions ressortis par APDM a été évaluée. Ainsi, pour les mêmes orientations provenant de différents essais dans des conditions semblables, il a été possible de constater que les quaternions variaient lorsque calculés par APDM. À l'inverse, les quaternions calculés grâce aux positions du système optique étaient semblables entre les essais. Le calcul du quaternion par APDM est donc la raison de la différence entre les angles calculés par les systèmes inertiels avec magnétomètres et la référence optique.

Somme toute, les résultats présentés démontrent la faisabilité de l'utilisation des capteurs inertiels composés de magnétomètres dans l'analyse du mouvement, tout en donnant des pistes supplémentaires d'améliorations futures de la méthode.

RECOMMANDATIONS

Les différentes étapes de ce projet ont permis d'identifier des pistes de recommandations pour les projets futurs utilisant des capteurs inertiels composés de magnétomètres en analyse du mouvement.

La première recommandation concerne le calibrage de Palermo(2014). Bien que les auteurs rapportent une méthode répétable qui n'est pas affectée par un mouvement en dehors du plan prévu, soit selon le plan sagittal, les résultats du présent projet n'ont pas pu reproduire ces résultats . Les axes les moins répétables sont l'axe X et Y qui sont définis suite à la deuxième position lorsque la jambe est inclinée. Or, le problème vient au moment de la transition de position. Il est difficile pour le sujet de bouger sa jambe uniquement dans le plan sagittal. Nous proposons donc de rajouter une plaque contre laquelle le sujet bougerait sa jambe entre les positions debout et jambe en angle (figure ci-dessous). Ceci permettrait un mouvement selon le plan sagittal uniquement et assurerait normalement une meilleure répétabilité du calibrage.



Panneau de guidage pour le calibrage

De plus, bien que ce projet se soit principalement concentré sur les acquisitions de squat, il serait intéressant dans de futures expérimentations de faire plutôt des acquisitions de marche.

Ceci permettrait de comparer les résultats obtenus par Favre(2006) dans l'utilisation des capteurs inertiels sans magnétomètres avec un calibrage fonctionnel(Favre et al., 2009) à nos données incorporant le calibrage de Palermo (2014).

Pour finir, la dernière étape du projet a permis de déterminer que les quaternions calculés par APDM n'étaient pas constants d'où les résultats d'angles au genou très différents de ceux de la référence. Comprendre la composante du quaternion causant ces erreurs est la prochaine étape. Par les analyses du Chapitre 3, nous savons que le magnétomètre n'est pas la cause. Toutefois, avec les problèmes reconnus de dérive du gyroscope, il est possible que ce dernier ait encore un impact sur les données supposément corrigées des capteurs APDM. Une façon simple de faire cette analyse serait de placer le capteur inertiel dans une orientation précise à plusieurs endroits dans la pièce, de le bouger et de le replacer à cette position. Théoriquement, le quaternion devrait être le même. Basé sur les résultats de notre étude préliminaire, il y a de fortes chances que cela ne soit pas le cas. Il faudra par la suite voir si c'est le gyroscope qui donne des valeurs erronées ou si l'erreur se trouve ailleurs, par exemple dans le calcul même de la compagnie.

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

Besier, Thor F., Daina L. Sturnieks, Jacque A. Alderson et David G. Lloyd. 2003. « Repeatability of gait data using a functional hip joint centre and a mean helical knee axis ». *Journal of Biomechanics,* vol. 36, nº 8, p. 1159-1168.

Brigante, C. M. N., N. Abbate, A. Basile, A. C. Faulisi et S. Sessa. 2011. « Towards Miniaturization of a MEMS-Based Wearable Motion Capture System ». *Industrial Electronics, IEEE Transactions on,* vol. 58, nº 8, p. 3234-3241.

Cutti, AndreaGiovanni, Alberto Ferrari, Pietro Garofalo, Michele Raggi, Angelo Cappello et Adriano Ferrari. 2010. « 'Outwalk': a protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors ». *Medical & Biological Engineering & Computing,* vol. 48, nº 1, p. 17-25.

de Vries, W. H., H. E. Veeger, C. T. Baten et F. C. van der Helm. 2009. « Magnetic distortion in motion labs, implications for validating inertial magnetic sensors ». *Gait Posture,* vol. 29, nº 4, p. 535-41.

Della Croce, U., A. Cappozzo et D. C. Kerrigan. 1999. « Pelvis and lower limb anatomical landmark calibration precision and its propagation to bone geometry and joint angles ». *Medical & Biological Engineering & Computing,* vol. 37, nº 2, p. 155-161.

Diebel, James. 2006. « Representing attitude: Euler angles, unit quaternions, and rotation vectors ». *Matrix,* vol. 58, p. 15-16.

Favre, J., R. Aissaoui, B. M. Jolles, J. A. de Guise et K. Aminian. 2009. « Functional calibration procedure for 3D knee joint angle description using inertial sensors ». *Journal of Biomechanics,* vol. 42, nº 14, p. 2330-2335.

Favre, J., X. Crevoisier, B. M. Jolles et K. Aminian. 2010. « Evaluation of a mixed approach combining stationary and wearable systems to monitor gait over long distance ». *Journal of Biomechanics,* vol. 43, nº 11, p. 2196-2202.

Favre, J., B. M. Jolles, O. Siegrist et K. Aminian. 2006. « Quaternion-based fusion of gyroscopes and accelerometers to improve 3D angle measurement ». *Electronics Letters,* vol. 42, nº 11, p. 612-614.

Grood, E. S., et W. J. Suntay. 1983. « A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee ». *J Biomech Eng,* vol. 105, nº 2, p. 136-44.

Jasiewicz, Jan M., John H. J. Allum, James W. Middleton, Andrew Barriskill, Peter Condie, Brendan Purcell et Raymond Che Tin Li. 2006. « Gait event detection using linear

accelerometers or angular velocity transducers in able-bodied and spinal-cord injured individuals ». *Gait & Posture,* vol. 24, n° 4, p. 502-509.

Lebel, Karina, Patrick Boissy, Mathieu Hamel et Christian Duval. 2013. « Inertial Measures of Motion for Clinical Biomechanics: Comparative Assessment of Accuracy under Controlled Conditions - Effect of Velocity ». *PLoS ONE,* vol. 8, n° 11, p. e79945.

Liu, Kun, Y. Inoue, K. Shibata et Enguo Cao. 2011. « Ambulatory Estimation of Knee-Joint Kinematics in Anatomical Coordinate System Using Accelerometers and Magnetometers ». *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on,* vol. 58, n° 2, p. 435-442.

Luinge, H. J., et P. H. Veltink. 2005. « Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers ». *Med Biol Eng Comput,* vol. 43, n° 2, p. 273-82.

Lustig, S., R. A. Magnussen, L. Cheze et P. Neyret. 2012. « The KneeKG system: a review of the literature ». *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc,* vol. 20, n° 4, p. 633-8.

Mayagoitia, Ruth E., Anand V. Nene et Peter H. Veltink. 2002. « Accelerometer and rate gyroscope measurement of kinematics: an inexpensive alternative to optical motion analysis systems ». *Journal of Biomechanics,* vol. 35, n° 4, p. 537-542.

Milne, A. D., D. G. Chess, J. A. Johnson et G. J. King. 1996. « Accuracy of an electromagnetic tracking device: a study of the optimal range and metal interference ». *J Biomech,* vol. 29, n° 6, p. 791-3.

Nasseri, M. A., E. C. Dean, S. Nair, M. Eder, A. Knoll, M. Maier et C. P. Lohmann. 2012. « Clinical motion tracking and motion analysis during ophthalmic surgery using electromagnetic tracking system ». In *Biomedical Engineering and Informatics (BMEI), 2012 5th International Conference on*. (16-18 Oct. 2012), p. 1058-1062.

Palermo, Eduardo, Stefano Rossi, Francesca Marini, Fabrizio Patanè et Paolo Cappa. 2014. « Experimental evaluation of accuracy and repeatability of a novel body-to-sensor calibration procedure for inertial sensor-based gait analysis ». *Measurement,* vol. 52, n° 0, p. 145-155.

Picerno, P., A. Cereatti et A. Cappozzo. 2008. « Joint kinematics estimate using wearable inertial and magnetic sensing modules ». *Gait Posture,* vol. 28, n° 4, p. 588-95.

Roetenberg, Daniel, Henk Luinge et Per Slycke. 2009. *Xsens MVN: Full 6DOF Human Motion Tracking Using Miniature Inertial Sensors.*

Seel, Thomas, Jörg Raisch et Thomas Schauer. 2014. « IMU-Based Joint Angle Measurement for Gait Analysis ». *Sensors,* vol. 14, n° 4, p. 6891-6909.

Shabani, B., D. Bytyqi, S. Lustig, L. Cheze, C. Bytyqi et P. Neyret. 2015. « Gait knee kinematics after ACL reconstruction: 3D assessment ». *Int Orthop,* vol. 39, n° 6, p. 1187-93.

Tao, Weijun, Tao Liu, Rencheng Zheng et Hutian Feng. 2012. « Gait Analysis Using Wearable Sensors ». *Sensors (Basel, Switzerland),* vol. 12, n° 2, p. 2255-2283.

van den Bogert, A. J., C. Reinschmidt et A. Lundberg. 2008. « Helical axes of skeletal knee joint motion during running ». *Journal of Biomechanics,* vol. 41, n° 8, p. 1632-1638.

Windolf, Markus, Nils Götzen et Michael Morlock. 2008. « Systematic accuracy and precision analysis of video motion capturing systems—exemplified on the Vicon-460 system ». *Journal of Biomechanics,* vol. 41, n° 12, p. 2776-2780.

Wu, Ge, Sorin Siegler, Paul Allard, Chris Kirtley, Alberto Leardini, Dieter Rosenbaum, Mike Whittle, Darryl D. D'Lima, Luca Cristofolini, Hartmut Witte, Oskar Schmid et Ian Stokes. 2002. « ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine ». *Journal of Biomechanics,* vol. 35, n° 4, p. 543-548.

Zatsiorsky, Vladimir. 1998. « Kinematics of Human Motion ». p. 432.