THÈSE

Pour l'obtention du grade de
DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE POITIERS
UFR des sciences fondamentales et appliquées
Pôle poitevin de recherche pour l'ingénieur en mécanique, matériaux et énergétique - PPRIMME (Poitiers)
(Diplôme National - Arrêté du 25 mai 2016)

École doctorale : Sciences et Ingénierie des Matériaux, Mécanique, Énergétique (Poitiers)
Secteur de recherche : Biomécanique et Bio-ingénierie

Présentée par :
Léonie Pacher

Méthodologies pour l'obtention de la cinématique des membres inférieurs à l'aide de centrales inertielles

Directeur(s) de Thèse :
Laetitia Fradet, Rodolphe Vauzelle, Christian Chatellier

Soutenue le 15 décembre 2021 devant le jury

Jury :

Président	**Stéphane Armand**	Professeur, Université de Genève, Suisse
Rapporteur	**Frédéric Marin**	Professeur, BMBI, Université de Technologie, Compiègne
Rapporteur	**Lionel Reveret**	Directeur de recherche INRIA, LJK, Université Grenoble-Alpes
Membre	**Laetitia Fradet**	Maître de conférences, XLIM, Université de Poitiers
Membre	**Rodolphe Vauzelle**	Professeur, XLIM, Université de Poitiers
Membre	**Christian Chatellier**	Maître de conférences, XLIM, Université de Poitiers
Membre	**Sonia Duprey**	Maître de conférences, LBMC, Université G. Eiffel, Bron

Pour citer cette thèse :
Léonie Pacher. *Méthodologies pour l'obtention de la cinématique des membres inférieurs à l'aide de centrales inertielles* [En ligne]. Thèse Biomécanique et Bio-ingénierie. Poitiers : Université de Poitiers, 2021. Disponible sur Internet <http://theses.univ-poitiers.fr>

THESE

Pour l'obtention du Grade de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITE DE POITIERS

(Faculté des Sciences Fondamentales et Appliquées)
(Diplôme National - Arrêté du 25 mai 2016)

École Doctorale : Sciences et ingénierie en matériaux, mécanique, énergétique - SIMME

Secteur de Recherche : Biomécanique et Bio-ingénierie

Présentée par :

Léonie PACHER

****

MÉTHODOLOGIES POUR L'OBTENTION DE LA CINÉMATIQUE DES MEMBRES INFÉRIEURS À L'AIDE DE CENTRALES INERTIELLES

****

Directrice de Thèse : Laetitia FRADET
Co-Directeur de Thèse : Rodolphe VAUZELLE
Co-Encadrant : Christian CHATELLIER

****

Soutenue le 15 décembre 2021

Devant la Commission d'Examen

****

JURY

Rapporteur	**Lionel REVERET**	Directeur de recherche, Université Grenoble Alpes
Rapporteur	**Frédéric MARIN**	Professeur, Université de Technologie de Compiègne
Président	**Stéphane ARMAND**	Professeur, Université de Genève, Suisse
Examinatrice	**Sonia DUPREY**	Maîtresse de conférences-HDR, Université Claude Bernard, Lyon
Directrice	**Laetitia FRADET**	Maîtresse de conférences-HDR, Université de Poitiers
Co-Directeur	**Rodolphe VAUZELLE**	Professeur, Université de Poitiers
Co-Encadrant	**Christian CHATELLIER**	Maître de conférences, Université de Poitiers

Remerciements

Je souhaite remercier toutes les personnes qui ont pu m'aider et m'accompagner dans ce travail.

En premier lieu je souhaite remercier les membres du jury qui évaluent ce travail. Ainsi, je remercie Professeur Frédéric MARIN et Monsieur Lionel REVERET de l'honneur qu'ils me font d'être rapporteurs de ce travail. Je souhaite aussi remercier Professeur Stéphane ARMAND et Madame Sonia DUPREY pour avoir accepté d'être examinateurs. Merci également à Monsieur Fabien LEBOEUF qui a accepté de venir comme invité à ce jury.

Je souhaite aussi remercier ma directrice de thèse Laetitia FRADET, mon codirecteur Rodolphe VAUZELLE et Christian CHATELLIER pour leurs accompagnements avisés et leurs conseils. J'ai pu apprendre à leur côté ce qu'était la rigueur et la précision (ou encore justesse) du travail de chercheur.

J'adresse mes remerciements à l'équipe du laboratoire de cinésiologie Willy TAILLARD aux Hôpitaux Universitaire de Genève et l'Université de Genève et plus spécifiquement à Léna CARCREFF, post-doctorante, Alice BONNEFOY-MAZURE, responsable clinique, et Stéphane ARMAND, chef du laboratoire pour avoir accepté de travailler ensemble et ainsi permettre d'ouvrir mon travail à une application sur une population spécifique.

Je souhaite aussi remercier la totalité de mes collègues de l'équipe RoBioSS et plus largement du département GMSC pour leur aide cruciale, les discussions intéressantes, et évidemment leur participation motivée à la totalité de mes multiples expérimentations. Ainsi je remercie Andrian, Arnaud, Aurélie, Célestin, Domitille, Erwan, Floren, Jean-Baptiste, Kévin, Maëva, Manon, Margot, Marien, Mathias, Mathieu, Quentin, Romain, Tony et Victoria. J'espère que vous ne regrettez pas ma connaissance pointue des techniques en volley, flag football, badminton ou squash.

Je n'oublie pas les différentes personnes qui m'ont fait découvrir la biomécanique sous différentes formes : Antoine EON, Arnaud GERMANEAU, Fabien LEBOEUF, Pascal SEGUIN, Pierre LAGUILLAUMIE et Stéphane ARMAND.

Je remercie aussi ma famille qui m'a soutenue jusqu'à la fin de cette aventure que fut la thèse, et qui a aussi relu ma thèse pour éviter les coquilles.

Je remercie tout particulièrement mon chèr et tendre, Sébastien, qui partage ma vie et qui a accepté tous compromis afin que je puisse réaliser ce travail.

Je souhaite remercier Alicia et les membres des deux écoles doctorales que j'ai pu rencontrer pour leur suivi et leurs conseils durant cette thèse. Enfin j'adresse un remerciement tout particulier à Mr BATI-SOREL pour ses conseils et discussions constructives.

Table des matières

Remerciements ..... **I**

Table des matières ..... **III**

Table des figures ..... **VI**

Liste des tableaux ..... **XI**

Introduction générale **1**

Partie 1 L'analyse du mouvement humain vers une mesure ambulatoire : État de l'art **6**

Chapitre 1 Mesure cinématique du mouvement humain, la référence actuelle **6**

1.1. Les systèmes de mesure pour l'analyse cinématique du mouvement 6

1.2. La terminologie anatomique 7

1.3. Les segments osseux 8

1.4. Le calcul de la cinématique articulaire 13

1.5. Les limites de l'analyse du mouvement standard 14

1.6. Synthèse chapitre 1 16

Chapitre 2 Centrales inertielles : détermination de l'orientation **17**

2.1. Les capteurs 18

2.2. Les algorithmes de fusion 21

2.3. La justesse de la mesure inertielle 24

2.4. Synthèse chapitre 2 26

Chapitre 3 Cinématique articulaire à partir de centrales inertielles **28**

3.1. Le calibrage centrale-à-segment 29

3.2. La cinématique par optimisation multisegmentaire 50

Synthèse de la revue de la littérature et placement du travail doctoral **60**

Partie 2 Calibrage centrale-à-segment **63**

Chapitre 4 Comparaison des méthodes de calibrage centrale-à-segment **65**

4.1. Introduction 65
4.2. Matériel et méthode 66
4.3. Résultats 76
4.4. Discussion 80
4.5. Conclusion 85
Chapitre 5 Évaluation de l'effet du calibrage centrale-à-segment sur la cinématique articulaire 86
5.1. Introduction 86
5.2. Matériel et méthode 87
5.3. Résultats 94
5.4. Discussion 112
5.5. Conclusion 118
Synthèse Partie 2 119
Partie 3 Cinématique articulaire avec les centrales inertielles : intérêt de l'optimisation multisegmentaire 120
Chapitre 6 Effet de l'optimisation multisegmentaire sur la cinématique des membres inférieurs avec centrales inertielles 122
6.1. Introduction 122
6.2. Matériel et méthode 122
6.3. Résultats 130
6.4. Discussion 153
6.5. Conclusion 158
Chapitre 7 Évaluation de l'effet de la redondance d'informations sur la cinématique articulaire 159
7.1. Introduction 159
7.2. Matériel et méthode 159
7.3. Résultats 162
7.4. Discussion 179

7.5. Conclusion 181

Synthèse Partie 3 182

Partie 4 Personnalisation de la méthodologie et application clinique 183

4.1. Développement d'un algorithme de personnalisation du calibrage centrale-à-segment et de l'optimisation multisegmentaire 184

4.2. Mise en œuvre : application sur une population clinique 194

4.3. Discussion 202

Synthèse Partie 4 206

Discussion générale 207

Annexes 216

Annexe 1 : Évaluation du calibrage manuel 216

Annexe 2 : Définition des axes de rotation 221

Annexe 3 : Résultats de la première étude avec la référence CGM 222

Annexe 4 : Influence du changement de set de marqueur sur les quaternions simulés 225

Annexe 5 : Cinématique obtenue avec les quaternions simulés 227

Annexe 6 : Évaluation du calibrage centrale-à-segment anatomique 232

Annexe 7 : Cinématique articulaire de référence obtenue par optimisation multisegmentaire avec OpenSim 235

Annexe 8 : Cinématique obtenue avec une autre chaîne cinématique 239

Bibliographie 244

Résumé 264

Abstract 265

Table des figures

Figure 1 : Les différentes étapes nécessaires pour l'obtention de la cinématique articulaire avec les centrales inertielles 4

Figure 2 : Exemple de salle permettant d'effectuer une analyse de la locomotion, le repère global du système, ainsi qu'un exemple d'expérimentation et reconstruction des marqueurs traqués. 7

Figure 3: Posture de référence, plans et directions anatomiques, adaptées de (Zwarck 2011) 8

Figure 4 : Illustration du modèle de segment osseux. 8

Figure 5:Illustration de la création du repère du fémur, avec la ligne pleine bleue comme le vecteur principal, la flèche verte en pointillé le vecteur secondaire, les sphères rouges les marqueurs visibles, les cercles rouges en pointillé les marqueurs non visibles. 9

Figure 6: Illustration de la création du repère du bassin 10

Figure 7 : Illustration de la création du repère du tibia. 10

Figure 8 : Illustration de la création du repère du pied 10

Figure 9: mouvement StarArc extrait de Camomilla et al. 2006 12

Figure 10 : Présentation classique des résultats de cinématique articulaire, avec les lignes représentant les articulations (bassin, hanche, genoux et chevilles), les colonnes, les plans (sagittal, frontal/coronal, et transverse). La courbe en rouge représente la jambe gauche et la courbe bleue, la jambe droite, les zones grisées représentent les cinématiques asymptomatiques. Extrait de A Handbook of clinical gait analysis Baker 14

Figure 11 : Illustration des deux types de centrales inertielles utilisées dans ce travail doctoral, à gauche les MTw (Xsens, Enshede, Pays-Bas), à droite Opal (APDM, Portland, États-Unis). Extraites du site xsens.com et apdm.com. 17

Figure 12: Méthode d'obtention de l'orientation à partir des accéléromètres, CI : centrale inertielle 19

Figure 13: Illustration du principe d'un gyromètre vibrant en diapason simple, modifié de ylivdesign 19

Figure 14: Illustration du repère local des centrales Opal (APDM, Portland, États-Unis), CI : centrale inertielle 21

Figure 15: Méthodologie d'obtention de la cinématique articulaire à partir des centrales inertielles 28

Figure 16: Différents type de calibrage centrale-à-segment, illustration pour le fémur 30

Figure 17: Dispositif utilisé pour le calibrage anatomique, extrait de (Picerno et coll 2008) 30

Figure 18 : Illustration des points anatomiques utilisés par Picerno et al. pour le calibrage anatomique (Picerno et al. 2008) 34

Figure 19 : Illustration des mouvements fonctionnels effectués dans l'étude de Lebleu et al. [2020], extrait de leur article. 34

Figure 20: Norme de la vitesse angulaire obtenue par une centrale inertielle sur le tibia gauche lors d'une flexion de genou gauche 40

Figure 21 : Illustration d'un cluster utilisé dans l'étude de Adamowicz et al. (2019) 43

Figure 22: Illustration de l'optimisation multisegmentaire, les points roses représentent les marqueurs modélisés et en bleu les marqueurs expérimentaux. Extrait de simtk-confluence.stanford.edu 51

Figure 23: Angles articulaires du genou droit pour 23 pas. La référence optoélectronique en bleu, en vert les angles estimés par l'intermédiaire de leur algorithme, en rouge les angles extraits de l'orientation segmentaire définie par l'algorithme. Extrait de (Kok et coll 2014). 58

Figure 24 : Méthodologie d'évaluation des calibrages centrale-à-segment choisie dans cette partie. 64

Figure 25 : Placement des marqueurs et vecteurs utilisés pour créer les repères techniques permettant de définir les quaternions simulés. La flèche pleine définit le vecteur principal et la flèche en pointillé, le vecteur secondaire.....67

Figure 26: Dispositif anatomique du bassin équipé de marqueurs. Le vecteur allant du marqueur G au marqueur D, représenté par la flèche bleue pleine, permet de définir le vecteur aligné avec l'axe médio-latéral du bassin. Son produit vectoriel avec le vecteur AG en pointillé permet de définir le vecteur aligné avec l'axe longitudinal du bassin. 69

Figure 27: Arborescence du protocole de répétabilité, A - pour la répétabilité inter-session et B - pour la répétabilité inter-opérateurs.....71

Figure 28: Illustration du calibrage avec les postures debout et assise. Les repères techniques sont placés de manière aléatoire.....73

Figure 29 : Placement des marqueurs ainsi que des centrales inertielles. 87

Figure 30: Dispositif du bassin appareillé avec une centrale inertielle.....88

Figure 31: Cinématique obtenue pour un sujet pendant deux cycles de marche. La cinématique de référence est en rouge, la cinématique avec les centrales inertielles avec calibrage « Marche » en vert « Postures » en orange et « FoncPost » en bleu. Les courbes de « Marche », « Postures » et « FoncPost » sont superposées pour le bassin et la flexion et abduction de hanche.....96

Figure 32: Cinématique moyenne obtenue pour tous les sujets pendant deux cycles de marche. La cinématique de référence est en rouge, la cinématique avec les centrales inertielles avec calibrage « Marche » en vert « Postures » en orange et « FoncPost » en bleu. Les courbes de « Marche », « Postures» et « FoncPost » sont superposées pour le bassin et la flexion et abduction de hanche. 97

Figure 33: Répétabilité intersession moyenne de la cinématique en pourcentage de cycle de marche, avec les calibrages « Marche » en vert « Postures » en orange et « FoncPost » en bleu.....99

Figure 34: Cinématique obtenue pour un sujet pendant deux cycles de course. La cinématique de référence est en rouge, la cinématique avec les centrales inertielles avec calibrage « Marche » en vert « Postures » en orange et « FoncPost » en bleu. Les courbes de « Marche », « Postures » et « FoncPost » sont superposées pour le bassin et la flexion et abduction de hanche.....102

Figure 35: Cinématique moyenne obtenue pour tous les sujets pendant deux cycles de course. La cinématique de référence est en rouge, la cinématique avec les centrales inertielles avec calibrage « Marche » en vert « Postures » en orange et « FoncPost » en bleu. Les courbes de « Marche », « Postures » et « FoncPost » sont superposées pour le bassin et la flexion et abduction de hanche. ..103

Figure 36: Répétabilité intersession moyenne de la cinématique en pourcentage de cycle de course, avec les calibrages « Marche », en vert « Postures » en orange et « FoncPost » en bleu.....105

Figure 37: Cinématique obtenue pour un sujet pendant deux cycles d'ergocycle. La cinématique de référence est en rouge, la cinématique avec les centrales inertielles avec calibrage « Marche » en vert « Postures » en orange et « FoncPost » en bleu.....108

Figure 38 : Cinématique moyenne obtenue pour tous les sujets pendant deux cycles à gauche d'ergocycle. La cinématique de référence est en rouge, la cinématique avec les centrales inertielles avec calibrage « Marche » en vert « Postures » en orange et « FoncPost » en bleu. 109

Figure 39: Répétabilité intersession moyenne de la cinématique en pourcentage de cycle de pédalage sur ergocyle, avec les calibrages « Marche » en vert « Postures » en orange et « FoncPost » en bleu.....111

Figure 40: Cinématique d'un sujet présentant une anomalie de rotation de hanche en pourcentage de cycle de marche pour les deux cycles des deux marches testées. En rouge la cinématique obtenue avec la référence ISB, puis la cinématique obtenue avec les centrales inertielles après calibrage « Postures » pour la première marche sur la jambe droite en vert clair, jambe gauche en bleu clair, pour la seconde marche sur la jambe droite en vert foncé et la jambe gauche en bleu foncé. 117

Figure 41 : Placement des marqueurs et centrales inertielles Xsens.....123

Figure 42 : Illustration du mouvement de sirtaki 124

Figure 43 : Schéma du processus permettant d'utiliser OpenSense pour obtenir une cinématique pilotée par une chaîne cinématique extraite de https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/OpenSense+-+Kinematics+with+IMU+Data 126

Figure 44 : Illustration du processus de conversion des quaternions des centrales inertielles 127

Figure 45: Différentes étapes du calibrage adapté pour OpenSense 129

Figure 46: Cinématique obtenue pour un sujet pendant deux cycles de marche. Les cycles côté droit et gauche sont représentés sans être différenciés. La cinématique de référence est en rouge, la cinématique directe en vert, la cinématique obtenue avec OpenSense en orange et la cinématique obtenue avec Xsens est en bleu. 131

Figure 47: Cinématique moyenne obtenue pendant un cycle de marche. La cinématique de référence est en rouge, la cinématique directe en vert, la cinématique obtenue avec OpenSense en orange et la cinématique obtenue avec Xsens est en bleu. Les cinématiques moyennes sont en trait plein et les écarts-types, en trait pointillé. 132

Figure 48 : Cinématique obtenue pour un sujet pendant deux cycles de course. Les cycles côté droit et gauche sont représentés sans être différenciés. La cinématique de référence est en rouge, la cinématique directe en vert, la cinématique obtenue avec OpenSense en orange et la cinématique obtenue avec Xsens est en bleu. 137

Figure 49 : Cinématique moyenne obtenue pendant un cycle de course. La cinématique de référence est en rouge, la cinématique directe en vert, la cinématique obtenue avec OpenSense en orange et la cinématique obtenue avec Xsens est en bleu. Les cinématiques moyennes sont en trait plein et les écarts-types, en trait pointillé. 138

Figure 50: Cinématique obtenue pour un sujet pendant deux cycles de pédalage sur ergocycle. Les cycles côté droit et gauche sont représentés sans être différenciés. La cinématique de référence est en rouge, la cinématique directe en vert, la cinématique obtenue avec OpenSense en orange et la cinématique obtenue avec Xsens est en bleu. 144

Figure 51: Cinématique moyenne obtenue pendant un cycle de pédalage sur ergocycle. La cinématique de référence est en rouge, la cinématique directe en vert, la cinématique obtenue avec OpenSense en orange et la cinématique obtenue avec Xsens est en bleu. Les cinématiques moyennes sont en trait plein et les écarts-types, en trait pointillé. 145

Figure 52 : Cinématique obtenue pour un sujet pendant deux cycles de sirtaki. Les cycles côté droit et gauche sont représentés sans être différenciés. La cinématique de référence est en rouge, la cinématique directe en vert, la cinématique obtenue avec OpenSense en orange et la cinématique obtenue avec Xsens est en bleu. 149

Figure 53 : Cinématique moyenne obtenue pendant un cycle de sirtaki. La cinématique de référence est en rouge, la cinématique directe en vert, la cinématique obtenue avec OpenSense en orange et la cinématique obtenue avec Xsens est en bleu. Les cinématiques moyennes sont en trait plein et les écarts-types, en trait pointillé. 150

Figure 54: Placement des marqueurs et centrales inertielles, les centrales entourées en bleu sont les centrales supplémentaires pour la redondance 160

Figure 55: Cinématique de marche d'un sujet en pourcentage de cycle de marche. Les cycles côté droit et gauche sont représentés sans être différenciés .avec la référence en rouge, la cinématique directe obtenue par mesure inertielle en vert, la cinématique obtenue avec OpenSense sans redondance en jaune et la cinématique obtenue avec OpenSense et redondance d'informations en bleu. 163

Figure 56 : Cinématique de marche moyenne en ligne pleine et écart-type en ligne pointillée en pourcentage de cycle de marche,. Les cycles côté droit et gauche sont représentés sans être différenciés .avec la référence en rouge, la cinématique directe avec centrale inertielle en vert, la cinématique obtenue avec

OpenSense sans redondance en jaune et la cinématique obtenue avec OpenSense et redondance d'information en bleu. 164

Figure 57 : Cinématique de course d'un sujet exemple en pourcentage de cycle de course. Les cycles côté droit et gauche sont représentés sans être différenciés avec la référence en rouge, la cinématique directe avec centrale inertielle en vert, la cinématique obtenue avec OpenSense sans redondance en jaune et la cinématique obtenue avec OpenSense et redondance d'information en bleu. 170

Figure 58: Cinématique de course moyenne en ligne pleine et écart-type en ligne pointillée en pourcentage de cycle de course. Les cycles côté droit et gauche sont représentés sans être différenciés avec la référence en rouge, la cinématique directe avec centrale inertielle en vert, la cinématique obtenue avec OpenSense sans redondance en jaune et la cinématique obtenue avec OpenSense et redondance d'information en bleu. 171

Figure 59: Cinématique obtenue pour un sujet pendant deux cycles de pédalage sur ergocycle. Les cycles côté droit et gauche sont représentés sans être différenciés.La cinématique directe avec centrales inertielles en vert, la cinématique obtenue avec OpenSense sans redondance en jaune et la cinématique obtenue avec OpenSense et redondance d'information en bleu. 174

Figure 60: Cinématique moyenne en ligne pleine et écart-type en ligne pointillé en pourcentage de cycle de pédalage sur ergocycle. Les cycles côté droit et gauche sont représentés sans être différenciés avec la référence en rouge, la cinématique directe avec centrales inertielles en vert, la cinématique obtenue avec OpenSense sans redondance en jaune et la cinématique obtenue avec OpenSense et redondance d'information en bleu. 175

Figure 61 : dispositif utilisé pour le pointage des points anatomiques lorsque le calibrage « Dispositif » est utilisé, les points rouges correspondent au bout des tiges qui pointent les surfaces anatomiques. 185

Figure 62 : Arbre de décision pour définir le vecteur principal, les formes rectangulaires représentent les questions (ou nœuds internes) et les formes ovales les choix de calibrage (ou nœuds terminaux). 186

Figure 63 : Arbre de décision pour définir le vecteur médio-latéral. Les formes rectangulaires représentent les questions (ou nœuds internes) et les formes ovales les choix de calibrage (ou nœuds terminaux). 188

Figure 64 : Tableau rempli lors de l'examen clinique par le kinésithérapeute, les encadrés verts représentent les valeurs que nous exploitons. 191

Figure 65 : Présentation de l'interface développée pour une méthodologie clé en main. 193

Figure 66 : Cinématique de marche d'un sujet en pourcentage de cycle de marche, avec la référence en rouge, Les cycles côté droit et gauche sont représentés sans être différenciés la cinématique directe obtenue par mesure inertielle en vert, la cinématique obtenue avec OpenSense en jaune. 198

Figure 67 : Exemple de résultat de cinématique d'un sujet avec une variation très importante de cinématique d'abduction/adduction de cheville 199

Figure 68: Illustration des vecteurs définis par la référence (rouge) et la méthode de Picerno et al. (jaune) 204

Figure 69: Banc d'essai robotisé adapté aux protocoles de calibrage des capteurs et autres tests pour les centrales inertielles 213

Figure 70: Calibrage centrale-à-segment manuel pour chacun des segments 216

Figure 71 : Cinématique obtenue pour un sujet pendant deux cycles de marche. Les cycles côté droit sont représentés. La cinématique de référence est en rouge, la cinématique avec les centrales inertielles après calibrage centrale-à-segment manuel en vert et la cinématique avec les centrales inertielles après calibrage centrale-à-segment posture en orange. 218

Figure 72: Cinématique moyenne en trait plein et écart-type en trait pointillé obtenue pendant deux cycles de marche. Les cycles côté droit sont représentés. La cinématique de référence est en rouge, la

cinématique avec les centrales inertielles après calibrage centrale-à-segment manuel en vert et la cinématique avec les centrales inertielles après calibrage centrale-à-segment posture en orange..... 219

Figure 73 : Détermination de l'axe de rotation par l'orientation relative..... 221

Figure 74: Marqueurs utilisés pour créer les quaternions simulés..... 225

Figure 75 : Cinématique obtenue pour un sujet pendant deux cycles de marche. Les cycles côté droit et gauche sont représentés sans être différenciés. La cinématique de référence est en rouge, la cinématique avec les centrales inertielles en vert et la cinématique obtenue avec les quaternions simulés en orange. 229

Figure 76 : Cinématique moyenne obtenue pour un sujet pendant deux cycles de marche. Les cycles côté droit et gauche sont représentés sans être différenciés. La cinématique de référence est en rouge, la cinématique avec les centrales inertielles en vert et la cinématique obtenue avec les quaternions simulés en orange. 230

Figure 77: Cinématique de rotation de jambe pour un sujet ou l'on observe une perturbation de la mesure de l'orientation pour les centrale inertielles (vert), mais pas avec les quaternions simulés (orange) .. 231

Figure 78 : Dispositif anatomique utiliser pour calibrer les membres inférieurs. Les cercles verts représentent les marqueurs utilisés pour identifier les vecteurs avec le système optoélectronique XoptoDisp..... 232

Figure 79: définition des axes segmentaires à partir des pointages anatomiques d'après l'étude de Picerno (Picerno et al. 2008)..... 233

Figure 80 : Cinématique pour deux cycles de marche pour un sujet, de la référence avec OpenSim et avec les centrales inertielles avec OpenSense..... 236

Figure 81: Cinématique de marche moyenne (trait plein) et écart-type (trait pointillé) de la référence avec OpenSim et avec les centrales inertielles avec OpenSense..... 237

Figure 82: Cinématique de marche de la référence ISB et optimisation multi segmentaire par OpenSim pour un sujet, Pour le bassin les cinématiques des deux optimisations multisegmentaires sont superposées puisque identiques..... 240

Figure 83: Cinématique de marche moyenne (trait plein) et écart-type (trait pointillé) de la référence ISB et optimisation multi segmentaire par OpenSim pour tous les sujets, Pour le bassin les cinématiques des deux optimisations multisegmentaires sont superposées puisque identiques..... 241

Liste des tableaux

Tableau 1 : Présentation des capteurs et précision des algorithmes de fusion des centrales inertielles utilisées dans ce travail doctoral..... 25

Tableau 2 : Tableau présentant les différentes méthodes de calibrage des vecteurs segmentaires de membres inférieurs..... 31

Tableau 3 : Modèle de référence utilisé dans la littérature..... 42

Tableau 4 : Erreur d'alignement moyenne (écart-type) des repères segmentaires 43

Tableau 5: Erreur moyenne quadratique moyenne [écart-type] entre la cinématique de référence et la cinématique directe après calibrage centrale-à-segment 45

Tableau 6 : Coefficient de corrélation de Pearson moyen [écart-type] extrait de la littérature entre la cinématique de marche obtenue avec les centrales après calibrage et la cinématique de référence. .. 46

Tableau 7 : Différents placement des centrales inertielles présentés dans la littérature 49

Tableau 8 : Postures et mouvements testés pour obtenir les vecteurs segmentaires (AP : antéro-postérieur, ML : médio-latéral, L : longitudinal, J : jambe complète, T. : tibia, C. cuisse, P : mouvement passif). 68

Tableau 9 : Erreur moyenne (écart-type) et répétabilité moyenne des différentes méthodes de calibrage centrale-à-segment en prenant l'ISB comme référence. (AP : axe antéro-postérieur, ML : axe médio latéral, L : axe longitudinal, *pour le pied axe antéro-postérieur, J : Jambe complète, T : Tibia, C : Cuisse, P : Mouvement passif.,) 77

Tableau 10 : Résultats d'erreur et répétabilité du groupe de méthode retenu 84

Tableau 11: Évaluation des critères de sélection pour chaque proposition 84

Tableau 12: Combinaison choisie pour obtenir les vecteurs segmentaires, ML : médio-latéral, L : longitudinal 85

Tableau 13: Combinaisons choisies pour obtenir les vecteurs segmentaires, ML : médio-latéral, L : longitudinal 90

Tableau 14 : RMSE, coefficients de corrélation (CC), différence d'amplitude de mouvement (ROM) moyen (écart-type) et répétabilité pour les trois propositions de cinématique pour la marche..... 98

Tableau 15: RMSE, coefficients de corrélation (CC), différence d'amplitude de mouvement (ROM) moyen (écart-type) et répétabilité pour les trois propositions de cinématique pour la course. 104

Tableau 16 : RMSE, coefficients de corrélation (CC), différence d'amplitude de mouvement (ROM) moyen (écart-type) et répétabilité pour les trois propositions de cinématique pour l'ergocycle. 110

Tableau 17 : amplitude de mouvement (en °) autorisé pour chacun des degrés de liberté du mouvement 125

Tableau 18 : RMSE, coefficients de corrélation (CC), différence d'amplitude de mouvement (ROM) moyen (écart-type) pour les trois propositions de cinématique pour la marche..... 135

Tableau 19 : RMSE, coefficients de corrélation (CC), différence d'amplitude de mouvement (ROM) moyen (écart-type) pour les trois propositions de cinématique pour la course 141

Tableau 20: RMSE, coefficients de corrélation (CC), différence d'amplitude de mouvement (ROM) moyen (écart-type) pour les trois propositions de cinématique pour la l'ergocycle..... 147

Tableau 21 : RMSE, coefficients de corrélation (CC), différence d'amplitude de mouvement (ROM) moyen (écart-type) pour les trois propositions de cinématique pour le sirtaki..... 152

Tableau 22 : RMSE, coefficients de corrélation (CC), différence d'amplitude de mouvement (ROM) moyen (écart-type) pour les trois propositions de cinématique pour la marche..... 167

Tableau 23 : RMSE, coefficients de corrélation (CC), différence d'amplitude de mouvement (ROM) moyen (écart-type) pour les trois propositions de cinématique pour la course 172

Tableau 24 : RMSE, coefficients de corrélation (CC), différence d'amplitude de mouvement (ROM) moyen (écart-type) pour les trois propositions de cinématique pour l'ergocycle 178

Tableau 25 : Rappel des postures et mouvements sélectionnés ainsi que les axes définis 184

Tableau 26 : Tableau détaillé du questionnaire permettant de sélectionner les calibrages centrales-à-segments 190

Tableau 27 : Données d'âge et de pathologise reconnues ou non pour tous les sujets 194

Tableau 28 : Calibrage centrale-à-segment choisi pour chacun des sujets, les sujets rayés sont ceux qui n'ont pas pu être exploités, De + A : postures Debout + Assis, De : posture Debout, Disp : dispositif simplifié 197

Tableau 29 : RMSE, CC et ROM moyenne (écart-type) pour la marche de sujet pathologique 201

Tableau 30 : RMSE, CC et ΔROM moyenne (écart-type) pour entre la cinématique obtenue avec les centrales inertielles après calibrage centrale-à-segment Posture (Post.) , la cinématique obtenue les centrales inertielles après calibrage centrale-à-segment Manuel (Manu.) et la cinématique de référence ISB, et ce pour la marche 220

Tableau 31: Résultats d'erreur de définition des vecteurs segmentaires avec la référence CGM et ISB. Les données concernant le bassin ne sont pas présentées puisque les modèles CGM et ISB sont similaires pour ce segment. 223

Tableau 32: Résultats de RMSE obtenue pour la référence ISB et la référence CGM. Ici aussi les données du bassin ne sont pas présentées, car les modèles CGM et ISB sont similaires pour ce segment. 224

Tableau 33 : Résultats d'erreur pour les différentes propositions pour le second set de marqueurs utilisé pour les quaternions simulés du chapitre 4 (Set 1). 226

Tableau 34:RMSE, CC et ΔROM moyenne (écart-type) pour entre la cinématique obtenue avec les centrales inertielles après calibrage centrale-à-segment Postures, la cinématique obtenue avec les quaternions simulés après ce même calibrage (Simu.) et la cinématique de référence ISB, et ce pour la marche 231

Tableau 35: Angle entre les vecteurs segmentaires obtenus par la méthode anatomique et ceux obtenus avec la référence. 234

Tableau 36: Résultats de RMSE et CC pour la cinématique obtenue avec le calibrage anatomique comparativement à la cinématique obtenue avec l'ISB 234

Tableau 37 : RMSE, CC et Δ ROM moyenne (écart-type) entre la cinématique de marche de la référence ISB vs OpenSense (CI OS) et la référence OpenSim (RefOS) vs OpenSense (CI OS° 238

Tableau 38 : RMSE, CC et Δ ROM moyenne (écart-type) entre la cinématique de marche de la référence ISB et celle avec les deux chaînes cinématiques pour tous les sujets 242

Introduction générale

La locomotion est une fonction fondamentale de notre santé et de notre bien-être, notre capacité à nous mouvoir est d'ailleurs un prédicateur de survie (Studenski et al., 2011). Nous effectuons tous les jours des dizaines de transferts de la position assise à debout (Armand et al., 2013), des milliers de pas et des exercices physiques spécifiques.

D'un point de vue anatomique, différents systèmes nous permettent de réaliser ces mouvements : les systèmes proprioceptif, visuel et vestibulaire, le système nerveux central et périphérique ainsi que le système musculosquelettique. Une anomalie dans l'un de ces systèmes peut entraîner une détérioration de notre capacité à exécuter des mouvements et aboutir à un handicap majeur. C'est autour de cette problématique que l'analyse de la locomotion prend toute sa place (Aurelio Cappozzo et al., 2005). Elle tente de récolter des informations pertinentes afin de comprendre et se rapprocher de la source de l'altération. Moissenet et Armand (2015) présentent différents arguments qui poussent à effectuer ce type d'étude :

- Identification : identifier quels sont les troubles de la locomotion en les quantifiant
- Compréhension : comprendre les mécanismes qui entraînent les altérations
- Traitement : choisir le traitement le plus approprié et concevoir de nouvelles prises en charge

Si Aristote (384-322 av. JC) et Borelli (1608-1679) avaient déjà initié l'étude du mouvement (Aristotle:, 1968) , c'est avec la création de la photographie que les premières mesures objectives apparaissent. Les pionniers dans l'analyse du mouvement sont Muybridge (1830-1904), photographe et Marey (1830-1904), chercheur scientifique (Marey, 1874; Muybridge, 1955) tandis que Braune (1831-1892) et Fisher (1861-1917) mettent en place les premiers protocoles et méthodes juste avant le XXe siècle (Braune & Fischer, 1987). Les premières recherches cliniques utilisant l'analyse du mouvement humain émergent, quant à elles, après les deux guerres mondiales avec Amar (1879-1935) et Inman (1905-1980) (Amar, 1920; Inman et al., 1981), pour faire suite à la recrudescence d'amputés. Ceux-ci étudient la marche de populations pathologiques, comme la marche des amputés pour faciliter leur réhabilitation. Leur analyse se compose d'un procédé laborieux de prise de mesure et d'analyse de données qui amorcent les prémices des analyses et traitements patients spécifiques.

Par la suite, l'intérêt pour la physiologie du corps et les conséquences de pathologie notamment sur la marche s'est accrue. Dans le domaine clinique, Perry (1918-2013), Sutherland (1923-2006) et Baumann (1926-2000) ont dans un premier temps utilisé l'électromyographie afin d'obtenir l'activité musculaire. Ces données d'activation musculaire posaient problème à interpréter, en effet souvent le mouvement effectué en parallèle de cette activation n'était pas connu. Il était donc nécessaire de connaître et

mesurer le mouvement qu'effectuait le patient. Pour cela, Perry a proposé de développer différentes échelles de mesures observationnelles (Perry, 1992) et Sutherland (Sutherland & Hagy, 1972) et Baumann (Baumann & Baumgartner, 1974) d'exploiter des techniques d'observation basées sur l'analyse de vidéos. Ainsi, en 1972, Sutherland développe des techniques de synthèse des paramètres de la cinématique en trois dimensions (Sutherland & Hagy, 1972) , en modélisant les os par des segments rigides, les segments osseux, et traquant leurs mouvements les uns par rapport aux autres. Toutefois, cette méthode est complexe à mettre en place dans une routine clinique puisqu'aucune étape de calibrage n'est automatisée.

Une évolution majeure de l'analyse du mouvement humain est corrélée avec celui du développement des caméras vidéo et des ordinateurs capables de traiter des données rapidement. La première analyse quantifiée de la marche moderne est effectuée par l'hôpital pour enfants de Newington, dans le Connecticut aux États-Unis en 1981 par l'équipe de James R. Gage (Gage et al., 1984). Durant cette même période, les systèmes de mesures similaires sont accessibles en Europe et en Amérique du Nord. Ces systèmes sont composés d'électromyographie, mesurant l'activité musculaire interne en disposant des électrodes en surface de la peau, combinée avec des plateformes de forces, mesurant la réaction au sol, et des caméras vidéo.

À la fin du XXe siècle, différents protocoles d'analyse de la marche se développent. Le Conventionnel Gait Model (Davis et al., 1991; Kadaba et al., 1990), les recommandations de l'international Society Of Biomechanics (Wu et al., 2002) ou encore le protocole Calibrated Anatomical System Technique (CAST) (Cappozzo et al., 1997) sont ainsi proposés.

De nos jours, il est possible d'obtenir de nombreux paramètres et de méthodes permettant de caractériser la locomotion. Parmi ces paramètres, la cinématique articulaire paraît tout particulièrement intéressante puisqu'elle permet d'obtenir directement les angulations aux articulations lors de mouvement, ou indirectement les stratégies de coordination, les paramètres spatio-temporels, la posture du sujet, le type d'activité effectuée, les possibles rotations fémorales ou tibiales. De plus cette cinématique est nécessaire pour réaliser une analyse dynamique du mouvement. On peut donc considérer l'analyse cinématique comme un élément central de l'analyse du mouvement. L'analyse du mouvement des membres inférieurs est particulièrement pertinente puisque de nombreux mouvements du quotidien induisent des amplitudes de mouvement conséquentes au niveau de ces membres inférieurs.

De ce fait, L'analyse de la cinématique des membres inférieurs est un élément clé de la compréhension du corps humain et de la biomécanique. Il existe beaucoup de champs d'études différents et de très nombreux domaines d'application. Dans le domaine clinique, une analyse du mouvement peut permettre de caractériser un dysfonctionnement du système locomoteur et le quantifier, mais aussi aider au diagnostic et favoriser le suivi à la suite d'un traitement. Dans le domaine sportif, ce type d'analyse peut permettre d'améliorer la performance en définissant les critères de réussite et ainsi proposer des pistes de travail aux sportifs. Mais elle peut aussi permettre de limiter les risques traumatiques en anticipant les effets de certaines postures ou sollicitations. Dans le monde du travail, elle peut permettre d'améliorer l'ergonomie des postes de travail ou proposer des postures moins contraignantes afin de diminuer les troubles musculosquelettiques. Ainsi l'analyse du mouvement est un chaînon important de la compréhension du corps humain et est primordiale dans l'étude de la locomotion et de la posture.

Depuis la fin des années 2000, le matériel privilégié pour procéder à une telle analyse est le système optoélectronique. Ce système est constitué d'un ensemble de caméras infrarouges qui permettent le suivi de marqueurs positionnés sur le sujet, marqueurs reflétant la lumière infrarouge émise par des diodes localisées autour de l'objectif des caméras (pour les systèmes passifs) ou émettant de la lumière infrarouge (pour les systèmes dits actifs). Ces caméras sont synchronisées et calibrées pour traquer les marqueurs en trois dimensions et in fine reconstruire le mouvement du sujet. Ce type de technologie est souvent mise en place dans des laboratoires spécialisés dans ce type d'analyse. Mais il est évident que si l'on souhaite analyser le mouvement d'un patient, d'un sportif ou encore d'un travailleur il est nécessaire de pouvoir le faire in situ, c'est-à-dire dans l'environnement habituel des sujets. Une modification de cet environnement peut influencer la réalisation du mouvement, mais aussi le comportement du sujet. Qui plus est, ces technologies sont lourdes à déplacer, leurs champs de mesures sont limités ce qui complique le suivi dans différents environnements ou sur de longues durées.

Avec la miniaturisation grandissante des capteurs et l'essor des technologies sans fils, les centrales inertielles ont dorénavant la taille d'une montre. Elles sont petites, légères, autonomes, peuvent être synchronisées entre elles et transmettent leurs données d'orientation de leur boîtier dans un repère global par voie radio. Elles ont donc, à priori, toutes les qualités requises pour être utilisées en analyse du mouvement. Malheureusement elles souffrent de certaines limites et leur mise en œuvre, pour obtenir les mouvements recherchés, nécessite de suivre certaines étapes illustrées sur la Figure 1. La première concerne le calibrage des capteurs qui composent la centrale inertielle : les accéléromètres qui mesurent les accélérations linéaires, les gyromètres qui mesurent les vitesses angulaires et souvent les magnétomètres qui mesurent le champ magnétique. L'étape suivante consiste à fusionner les

données de ces trois types de capteurs pour obtenir une mesure de l'orientation du boîtier de la centrale inertielle dans un repère d'observation. Ces deux premières étapes ont déjà été étudiées dans le laboratoire durant le travail de thèse d'Alexis Nez (Nez, 2017). Pour finalement obtenir la cinématique articulaire, il est nécessaire de suivre deux étapes supplémentaires. La première nécessite de connaître le passage entre l'orientation que nous donne la centrale inertielle et celle du segment osseux sous-jacent, soit le calibrage centrale-à-segment. Puis la dernière étape permet de définir l'orientation des segments les uns par rapport aux autres. Ce manuscrit se focalisera sur ces deux dernières étapes, en considérant donc la détermination de l'orientation des centrales inertielles comme suffisamment aboutie.

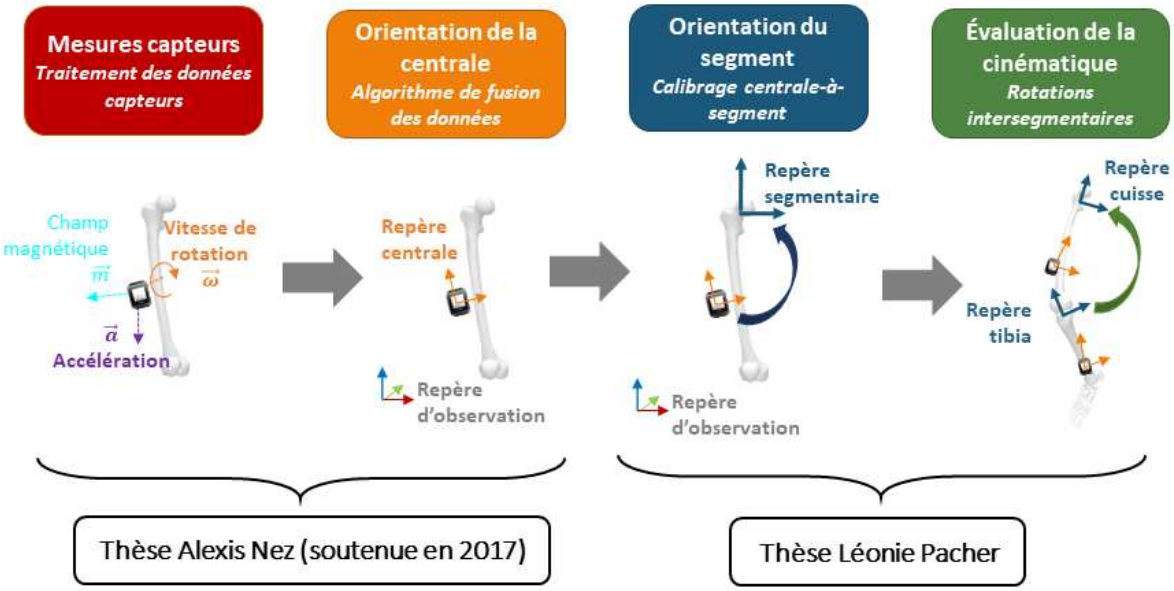


Figure 1 : Les différentes étapes nécessaires pour l'obtention de la cinématique articulaire avec les centrales inertielles

Ainsi, l'objectif de ce travail doctoral est de proposer une méthodologie de détermination optimale de la cinématique des membres inférieurs en utilisant les centrales inertielles. Un des points clés de la bonne définition de cette cinématique est le calibrage centrale-à-segment qui permet de connaître l'orientation de la centrale inertielle par rapport au segment osseux sous-jacent. Nous nous concentrerons sur les rotations intersegmentaires, les translations étant petites et difficiles à mesurer au vu de la précision de nos systèmes de mesure.

Puisque les centrales, comme les marqueurs, sont positionnées sur la peau, elles sont séparées de l'os par des muscles, tissu adipeux, fascia, etc. qui génèrent des mouvements non constants entre la centrale et l'os appelés : artefacts de tissu mou. De par leur lourdeur, comparativement aux marqueurs très légers utilisés avec la méthode optoélectronique, les centrales inertielles sont plus sensibles à ces artefacts. De plus une seule centrale par segment est utilisée, ce qui concentre la mesure en un seul

point. Afin de limiter ces artefacts, l'une des solutions privilégiées dans la méthode optoélectronique est l'optimisation multisegmentaire. Ce sont des méthodes de calculs qui permettent d'obtenir la cinématique en imposant des contraintes aux grandeurs cinématiques mesurées en se basant sur un modèle composé de segments rigides et liaisons mécaniques. Nous étudierons différentes possibilités d'application de ces méthodologies pour la cinématique articulaire avec centrales inertielles.

Cette thèse a donc une visée méthodologique et a comme objectif de faire des propositions afin d'obtenir la cinématique articulaire des membres inférieurs à partir de centrales inertielles.

- La première partie de ce travail sera consacrée à l'état de l'art, avec un premier chapitre dédié aux méthodes de mesure de mouvement actuelles et à leurs limites et un second chapitre consacré aux centrales inertielles et aux problèmes méthodologiques associés.
- La seconde partie de cette thèse sera consacrée à des études portant sur la comparaison et la sélection de méthodes de calibrage centrale-à-segment.
- La troisième explorera l'apport de l'optimisation multisegmentaire pour l'obtention de la cinématique articulaire à partir de centrales inertielles.
- La dernière partie testera les différentes méthodologies mises en place sur une population pathologique. Ce travail s'est fait en collaboration avec le laboratoire de cinésiologie Willy Taillard aux Hôpitaux Universitaires de Genève et l'Université de Genève.

Partie 1 L'analyse du mouvement humain vers une mesure ambulatoire : État de l'art

Chapitre 1 Mesure cinématique du mouvement humain, la référence actuelle

Dans ce chapitre, nous aborderons les méthodes qui sont actuellement utilisées pour effectuer une mesure de la cinématique du mouvement humain.

1.1. Les systèmes de mesure pour l'analyse cinématique du mouvement

Les systèmes d'imagerie médicale sont considérés comme la référence pour l'obtention de la cinématique puisqu'ils permettent de capter directement les déplacements des segments osseux. Différentes méthodes ont été adaptées afin de pouvoir effectuer des mesures de mouvements à partir de la résonance magnétique (Borotikar et al., 2017), la fluoroscopie 3D (Ackland et al., 2011; Myers et al., 2012), la tomodensitométrie (Gondim Teixeira et al., 2015) et l'échographie (Jia et al., 2017). Mais elles sont peu utilisées en usage courant d'analyse du mouvement en raison de leur coût, de leur encombrement, de la limitation importante du champ de mesures, de la faible fréquence d'acquisition de ces appareils et de l'exposition à de possibles rayonnements.

Actuellement, le matériel par excellence pour effectuer l'analyse cinématique de la locomotion et qualifié de « silver standard » est le système optoélectronique (Koning et al., 2015). Cette technologie a l'avantage de permettre de suivre exclusivement des points ou marqueurs positionnés sur la peau du sujet ce qui simplifie la reconstruction du mouvement comme l'illustre la Figure 2. Un système optoélectronique est composé de plusieurs caméras synchronisées et calibrées afin qu'elles aient un référentiel commun. Dans le cas des systèmes dits passifs les plus utilisés actuellement, les caméras émettent de la lumière infrarouge ou rouge par l'intermédiaire des LEDs, lumière qui est reflétée par des marqueurs réfléchissants positionnés sur le sujet. Cette lumière reflétée est ainsi captée par les caméras et se traduit par l'identification des trajectoires des marqueurs dans l'espace en trois dimensions.

Dans le cas des systèmes dits actifs, la lumière rouge ou infrarouge est directement émise par les marqueurs par l'intermédiaire de leds. Les marqueurs passifs seront ceux utilisés dans ce travail.



Figure 2 : Exemple de salle permettant d'effectuer une analyse de la locomotion, le repère global du système, ainsi qu'un exemple d'expérimentation et reconstruction des marqueurs traqués.

Ces caméras sont placées et réglées de telle façon à ce qu'un minimum de deux à la fois puisse voir chaque marqueur au cours du mouvement.

1.2. La terminologie anatomique

Dans cette section nous allons répertorier les différentes terminologies anatomiques qui seront utilisées tout au long de ce manuscrit. Tout d'abord il est important de rappeler ce que l'on considère comme la posture de référence qui permet de définir les plans anatomiques ainsi que les axes anatomiques.

La posture de référence est une posture debout, le sujet regarde devant lui, il a les jambes tendues et les pieds à plat, la face palmaire des mains orientée vers l'avant (Figure 3). C'est la posture conventionnelle utilisée comme position d'origine pour définir le mouvement.

À partir de cette posture, différentes directions sont définies (Figure 3) :

- Antéro-postérieure (AP) : part de l'arrière du corps vers l'avant
- Médio-latérale (ML) : part du milieu du corps et va latéralement
- Longitudinale (L) : part du bas du corps pour aller vers le haut verticalement

Les termes de proximal et distal sont fréquemment utilisés dans le domaine du corps humain. Un élément est proximal au corps lorsqu'il est proche du tronc et distal lorsqu'il est loin du tronc.

Enfin les plans anatomiques (sagittal, frontal et transverse) sont des plans imaginaires qui sectionnent le corps humain dans la posture de référence. Ils sont utilisés dans différents contextes, par exemple, pour décrire les plans dans lesquels sont effectués les mouvements.

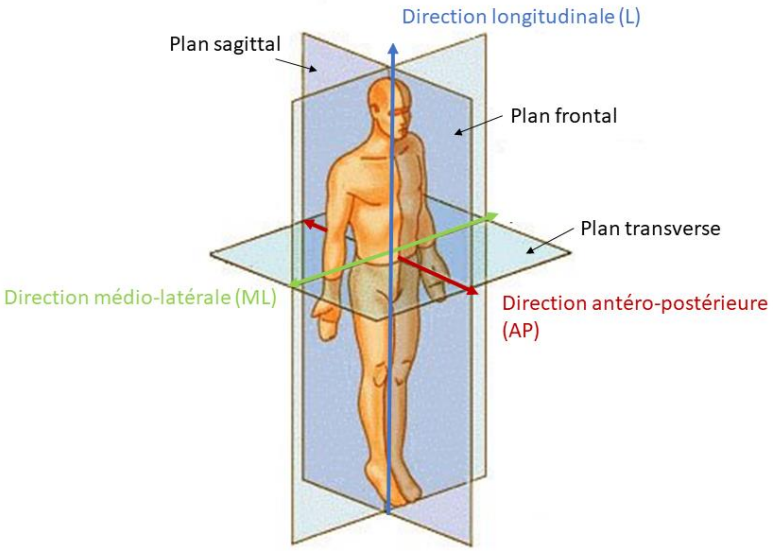


Figure 3: Posture de référence, plans et directions anatomiques, adaptées de (Zwarck 2011)

1.3. Les segments osseux

Les systèmes de mesure optoélectroniques nous permettent de suivre le déplacement de marqueurs positionnés à la surface de la peau. Or la cinématique articulaire se définit comme la caractérisation du déplacement et de l'orientation relative d'un segment osseux par rapport à un autre.

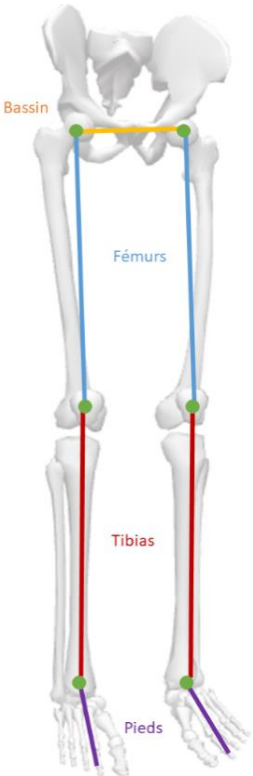


Figure 4 : Illustration du modèle de segment osseux.

Dans le cadre de l'analyse cinématique du mouvement, le corps humain est considéré comme un système poly articulé à corps rigides (Baker, 2013; Wu et al., 2002). Pour l'analyse de la locomotion des membres inférieurs, il est d'usage de les diviser en 7 segments « rigides » nommés par les os sous-jacents (Figure 4) (Baker, 2013; Wu et al., 2002). Le premier segment est le bassin composé du sacrum, des os iliaques et des branches ischio-pubiennes, puis l'on considère les fémurs reliés au bassin par les articulations de la hanche puis les tibia-fibulas reliés aux fémurs par l'articulation du genou et enfin les pieds considérés comme un seul segment rigide relié aux tibias par l'articulation de la cheville. Le pied n'est pas physiologiquement un segment rigide, ainsi certaines propositions ont été faites pour décomposer le pied en deux ou trois segments (Leardini & Caravaggi, 2017) . On peut par exemple citer l'Oxford Foot Model (Carson et al., 2001) et l'Instuti Ortopedici Rozzoli (IOR, (Leardini et al., 1999) qui décomposent le pied en 5 segments. Ces modèles sont souvent utilisés lorsqu'une analyse spécifique du pied est nécessaire (Deschamps et al., 2011).



Figure 5 : Illustration de la création du repère du fémur, avec la ligne pleine bleue comme le vecteur principal, la flèche verte en pointillé le vecteur secondaire, les sphères vertes les centres articulaires

1.3.1. Définition des repères segmentaires

À chacun des segments est associé un repère segmentaire, orthonormé direct dont le déplacement et l'orientation seront définis dans le repère global optoélectronique. Il est important de noter que les repères anatomiques sont orthonormés directs, mais que les axes servant à les définir se basent sur des axes anatomiques et/ou fonctionnels. Or il n'y a aucune garantie que ces axes soient réellement perpendiculaires les uns aux autres, surtout pour des populations pathologiques (Waldstein et al., 2013). Toutefois, ce formalisme reste le plus utilisé.

Pour obtenir ces repères, il est nécessaire de définir deux vecteurs non colinéaires, soient un vecteur dit principal et un vecteur dit secondaire. La Figure 5 présente le principe de création de repères segmentaire pour le fémur inspiré des propositions de l'International Society of Biomechanics (ISB), (Wu et al., 2002), de Grood et Suntay (Grood & Suntay, 1983) et du modèle conventionnel de la marche (Baker et al., 2017; Kadaba et al., 1990). Un premier vecteur appelé vecteur principal $\overrightarrow{e_{AP,ML\ ou\ L}}$ est défini comme axe principal du repère, en bleu sur la Figure 5, et un deuxième vecteur nommé vecteur secondaire, en pointillé vert sur Figure 5. Ensuite pour obtenir un repère, il est défini un troisième vecteur comme le produit vectoriel du principal et secondaire qui sera le troisième axe du repère. Enfin pour que ce repère soit orthogonal direct le deuxième axe du repère est défini comme le produit vectoriel du troisième et principal. Chacun de ces vecteurs est normalisé afin d'obtenir un repère orthonormé direct.

Pour le bassin (Figure 6) :

- Le vecteur principal joint les repères anatomiques des épines iliaques antéro-supérieures gauche (LASI) et droite (RASI)
- Le vecteur secondaire peut joindre le sacrum au milieu des repères anatomiques LASI et RASI

Pour le fémur (Figure 5) :

- Le vecteur principal joint les centres articulaires de la hanche et du genou
- Le vecteur secondaire joint l'axe de flexion du genou

Pour le tibia (Figure 7) :

- Le vecteur principal joint le centre articulaire du genou et de la cheville
- Le vecteur secondaire joint l'axe de flexion du genou

Pour le pied (Figure 8) :

- Le vecteur principal joint le marqueur du centre articulaire de la cheville et les marqueurs du deuxième métatarsien
- Le vecteur secondaire joint l'axe de dorsiflexion de la cheville

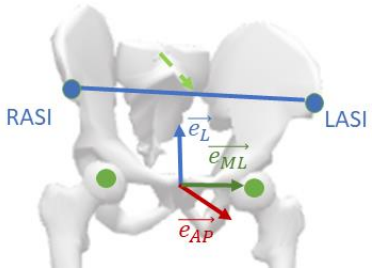


Figure 6: Illustration de la création du repère du bassin



Figure 7 : Illustration de la création du repère du tibia.

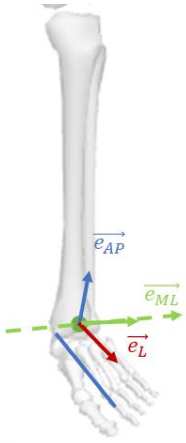


Figure 8 : Illustration de la création du repère du pied.

Il est évident ici que la définition du vecteur principal a une grande importance puisqu'il influencera la totalité du repère segmentaire. Celui-ci est principalement défini en utilisant des centres articulaires recalculées. Il est donc nécessaire que ces centres articulaires soient optimaux. Le positionnement dans le plan frontal des segments est particulièrement important pour les vecteurs secondaires, ainsi leurs déviations antéro-postérieures doivent être contrôlées.

1.3.2. Définition des centres articulaires et axes anatomiques

Il existe différentes méthodes permettant d'obtenir les centres articulaires et axes anatomiques ou fonctionnels. Le lien entre deux centres ou les axes permettent de définir les vecteurs produisant les repères segmentaires. Il y en a de trois types dans la littérature :

- Les méthodes anatomiques permettent de définir un axe ou un centre articulaire à partir des points anatomiques. Ces points anatomiques sont obtenus soit en plaçant directement un marqueur à leur location, soit en les repérant dans un repère technique associé aux segments à partir d'imagerie par exemple (Cappozzo et al., 1995, Assi et al. 2016).
- Les méthodes prédictives définissent les centres articulaires à partir d'analyses statistiques (Sangeux, 2015). Les centres articulaires sont localisés dans les repères segmentaires du segment sous-jacent en appliquant des équations de régression. Ces équations de régression intègrent souvent des données anthropométriques (Hara et al., 2016).
- Les méthodes fonctionnelles utilisent les capacités fonctionnelles du sujet pour définir les axes et centres articulaires. Il est fait l'hypothèse lors d'un mouvement précis que l'axe ou le centre

de rotation autour duquel le mouvement est effectué correspond à l'axe ou centre anatomique (Lin Meng et al., 2019).

1.3.2.1. Centre articulaire de hanche

Le centre articulaire de la hanche peut être défini de façon prédictive à partir d'une équation de régression dans le repère du bassin, différentes possibilités existent (Hara et al., 2016). Une première proposition encore largement utilisée avait été faite en 1991 par Davis et al. L'équation de régression a pour paramètres la longueur des jambes, la distance entre les épines iliaques antéro-postérieures et la profondeur du bassin (Davis et al., 1991). Mais les études de Hicks et Richards présentent des résultats qui suggèrent que les méthodes fonctionnelles sont meilleures (Hicks et al., 2005). En 2007, en se basant sur des images IRM, Harrington et al. proposent une nouvelle méthode de prédiction du centre articulaire de la hanche, avec pour paramètres anthropométriques la distance entre les épines iliaques antéro-supérieures et la profondeur du bassin (Harrington et al., 2007). Pour cette méthode, des résultats similaires aux méthodes fonctionnelles ont été présentés (Sangeux et al., 2011, 2014), et même meilleurs pour un public pathologique (atteint de paralysie cérébrale dans l'étude) (Peters et al., 2012). Plus récemment, Hara et al proposent à leur tour une nouvelle équation qui montre une précision similaire aux méthodes fonctionnelles, voire plus précises, surtout pour des patients en surpoids (Hara et al., 2016). Cette équation qui ne prend que la longueur de jambe comme paramètre est définie comme suit dans le repère du bassin :

$$direction\ postéro\ antérieure\ HJC_x = 11 - 0.063 \times longueur\ de\ jambe\ (mm)$$

$$direction\ médio\ latérale\ HJC_y = 8 + 0.086 \times longueur\ de\ jambe\ (mm)$$

$$direction\ verticale\ HJC_z = -9\ - 0.078 \times longueur\ de\ jambe\ (mm)$$

Différentes méthodes fonctionnelles sont proposées pour définir le centre articulaire de la hanche. Dans ce but, différents mouvements du fémur autour de la hanche sont proposés. Différentes méthodes mathématiques permettent d'obtenir le centre articulaire de la hanche de manière fonctionnelle (Camomilla et al., 2006). Dans la première catégorie de méthode il est fait l'hypothèse que chaque marqueur du fémur suit un mouvement sphérique dont le centre est le centre articulaire de la hanche (Cappozzo, 1984; Halvorsen et al., 1999; Silaghi et al., 1998). La seconde catégorie définit les marqueurs du fémur comme un corps rigide, le centre articulaire de la hanche est défini comme le point du corps qui induit le moins de déplacement dans le repère du bassin (Holzreiter, 1991). L'étude de Camomilla et al. (2006) a montré que la méthode analytique qui exploite la procédure de « sphere fitting » quartique (Halvorsen, 2003) combinée à un mouvement du fémur en StarArc (Figure 9), qui consiste en un mouvement du fémur en forme d'étoile avec un retour en position de référence en

faisant un demi-cercle avec une amplitude du mouvement supérieure à 30° paraissait la meilleure combinaison pour définir le centre articulaire de la hanche de façon fonctionnelle.



Figure 9: mouvement StarArc extrait de Camomilla et al. 2006

1.3.2.2. Centre et axe fonctionnel du genou

Pour le genou, il existe peu de comparaisons de l'estimation du centre articulaire du genou. Celui-ci est le plus souvent défini comme étant sur l'axe de flexion/extension du genou et au milieu des deux épicondyles du fémur. Cette hypothèse paraît fortement plausible et surtout particulièrement répétable (Sinclair et al., 2015) .

Différentes études ont comparé les méthodes permettant d'obtenir l'axe de flexion extension du genou (Passmore & Sangeux, 2016; Sauret et al., 2016). Ils proposent de comparer quatre méthodes permettant d'obtenir l'axe de flexion/extension du genou avec une méthode de référence : la radiographie bi planaire EOS ou échographie. La première méthode est une méthode anatomique qui utilise deux marqueurs placés sur les épicondyles du fémur et trois méthodes fonctionnelles, la méthode SARA/Axis transformation technique (Ehrig et al., 2007) qui détermine l'axe de rotation optimal, la méthode géométrique (Chang et al. 2007) et la méthode de minimisation du varus/valgus du genou/DynaKAD (Baker et al., 1999). Leurs résultats montrent que la méthode fonctionnelle de Baker et al., le DynaKAD, présenterait une meilleure justesse et répétabilité. Par ailleurs, Passmore et al. obtenaient des résultats qui meilleurs avec la marche pour définir cet axe (Passmore et al., 2018). Mais il ressort de l'étude de Sauret et al. (2016) que les mouvements fonctionnels passifs, c'est-à-dire imposés par l'opérateur, étaient plus précis que les mouvements fonctionnels actifs, c'est-à-dire effectués par le sujet. L'étude de Passmore et al. (2018) met tout de même en garde sur le fait que les résultats obtenus dans les populations asymptomatiques ne sont pas transposables aux populations cliniques. L'échographie est tout de même la solution la plus précise et répétable dans ce type de cas tandis que les méthodes fonctionnelles présentent des résultats moins bons (Passmore et al., 2018).

1.3.2.3. Centre et axe fonctionnel de la cheville

Pour la cheville, la méthode classique consiste à localiser le centre articulaire de la cheville comme étant au milieu des deux malléoles médiales et latérales (Davis et al., 1991; Kadaba et al., 1990) . L'étude de Bruening et al. propose d'améliorer cette estimation par l'intermédiaire d'une équation de

régression extraite de 30 radiographies d'enfants (Bruening et al., 2008). Ils utilisent la longueur du tibia pour définir l'offset sur l'axe médio-latéral du pied qui serait de $+0.027 \times Longeur\ tibia\ (mm)$.

Salami et al. ont aussi proposé d'évaluer différents mouvements fonctionnels pour la détermination de l'axe médio-latéral et du centre articulaire de la cheville comparativement à la méthode anatomique classique améliorée grâce au Heel Alignement Device (Salami et al., 2020; J. Simon et al., 2006). Les méthodes fonctionnelles présentent des différences significatives avec la méthode anatomique. Seulement, cette étude n'ayant pas utilisé d'imagerie il reste un doute sur quelle méthode est la plus proche de l'axe anatomique. Salami et al concluent finalement que l'imagerie reste encore la méthode la plus fiable pour obtenir l'axe médio-latéral et le centre articulaire de la cheville.

1.4. Le calcul de la cinématique articulaire

Les données cinématiques correspondent à une séquence de trois angles d'Euler qui définissent les changements d'orientation du repère lié au segment proximal par rapport au repère du segment distal (Baker, 2011; Wu et al., 2002). La première rotation se fait dans le plan sagittal autour de l'axe médio-latéral, ce qui correspond le plus souvent à un angle de flexion/extension ou anté/rétroversion pour le bassin. La seconde rotation se fait dans le plan frontal, ce qui correspond à un angle d'adduction/abduction ou obliquité pour le bassin et enfin la troisième s'effectue dans le plan transverse autour de l'axe longitudinal, ce qui correspond à un angle de rotation interne/externe. Ce formalisme a été choisi, car il facilite l'interprétation du mouvement vu que les rotations sont proches d'axes de rotation fonctionnels (Cappozzo et al., 2005; Grood & Suntay, 1983).

Les angles sont souvent présentés en fonction du temps ou d'un pourcentage de cycle pour les mouvements cycliques, comme la marche illustrée dans la Figure 10. Les zones grisées représentent des mesures de marches asymptomatiques autour de la moyenne et d'un ou deux écarts-types, cela permet de voir si la personne se trouve dans cette zone ou non et ainsi déceler de potentielles anomalies de marche.

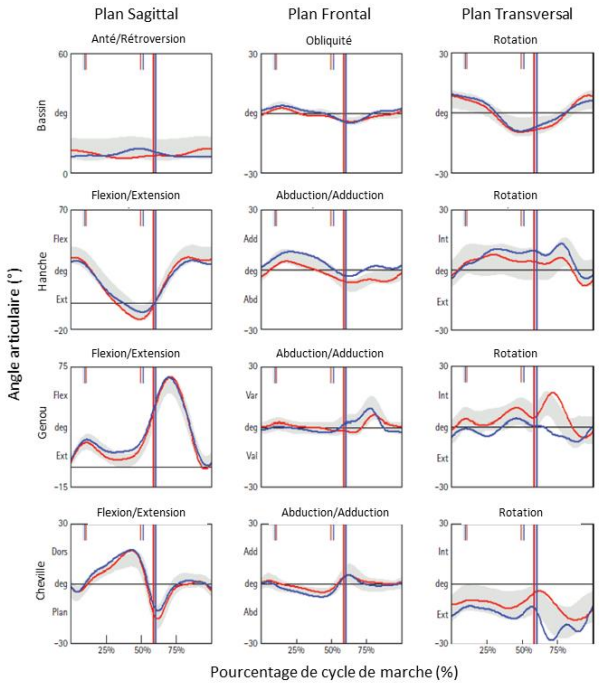


Figure 10 : Présentation classique des résultats de cinématique articulaire, avec les lignes représentant les articulations (bassin, hanche, genoux et chevilles), les colonnes, les plans (sagittal, frontal/coronal, et transverse). La courbe en rouge représente la jambe gauche et la courbe bleue, la jambe droite, les zones grisées représentent les cinématiques asymptomatiques. Extrait de A Handbook of clinical gait analysis Baker (Baker 2013).

1.5. Les limites de l'analyse du mouvement standard

La méthode basée sur les systèmes optoélectroniques reste largement diffusée et est considérée comme le « Silver Standard » en l'analyse du mouvement humain. Cette méthode, utilisée depuis les années 1980, a l'avantage du recul et donc d'une certaine maîtrise méthodologique. Ainsi ses limites sont bien identifiées (Baker et al., 2017).

En premier lieu, certaines de ces limites sont propres au matériel. La mesure est ainsi influencée par la résolution des caméras, le nombre de caméras, leur placement ou encore la taille des marqueurs (Aurand et al., 2017; Maletsky et al., 2007). L'erreur de reconstruction sur la position des marqueurs en trois dimensions est de l'ordre du millimètre (Marcellin 2021, Eichelberger et al. 2016), ce qui constitue une erreur acceptable dans le cas de l'analyse du mouvement humain.

En réalité, l'erreur dans la cinématique articulaire provient d'une autre contrainte de ces systèmes à savoir qu'elle est obtenue à partir de marqueurs externes qui sont positionnés sur la peau. Or c'est le mouvement des os, internes au corps, qui est d'intérêt dans le cadre d'une analyse cinématique. Il est ainsi fréquent d'observer un mouvement relatif ou artefact entre le marqueur et les os dus à la présence de tissus mous : muscles, tissus adipeux et peau (Stagni et al., 2005). Il est même possible lors de certains mouvements que ces artefacts soient de mêmes ampleurs que le mouvement lui-même (Camomilla et al., 2017a). Il est donc important d'adapter le placement des marqueurs aux artefacts (Grimpampi et al., 2012; Thouzé et al., 2010). De plus, une autre limite est basée sur la pose

de ces marqueurs. Ceux-ci sont posés manuellement par un opérateur, ce qui engendre des biais. Un premier biais est dû à l'opérateur et à sa capacité à être précis (Della Croce et al., 2005) et répétable (Schwartz et al., 2004) dans sa pose de marqueur notamment lorsque ceux-ci doivent être positionnés sur un repère anatomique donné. La qualité de la pose peut également être sujet dépendant puisque les particularités des sujets peuvent faciliter ou rende difficile la visibilité des points anatomiques. Enfin, la méthode permettant d'obtenir les centres articulaires et les axes segmentaires doit être choisie avec précaution, l'adéquation de la méthode étant dépendante de multiples paramètres (Fiorentino et al., 2016). Par exemple, les capacités fonctionnelles du sujet sont importantes dans le choix des méthodes, mais aussi leur morphologie pouvant impliquer une augmentation des artefacts de tissus mous ou de mauvais placement de marqueurs. Des recommandations sont régulièrement proposées (Kainz et al., 2015) pour être aussitôt remises en cause par de nouvelles études pour le centre articulaire de la hanche par exemple (Hara et al., 2016).

Enfin, toujours du fait du matériel utilisé, les protocoles se limitent au champ de vision des caméras. Les expérimentations sont donc souvent effectuées dans des laboratoires sur un espace limité dans un temps donné avec peu de diversité de condition. Or, la locomotion est dépendante de l'environnement, l'état d'esprit, le niveau de fatigue (Troje, 2002). Dans le cadre d'une analyse quantifiée de la marche, la locomotion mesurée ne représentera que la marche du sujet à un instant donné, et pourra plus ou moins s'éloigner de sa marche naturelle ou habituelle.

1.6. Synthèse sur la mesure cinématique du mouvement humain

L'une des mesures clés du mouvement humain est la cinématique qui permet d'obtenir les angles articulaires lors d'un mouvement et d'en déduire les stratégies de coordinations intersegmentaires et le type d'activité effectuée. Ces paramètres permettent aussi d'aider au diagnostic de maladie, d'évaluer l'effet d'un traitement ou de proposer des voies d'amélioration de performances sportives. Pour effectuer cette mesure, les appareils de mesure de prédilection sont les systèmes optoélectroniques. Leur utilisation depuis les années 80 permet d'appréhender leurs limites (Simon, 2004). La méthodologie associée à ces systèmes est ainsi bien maîtrisée même si certains éléments pourraient être améliorés, comme la définition de l'axe médio-latéral de la cheville ou les artefacts de tissu mou. Malgré cela ces systèmes sont encombrants à déplacer, ont un champ de mesures limité, ce qui empêche leur utilisation in situ. Pour contrer cela, il est nécessaire de pouvoir effectuer ces mesures en dehors du laboratoire.

En effet, il y a un besoin important d'effectuer la mesure du mouvement en ambulatoire. Benson et al. rapportent qu'il est nécessaire d'effectuer des analyses du mouvement sur de longues périodes et dans l'environnement habituel des sujets (Benson et al., 2018). Les comportements dans l'environnement d'un laboratoire sont différents et les conditions dans les laboratoires sont souvent peu variées et moins représentatives de ce qui est effectué dans la vie de tous les jours (Galperin et al., 2019; Holsbeeke et al., 2009; Tamburini et al., 2018). Ainsi les centrales inertielles sont de plus en plus utilisées pour « sortir » des laboratoires.

Chapitre 2 Centrales inertielles : détermination de l'orientation

Les centrales inertielles sont utilisées depuis longtemps dans les domaines de l'aéronautique et de la robotique. Mais ces centrales pèsent plusieurs centaines de kilos. Cependant, grâce à la miniaturisation des cartes électroniques, capteurs, batteries et émetteurs ces dispositifs ont pu être diminués en taille jusqu'à atteindre la taille d'une montre. Toutefois, il est à préciser que cette miniaturisation, si elle rend les centrales plus facilement transportables sur l'homme (Cuesta-Vargas et al., 2010; Picerno, 2016) (Figure 11), est difficilement compatible avec une bonne exactitude de mesure (Barbour & Schmidt, 2001).

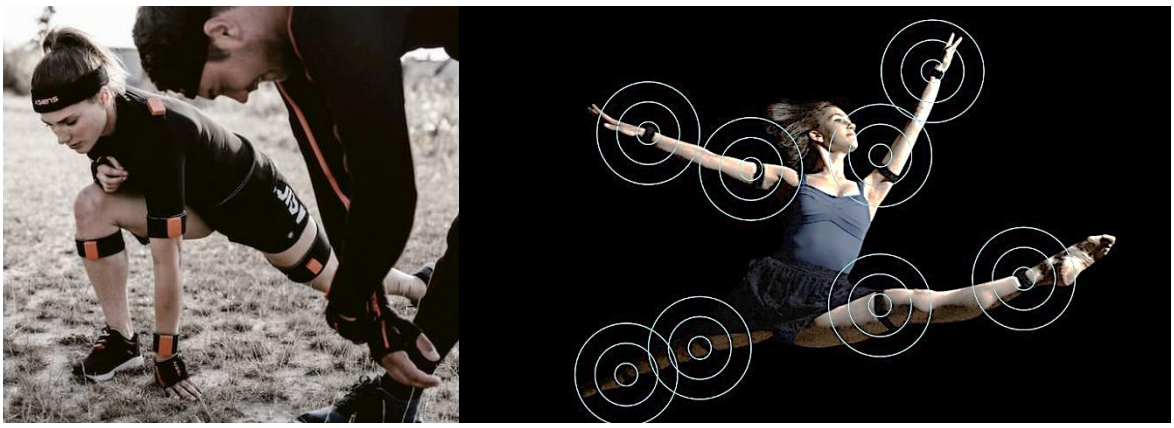


Figure 11 : Illustration des deux types de centrales inertielles utilisées dans ce travail doctoral, à gauche les MTw (Xsens, Enshede, Pays-Bas), à droite Opal (APDM, Portland, États-Unis). Extraites du site xsens.com et apdm.com.

Les centrales inertielles sont composées de plusieurs capteurs : trois gyromètres qui permettent d'obtenir une vitesse angulaire en trois dimensions et de trois accéléromètres qui permettent d'obtenir une accélération en trois dimensions. Ces 6 capteurs forment alors une centrale inertielle à 6 degrés de liberté ou « inertial measurement unit ». Ces capteurs s'accompagnent le plus souvent de 3 magnétomètres permettant de localiser la centrale dans le champ magnétique terrestre pour former une centrale inertielle à 9 degrés de liberté ou « magneto inertial measurement unit ».

La fusion des données de ces trois types de capteurs permet d'obtenir l'orientation du boîtier dans un repère global (Roetenberg et al., 2005). La cinématique articulaire étant l'orientation relative d'un segment par rapport à un autre, la pertinence de l'utilisation de ce type de dispositif apparaît naturellement. Afin de faciliter leur utilisation sur le terrain ces centrales sont munies d'une batterie et parfois de stockage interne ce qui permet de les utiliser sur une longue durée. Elles sont aussi synchrones et communiquent par l'intermédiaire de protocoles de communication sans fil (Wifi, protocole propriétaire…), cela permet d'en utiliser plusieurs de façon synchronisée et sans câblage. Toutes ces conditions réunies permettent une utilisation facilitée de ces dispositifs en milieu

écologique, et donc la mesure de la cinématique de mouvements spécifiques sur une longue durée et dans des environnements différents (Díaz et al., 2019; Picerno, 2016; Wong et al., 2007).

Les paragraphes qui suivent reprennent des éléments majeurs relatifs à ces capteurs. Pour plus de détails, le lecteur est invité à lire la thèse d'Alexis Nez (Nez, 2017).

2.1. Les capteurs

Comme présenté précédemment les centrales inertielles sont munies de six à neuf capteurs de trois types, les accéléromètres, gyromètres et magnétomètres. Dans cette partie nous aborderons les différentes caractéristiques de ces capteurs.

2.1.1. L'accéléromètre

Les trois accéléromètres mesurent l'accélération linéaire subie par la centrale. Ces accéléromètres sont positionnés perpendiculairement les uns aux autres pour définir une accélération en trois dimensions.

Les accéléromètres utilisés dans les centrales inertielles sont le plus souvent des accéléromètres micromécaniques. Ils peuvent être schématisés par un système masse (m), ressort (raideur : k) qui se déplace de façon linéaire sur un axe.

Lorsque le boîtier de la centrale subit une accélération, la masse est projetée. En mesurant le déplacement de la masse, il est possible d'obtenir l'accélération. Ce déplacement est le plus souvent mesuré par une variation de tension électrique due à l'allongement du ressort. La loi de Hooke permet de calculer cet allongement :

$$\overrightarrow{a_x} = -\frac{kx}{m}\vec{x} \tag{2.1}$$

Afin d'obtenir ce déplacement, différentes technologies sont utilisées : piézoélectrique, piézorésistive, capacitive.

La somme des accélérations suivant les trois axes $\vec{x}, \vec{y}\ et\ \vec{z}$ du repère de la centrale permet de définir l'accélération résultante en trois dimensions. Dans cette valeur d'accélération fournie par les accéléromètres, figure l'accélération de pesanteur verticale et d'une valeur de $9.81 m/s^2$. Lorsque le mouvement du capteur se fait à accélération très faible ou nulle, cette accélération de pesanteur mesurée par les accéléromètres permet d'obtenir l'angle θ du boîtier par rapport à la verticale comme illustré par la Figure 12.

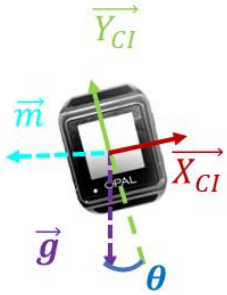


Figure 12: Méthode d'obtention de l'orientation à partir des accéléromètres, CI : centrale inertielle

Les accéléromètres doivent être calibrés afin de convertir les mesures électriques ou potentiels (en Volts) en mesure physique. Ce calibrage permet aussi de diminuer les erreurs de mesures dues aux défauts de positionnement des capteurs, aux caractéristiques électriques et mécaniques des accéléromètres générant des bruits de mesure qui peuvent être constants ou aléatoires. Ces bruits sont aussi dépendants de l'environnement, de la température, du taux d'humidités, etc. Pour effectuer ce calibrage, il existe différentes méthodes (Nez, 2017). Si un premier calibrage est effectué par le constructeur, les accéléromètres nécessitent des calibrages réguliers (Aggarwal et al., 2008; Sabatini, 2006) et il est à noter que tous les accéléromètres ne proposent pas de modèle de calibrage incluant la température (Nez, 2017).

2.1.2. Les gyromètres

Les trois gyromètres sont là encore placés de façon perpendiculaire afin d'obtenir la vitesse angulaire en trois dimensions. Dans les centrales inertielles de type microsystèmes électromécaniques, les gyromètres utilisés sont principalement des gyromètres vibrants de type diapason simple (Figure 13) (Roland, 2012).

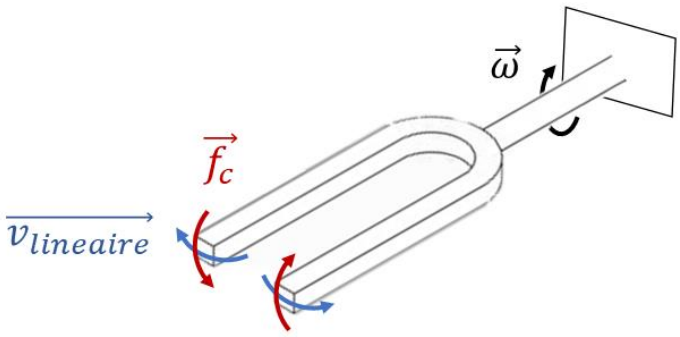


Figure 13: Illustration du principe d'un gyromètre vibrant en diapason simple, modifié de ylivdesign,dreamstime.com

Ils sont composés d'un corps vibrant produisant un signal sinusoïdal d'une amplitude proportionnelle à la vitesse angulaire. Lorsque le diapason est soumis à une vibration résultant d'une rotation $\vec{\omega}$, les extrémités du diapason subissent une vitesse linéaire $\overrightarrow{v_{linéaire}}$ laquelle résulte en une force de Coriolis $\overrightarrow{f_c}$ appliquée à l'extrémité du diapason. De la même manière que les accéléromètres, les vibrations

modifient la capacitance du capteur et ainsi il est possible de déduire la vitesse angulaire ($\overrightarrow{\omega}$) (Roland, 2012) sur chacun des gyromètres selon la relation :

$$\overrightarrow{f_c} = -2m\vec{\omega} \wedge \overrightarrow{v_{linéaire}} \quad (2.2)$$

La vitesse angulaire résultante subie par la centrale est la somme des vitesses angulaires mesurées sur les trois axes $\vec{x}, \vec{y}$ et $\vec{z}$.

L'intégration de la vitesse angulaire mesurée par les gyromètres permet d'obtenir l'orientation de la centrale dans un repère global. Malheureusement la présence de bruit et d'instabilité du biais, induit des erreurs constantes et aléatoires de l'estimation de l'orientation qui s'accumulent à chaque pas d'intégration (Wall & Bevly, 2006). Ainsi l'orientation déduite des gyromètres est soumise à une dérive au cours du temps. Il est possible d'estimer une partie des bruits électriques et mécaniques et défaut d'alignement par une étape d'identification, mais une partie de ces biais sont aléatoires et doivent donc être pris en compte pour estimer correctement la vitesse angulaire et éviter le cumul d'erreurs dans l'orientation (El-Diasty & Pagiatakis, 2008). Avec l'évolution de ces technologies, on voit une diminution de ces biais, mais ceux-ci sont toujours présents (Sabatini, 2011).

Tout comme pour les accéléromètres il est nécessaire d'effectuer un calibrage des gyromètres, au moins pour corriger les offsets et défauts d'orthogonalité (Aggarwal et al., 2008; Li et al., 2012; Nez, 2017). Ces calibrages sont souvent faits par les constructeurs, mais les gyromètres sont aussi fortement sensibles aux variations de température (Shcheglov et al., 2000), cet élément est peu pris en compte dans le calibrage des gyromètres.

2.1.3. Le magnétomètre

Les trois magnétomètres des centrales inertielles sont, tout comme pour les autres capteurs, posés perpendiculairement au moment de la fabrication du capteur afin d'obtenir l'orientation et l'intensité du champ magnétique en trois dimensions.

Il existe différents types de magnétomètres, mais les plus couramment utilisés dans les centrales inertielles exploitent l'effet Hall. Or, ces magnétomètres sont très sensibles à toute perturbation du champ magnétique (Filippeschi et al., 2017) y compris les perturbations (Sabatini, 2011; Salehi et al., 2014) :

- Ferromagnétiques dures qui correspondent à un champ magnétique permanent. Il est généré par une structure ferromagnétique ou d'origine électrique localisée à l'intérieur du capteur. Cette perturbation locale tourne avec le capteur, elle est constante il est donc possible de la contrer par un calibrage d'origine des capteurs.

- Ferromagnétiques douces correspondant à une distorsion du champ magnétique terrestre extérieure au capteur. Cette perturbation est non constante et variable. Celle-ci peut être partiellement prise en compte en la traitant par l'intermédiaire du paramètre de sensibilité du capteur.

Du fait de cette grande sensibilité à ces perturbations qui sont nombreuses dans l'environnement, les magnétomètres sont absents de certaines centrales inertielles (de Vries et al., 2009). L'intérêt principal de ce type de capteur et de corriger la dérive des gyromètres pour l'obtention de la rotation communément appelée lacet qui correspond à la rotation autour de la verticale et aussi de définir le repère terrestre global commun aux centrales.

Ces instruments de mesure doivent aussi être calibrés, que ce soit pour les défauts d'orthogonalité, mais aussi pour assurer une mesure correcte du champ magnétique. Ces capteurs ont ainsi besoin d'être recalibrés souvent puisque soumis à beaucoup de perturbations magnétiques dépendant de l'environnement de mesure. Ainsi le protocole de recalibrage le plus utilisé avec ce type de centrale est celui exposé par (Gebre-Egziabher et al., 2006). Cette méthodologie exploite le fait que l'amplitude du champ magnétique est constante quel que soit la configuration de la centrale.

2.2. Les algorithmes de fusion

Une des utilisations privilégiées des centrales inertielles est de définir l'orientation du boîtier des centrales dans un repère terrestre. Comme illustré à la Figure 14, cette orientation va correspondre à l'orientation d'un repère local ou technique associé au boîtier de la centrale par rapport à un repère global ou terrestre. De façon générale cette orientation est formulée sous forme d'un quaternion. Ce quaternion est un vecteur à quatre composantes qui détermine l'axe et le sens de rotation entre deux repères ici du repère global au repère de la centrale.

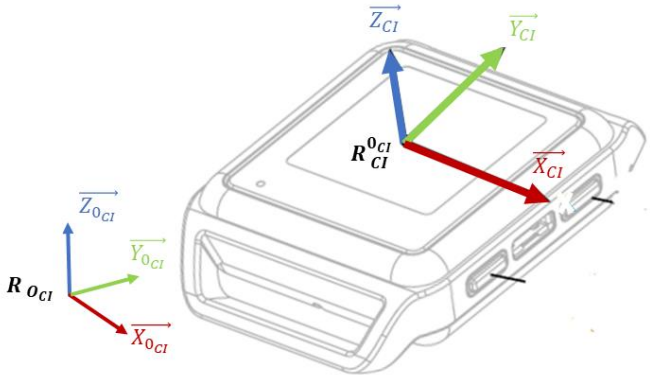


Figure 14: Illustration du repère local des centrales Opal (APDM, Portland, États-Unis), CI : centrale inertielle

Pour obtenir l'orientation des centrales dans un repère terrestre, comme évoqué précédemment, la mesure de la vitesse angulaire pourrait être intégrée. Or la mesure de cette vitesse est entachée de

biais et de bruits (Martin et al. 2016) qui s'accumulent lors de son intégration. L'orientation obtenue subit un phénomène de dérive (Sabatini, 2006; Sabatini, 2011). C'est pour cela que les centrales inertielles contiennent d'autres capteurs qui peuvent être exploités pour avoir des informations sur l'orientation de la centrale. Les différentes mesures sont fusionnées pour limiter ces erreurs (Torino, 2021) et ainsi améliorer le calcul de l'orientation (Bergamini et al., 2014). Afin d'optimiser ce calcul, les algorithmes de fusion exploitent les limites des différents capteurs afin d'estimer au mieux l'orientation.

Il existe beaucoup de solutions proposées pour fusionner les données des centrales inertielles. Dans leur publication, Nazarahari et Rouhani mentionnent avoir répertorié 250 algorithmes différents dans la littérature. Nous verrons ici les familles majeures regroupant ces algorithmes (Nazarahari & Rouhani, 2021a).

2.2.1. Filtre de Kalman

Le filtre de Kalman, le plus ancien, est celui qui est encore le plus utilisé. Le premier filtre a été proposé par Rudolph Kalman en 1960, ce filtre résout un problème gaussien quadratique linéaire, soit une mesure linéaire ajoutée de bruit de type gaussien. Ce filtre permet d'estimer l'orientation de la centrale à partir de l'orientation au temps précédent et des mesures actuelles en exploitant une fonction de transition linéaire (Sabatini, 2011; Welch, 2009). Ainsi il est composé de deux phases distinctes :

- Une phase de prédiction pendant laquelle l'orientation est estimée à partir de la mesure à l'instant précédent
- Une phase de mise à jour pendant laquelle les mesures des capteurs à l'instant actuel sont utilisées pour corriger l'orientation estimée. Tout d'abord, la mise à jour temporelle est faite, c'est-à-dire que la distribution gaussienne du bruit et sa covariance sont mises à jour. Ensuite, il est fait la mise à jour de la mesure, en d'autres termes les mesures à l'instant t sont fusionnées avec la mesure à l'instant précédent pour estimer la nouvelle orientation.

Lors de l'estimation de l'orientation, l'utilisation de la mesure des trois types de capteurs est pondérée sous la forme de matrices de covariances. La connaissance des systèmes de mesures, de leurs paramètres et de leur niveau de bruit permet d'estimer les matrices de covariances appliquées aux données de gyromètres ou d'accéléromètres. Ces matrices permettent de minimiser les erreurs des capteurs. Ainsi, l'orientation peut être estimée avec exclusivement les données des gyromètres ou peut résulter d'un « mélange » entre la mesure des gyromètres et celle des accéléromètres.

Dans ce type de filtre différentes hypothèses sont faites, une première est que la transition entre chaque instant est linéaire, que la mesure des capteurs est linéaire et enfin que le système est continu (Montella, 2011).

Dans le cadre de l'utilisation des centrales inertielles, ce filtre est actuellement le plus répandu, mais il n'y a pas de consensus sur la manière de l'exploiter et la façon d'obtenir les paramètres du filtre pour estimer l'orientation. Alexis Nez dans sa thèse propose une méthodologie de définition des paramètres du filtre de Kalman (Nez, 2017). L'initialisation de la matrice de covariance est particulièrement importante puisqu'elle représente la modélisation de l'erreur et du bruit des capteurs (Nez et al. 2017, Schneider et al. 2013). Si ces matrices ne sont pas optimales, il existe un risque de non-convergence et d'instabilité (Foxlin, 1996).

Un nombre important de variantes de ce filtre de Kalman a été proposé dans la littérature, Nazarahari et al. (2021a) les a présentés comme suis :

- Les filtres de Kalman étendus (Montella, 2011) utilisent des fonctions non linéaires dans la phase de mise à jour, pour s'adapter à des bruits de mesure non Gaussien ou d'erreurs non linéaires.
- Les filtres Kalman avec ajustement adaptatif du gain proposent d'adapter le modèle d'erreurs en fonction de la nature du mouvement effectué (Nazarahari & Rouhani, 2021b). Lorsqu'un mouvement lent est détecté, l'algorithme ajuste la fusion du capteur pour que l'orientation calculée soit pondérée en faveur des données de l'accéléromètre sinon il se tourne plutôt vers le gyromètre. Les performances de cet algorithme s'améliorent en examinant le moment lent précédent et en effectuant une régression linéaire avec le nouveau moment statique pour ajuster les paramètres de bases du filtre.
- Les filtres de Kalman modifiés (Ren & Kazanzides, 2012; Sabatelli et al., 2011) utilisent un schéma à deux couches successives cela peut être un filtre de Kalman classique puis un filtre de Kalman étendu (Ren & Kazanzides, 2012, 2009), mais d'autres combinaisons sont possibles (Dang & Nguyen, 2013; Musić et al., 2008) .
- Les filtres de Kalman complémentaires sont une combinaison entre un filtre de Kalman, qui permet d'estimer les biais des gyromètres, et un filtre complémentaire pour estimer l'orientation (cf. 2.2.2). (Ahmadi et al., 2007; Roumeliotis et al., 1999) .

2.2.2. Filtre complémentaire

Les filtres complémentaires (Anderson & Fritze, 1953) considèrent la mesure de l'orientation par les gyromètres comme dégradée lors de mouvements lents et fiable lors de mouvements rapides. Inversement les accéléromètres et les magnétomètres sont considérés fiables lors de mouvements lents. Ainsi les filtres complémentaires suivent deux phases :

- Une première phase où l'orientation estimée par les gyromètres est soumise à un filtre passe-haut et l'accélération ainsi que les magnétomètres à un filtre passe-bas (Higgins, 1975).
- Une seconde phase où les différentes orientations sont combinées pour obtenir l'orientation optimale.

Les fréquences de coupures et gains des filtres doivent être estimés par rapport à la vitesse de rotation et l'accélération du mouvement. Pour des mouvements lents, une fréquence de coupure basse est choisie pour le filtre passe-bas (inversement, pour le filtre passe haut) tandis que les mouvements rapides eux auront une fréquence de coupure haute pour le filtre passe-bas (inversement, pour le filtre passe haut) (Calusdian et al., 2011). Il faut noter qu'afin de contrer la dérive des gyromètres à l'aide de la mesure des accéléromètres, les filtres complémentaires ont besoin de phases de mouvements lents.

Différentes versions du filtre complémentaire existent (Nazarahari & Rouhani, 2021c), par exemple Madgwick et al. utilisent un filtre basé sur un gradient descendant. Il est à noter que le code permettant d'utiliser ce filtre est *open-source* et assez fréquemment utilisé dans le cadre de l'analyse du mouvement (Madgwick et al., 2013).

2.3. La justesse de la mesure inertielle

Malheureusement dans la réalité de l'utilisation de centrales inertielles en analyse du mouvement, il est complexe d'obtenir des informations sur le calibrage des capteurs ainsi que sur les filtres de fusion utilisés. Si comme évoqué ci-dessus certains constructeurs proposent à leurs utilisateurs de fusionner leurs données avec le filtre de Madgwick, la majorité ne fournit que très peu d'informations sur leur filtre constructeur. Ci-dessous dans le Tableau 1 les paramètres que nous avons pu récupérer des centrales inertielles qui seront utilisées dans ce travail doctoral.

Tableau 1 : Présentation des capteurs et précision des algorithmes de fusion des centrales inertielles utilisées dans ce manuscrit

Modèle		Accéléromètres	Gyromètres	Magnétomètres	Orientation			
					Précision Roulis/Tangage		Précision Lacet	
					Statique	Dynamique	Statique	Dynamique
Opal, APDM	Amplitude de mesure	$\pm 16g$ $\pm 200g$	$\pm$ 2000 deg/s	$\pm$ 8 $Gauss$	1.15 deg	2.80 deg	1.50 deg	2.80 deg
	Stabilité du biais		4 deg/hr					
	Bruit	$120\mu g/\sqrt{Hz}$, $5mg/\sqrt{Hz}$	0.025 deg/s $/\sqrt{Hz}$	2 $mGauss/\sqrt{Hz}$				
Xsens Mtw Awinda	Amplitude de mesure	$\pm 16g$	$\pm$2000 deg/s	$\pm$ 1.9 $Gauss$	0.5 deg	0.75 deg	1.0 deg	1.5 deg
	Stabilité du biais	0.1 mg	10 deg/hr	-				
	Bruit	$200\mu g/\sqrt{Hz}$	0.01 deg/s $/\sqrt{Hz}$	0.2 $mGauss/\sqrt{Hz}$				

Deux éléments peuvent donc jouer sur l'estimation de l'orientation : les capteurs et le filtre de fusion. Comme il peut être noté dans le Tableau 1, si les capteurs présents dans les centrales utilisées dans le cadre de l'analyse du mouvement affichent des amplitudes de mesures similaires, c'est en termes de stabilité du biais et de bruit que les capteurs peuvent se distinguer. Il convient de préciser que les caractéristiques affichées par les fabricants peuvent se révéler différentes dans la réalité (Nez, 2017) et que, comme évoqué précédemment, le calibrage des capteurs qui doit être renouvelé est un élément essentiel pour la qualité de mesure.

Deux publications récentes proposent de comparer différents algorithmes de fusion Nazarahari et Rouhani et Caruso et al. (Caruso et al., 2021; Nazarahari & Rouhani, 2021c). La publication de Nazarahari et Rouhani se montre relativement exhaustive dans la comparaison des différents algorithmes puisque 36 algorithmes sont testés (Nazarahari & Rouhani, 2021c). L'étude de Caruso et al. affiche des erreurs dans l'orientation comprises entre 3.8 et 7.1 degrés avec une ancienne génération de centrales inertielles, mais l'étude de Nazarahari et Rouhani affiche des erreurs plus rassurantes puisque celles-ci sont inférieures à 3° (Caruso et al., 2021; Nazarahari & Rouhani, 2021c). Il est important de noter que ces mesures sont faites sur de longues durées entre 6 et 10 minutes. Les erreurs sont plus faibles pour des essais de plus courte durée.

Mais cette littérature récente souligne l'importance du paramétrage des filtres (Cardarelli et al., 2019; Caruso et al., 2021; Ludwig & Jiménez, 2018; Nez et al., 2018; Olivares et al., 2016; Ricci et al., 2016). Il apparaît que ce paramétrage dépend non seulement des capteurs, mais aussi du type de mouvement réalisé (Nez, 2017) .

Comme proposé par Nez, il semblerait que définir des filtres adaptatifs c'est-à-dire des filtres dont le paramétrage s'ajuste en fonction de l'intensité du mouvement, de l'environnement constitue une solution à explorer (Nez et al., 2018).

2.3.1. Définition d'un repère global commun

Pour mesurer le mouvement humain, il est nécessaire d'utiliser plusieurs centrales inertielles et de savoir comment celles-ci sont orientées les unes par rapport aux autres. Pour cela il est nécessaire qu'elles aient un référentiel commun pour définir leur orientation.

Il est intéressant de noter que différentes études mettent en avant la nécessité de définir ce repère global commun (Favre et al., 2009; Favre et al. 2006; Horenstein et al., 2019). En effet le magnétomètre permet d'obtenir un des vecteurs du repère global commun, or il est parfois absent des centrales inertielles ou soumis à de fortes perturbations (Fan et al., 2018). À notre connaissance aucune étude ne s'est spécifiquement penchée sur cette problématique, mais différentes propositions ont été faites. Ainsi deux types de méthodes sont utilisées l'une fonctionnelle et l'autre statique. Pour les méthodes fonctionnelles il est fait l'hypothèse lors d'un mouvement spécifique que l'axe moyen de la vitesse angulaire ou de l'accélération linéaire mesuré par les centrales inertielles positionnées sur les segments étudiés est identique (Chardonnens et al., 2013a; Favre et al., 2008, 2009; Favre et al. 2006; Horenstein et al., 2019). Ainsi différents mouvements sont utilisés comme un mouvement d'abduction de la jambe, tendue (Favre et al., 2009; Favre et al. 2006), de marche (Horenstein et al., 2019) ou de saut à ski (Chardonnens et al., 2013b). Il est donc essentiel que les centrales se déplacent toutes dans le même plan dans ce type de méthode, ce qui est fortement dépendant du sujet et de la réalisation du mouvement. Du côté des méthodes de type statique, les centrales sont positionnées sur une surface plane et fixées sur un outil de telle sorte ce que leurs boîtiers soient alignés, il est considéré à cet instant que les centrales définissent la même orientation (Kianifar et al., 2019). En sachant que ce placement est réalisé par l'opérateur, une erreur peut apparaître ici.

2.4. Synthèse sur les centres inertielles : détermination de l'orientation

Ce chapitre avait pour objectif de présenter les capteurs qui composent les centrales inertielles et l'orientation qui en est extraite ainsi que leurs problématiques. Les gyromètres étant entachés de biais et de bruit, la seule intégration de la vitesse angulaire ne permet pas d'obtenir une orientation satisfaisante, il est nécessaire d'utiliser un algorithme de fusion afin de modéliser et compenser l'erreur accumulée du gyromètre. Une préférence pour certains filtres a été mise en évidence (Nazarahari & Rouhani, 2021c) avec des erreurs inférieures à 5°. Différents paramètres influencent cette erreur. Le premier paramètre est, bien sûr, la qualité des capteurs contenus dans les centrales,

ceux-ci sont en constante amélioration donc présagent une évolution positive dans ce sens. Un second paramètre crucial, pour une bonne définition de l'orientation, est le choix des paramètres d'ajustements des algorithmes de fusion, plus ils sont justes meilleure sera l'orientation. Enfin l'adaptabilité de cet algorithme est aussi un enjeu important, en effet l'intensité des mouvements effectués avec les centrales peut être variable que ce soit en termes de vitesse ou d'accélération. L'environnement a aussi son influence comprenant notamment la température et la perturbation du champ magnétique. Ces paramètres influençant la mesure des capteurs, le filtre doit pouvoir s'y adapter. Il faut tout de même constater que les performances des centrales inertielles sont encore loin d'égaler les performances des systèmes optoélectroniques. Malgré tout, des mesures effectuées sur quelques secondes ne présentent que peu d'erreurs (inférieure à 3°).

Chapitre 3 Cinématique articulaire à partir de centrales inertielles

Dans l'objectif de mesurer la cinématique articulaire de sujets avec des centrales inertielles, il y a différentes problématiques à prendre en compte. Ces problématiques sont finalement assez similaires à celles rencontrées avec les systèmes optoélectroniques puisque les centrales sont là encore positionnées à la surface de la peau. L'objectif étant d'obtenir les mouvements des os, il est donc nécessaire de connaître le passage entre le repère des centrales et le repère segmentaire sous-jacent. Cette étape sera nommée le calibrage centrale-à-segment. Ainsi à partir de ce calibrage il est possible de définir l'orientation relative des segments les uns par rapport aux autres et donc d'obtenir la cinématique articulaire.

Comme les centrales mesurent des orientations et non des positions, les propositions faites pour obtenir les repères segmentaires à partir de mesures provenant de systèmes optoélectroniques ne peuvent être directement transposées. Pour obtenir ce calibrage centrale-à-segment les vecteurs principaux et secondaires sont définis directement et non pas par l'intermédiaire de points.

Une autre problématique de la mesure du mouvement humain lié à l'utilisation de marqueurs ou capteurs externes est la présence d'artefacts de tissus mous. Ici aussi les centrales inertielles sont fixées sur la peau et peuvent donc subir des mouvements relatifs avec les os qui ne sont pas constants au cours du temps (Torino, 2021). L'une des solutions proposées dans la littérature est l'utilisation de l'optimisation multisegmentaire pour « rigidifier » et « contraindre » la cinématique mesurée afin de se rapprocher du mouvement réel de l'os (Begon et al., 2018). Ainsi dans ce chapitre nous allons aborder en première partie le calibrage centrale-à-segment et en seconde partie l'optimisation multisegmentaire par l'intermédiaire des centrales inertielles. Ces différentes étapes sont présentées sur la Figure 15 :

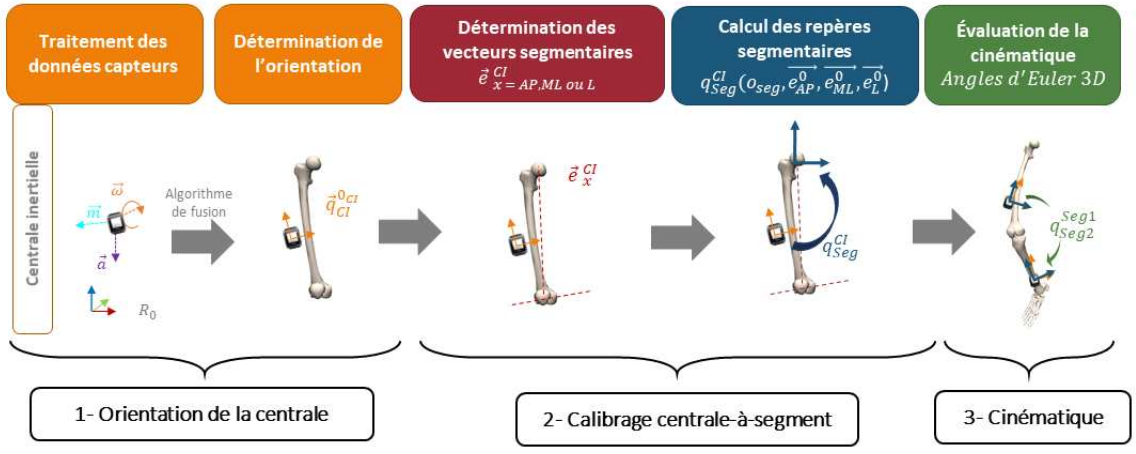


Figure 15: Méthodologie d'obtention de la cinématique articulaire à partir des centrales inertielles

3.1. Le calibrage centrale-à-segment

Dans la littérature, différents types de procédures sont proposées pour obtenir le calibrage centrale-à-segment (Picerno, 2016). Il n'y a actuellement aucun consensus sur la méthode de calibrage optimale pour effectuer le calibrage centrale-à-segment des membres inférieurs. Nous nous trouvons ainsi toujours dans la phase exploratoire et de propositions de méthodes et non dans la consolidation d'une méthode commune. Par ailleurs, à notre connaissance, aucune comparaison exhaustive des méthodes n'a encore été effectuée. Dans ce chapitre nous allons donc présenter une revue de littérature des différentes propositions de calibrage centrale-à-segment. Tout d'abord nous présenterons les différents types et différentes propositions de calibrage centrale-à-segment pour chacun des segments des membres inférieurs et ensuite nous évoquerons les méthodes mathématiques permettant d'obtenir les vecteurs qui définissent le passage des repères centrales aux repères segmentaires, puis nous aborderons les différentes manières de positionner les centrales sur les segments. Les méthodes d'évaluation proposées pour définir la précision, la sensibilité et la répétabilité des propositions seront abordées dans une dernière partie. Cette section a fait l'objet d'une publication sous forme de revue systématique dans la revue Sensors (Pacher et al., 2020).

3.1.1. Type de calibrage centrale-à-segment

Dans la littérature, on peut recenser quatre types de calibrage centrale-à-segment, comme illustrés sur la Figure 16. Le premier type de calibrage utilisé est le calibrage dit manuel (Watanabe et al., 2013). Il y ait fait l'hypothèse que l'un des axes du repère de la centrale est aligné avec l'un des axes segmentaires, le placement du capteur se faisant manuellement par un opérateur. Une deuxième proposition est le calibrage statique (Palermo et al., 2013). Il est considéré, lors d'une posture particulière, que le vecteur définissant l'accélération de pesanteur est aligné ou perpendiculaire à l'un des axes segmentaires. Une troisième proposition est inspirée des méthodes fonctionnelles permettant d'obtenir les axes segmentaires avec les systèmes optoélectroniques (Favre et al., 2009; O'Donovan et al., 2007). Il est fait l'hypothèse que le sujet est capable d'effectuer une rotation pure autour de l'axe segmentaire recherché. Enfin la dernière proposition est le calibrage anatomique nommé calibrage géométrique dans certaines études (Dejnabadi et al., 2005; Picerno et al., 2008a). Ce calibrage repère des points anatomiques nécessaires à la définition d'axes segmentaires. Dans cette approche, l'opérateur utilise un dispositif supplémentaire qui permet de localiser ces repères anatomiques dans le repère des centrales comme présenté en Figure 17. Cette localisation s'effectue soit par l'intermédiaire de photographies (Dejnabadi et al., 2005) soit à l'aide d'une centrale inertielle positionnée sur un dispositif (Picerno et al., 2008a).

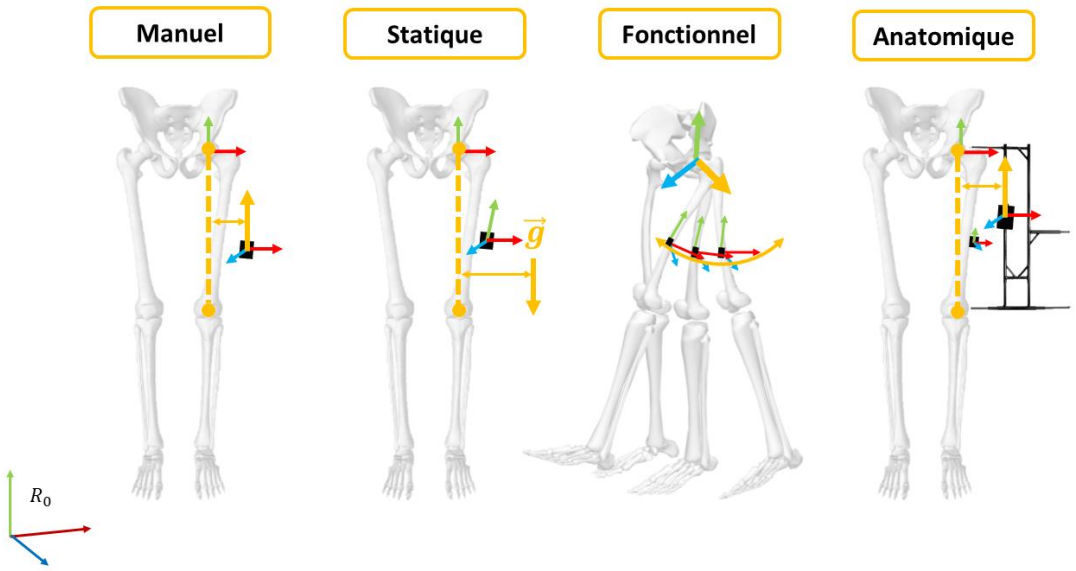


Figure 16: Différents type de calibrage centrale-à-segment, illustration pour le fémur

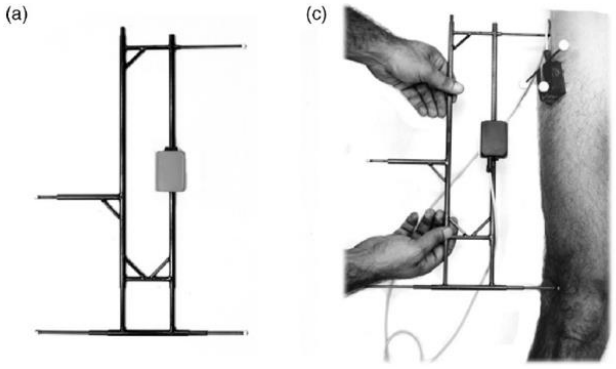


Figure 17: Dispositif utilisé pour le calibrage anatomique, extrait de (Picerno et al. 2008)

Si quatre types de familles sont recensées, dans de nombreux cas, ces différentes méthodes sont combinées afin d'obtenir la totalité des axes des membres inférieurs (Cordillet et al., 2019; Fasel et al., 2017; Favre et al., 2008; Nazarahari et al., 2019).

Le Tableau 2, présente les différentes méthodes de calibrage centrale-à-segment et articles qui les exploitent pour chacun des axes segmentaires. On peut observer une légère préférence pour les méthodes statiques. Le fémur et le tibia sont les segments les plus étudiés ce qui peut s'expliquer par le grand nombre d'études s'intéressant à la cinématique du genou. On remarque que quelques études présentent la recherche d'un vecteur antéro-postérieur. Or, les vecteurs permettant de définir les repères segmentaires sont les vecteurs medio-latéraux et longitudinaux si l'on s'en tient aux recommandations de l'International Society of Biomechanics (Wu et al., 2002) présentées dans le chapitre 1. Il est à noter que certaines solutions commercialisées incorporent un calibrage centrale-à-segment (MVN d'Xsens, Ultium motion de Noraxon). Seulement, la méthode exacte derrière ce calibrage n'étant pas connue, ces solutions ne sont pas évoquées ici.

Tableau 2 : Tableau présentant les différentes méthodes de calibrage des vecteurs segmentaires de membres inférieurs

	Axes segmentaires	Manuelle	Statique	Fonctionnelle	Anatomique
Bassin	**Long**	(Bugane et al., 2014; Cutti et al., 2010; Ferrari et al., 2010; Kianifar et al., 2019; van den Noort et al., 2009)	(Cordillet et al., 2019; Hamdi et al., 2014; Horenstein et al., 2019; Lebleu et al., 2020; Leineweber et al., 2019; Nazarahari et al., 2019; Palermo et al., 2013; Tadano et al., 2013; Vargas-Valencia et al., 2016)	(Duong et al., 2019)	-
	Médio-Lat	(Bugane et al., 2014; Cutti et al., 2010; Ferrari et al., 2010; Kianifar et al., 2019; van den Noort et al., 2009; Vargas-Valencia et al., 2016)	(Lebleu et al., 2020; Leineweber et al., 2019; Nazarahari et al., 2019; Palermo et al., 2013b; Tadano et al., 2013; Vargas-Valencia et al., 2016)	(Duong et al., 2019; Horenstein et al., 2019; Lebleu et al., 2020)	(Picerno et al., 2008a)
	Ant-Post	-	-	-	(Picerno et al., 2008a)
Fémur	**Long**	(Chen et al., 2015; Djurić-Jovičić et al., 2011; Favre et al. 2006; Horenstein et al., 2019; Liu et al. 2009)	(Chardonnens et al., 2013a, 2013b; Chardonnens et al. 2012; Choe et al., 2019; Cordillet et al., 2019; Cutti et al., 2010; Fasel et al., 2017; Favre et al., 2008, 2009; Feldhege et al., 2015; Ferrari et al., 2010; Hamdi et al., 2014; Horenstein et al., 2019; Lebleu et al., 2020; Leineweber et al., 2019; Maurer et al., 2018; Nazarahari et al., 2019; Nazarahari & Rouhani, 2019; Palermo et al., 2014; Robert-Lachaine et al., 2020; Soussé et al., 2019; Tadano et al., 2013; J. C. van den Noort et al., 2013; Vargas-Valencia et al., 2016)	-	(Dejnabadi et al., 2005, 2006; Gastaldi et al., 2016; Picerno et al., 2008a)
	Médio-Lat	(Favre et al. 2006; Kianifar et al., 2019)	(Favre et al., 2009; Palermo et al., 2014; Robert-Lachaine et al., 2020; Tadano et al., 2013; Vargas-Valencia et al., 2016)	(Chardonnens et al., 2013a, 2013b; Chardonnens et al. 2012; Cordillet et al., 2019; Cutti et al., 2010; Duong et al., 2019; Fasel et al., 2017; Favre et al., 2009; Ferrari et al., 2010; Horenstein et al., 2019; Lebleu et al., 2020; Maurer et al., 2018; McGrath et al., 2018; Nazarahari et al., 2019; Nazarahari & Rouhani, 2019; Seel et al., 2014; J. C. van den Noort et al., 2013)	(Picerno et al., 2008a)
	Ant-Post	-	(Cordillet et al., 2019)	(Cordillet et al., 2019; Duong et al., 2019; Favre et al., 2008; Maurer et al., 2018; Nazarahari et al., 2019)	-

Tibia	**Long**	(Djurić-Jovičić et al., 2011; Favre et al. 2006; Liu et al. 2009; Soussé et al., 2019)	(Chardonnens et al., 2013a, 2013b; Chardonnens et al. 2012; Choe et al., 2019; Cordillet et al., 2019; Cutti et al., 2010; Fasel et al., 2017; Favre et al., 2008; Feldhege et al., 2015; Ferrari et al., 2010; Hamdi et al., 2014; Kianifar et al., 2019; Lebleu et al., 2020; Leineweber et al., 2019; Maurer et al., 2018; Nazarahari et al., 2019; Palermo et al., 2014; Robert-Lachaine et al., 2020; Tadano et al., 2013; Takeda et al. 2009; J. C. van den Noort et al., 2013; Vargas-Valencia et al., 2016)	(O'Donovan et al., 2007)	(Dejnabadi et al., 2005, 2006; Gastaldi et al., 2016; Picerno et al., 2008a)
	Médio-Lat	(Cutti et al., 2010; Favre et al. 2006; Ferrari et al., 2010; Soussé et al., 2019; J. C. van den Noort et al., 2013)	(Fasel et al., 2017; Kianifar et al., 2019; Leineweber et al., 2019; Palermo et al., 2014; Tadano et al., 2013; Takeda et al. 2009; Vargas-Valencia et al., 2016)	(Chardonnens et al., 2013a, 2013b; Chardonnens et al. 2012; Cordillet et al., 2019; Favre et al., 2009; Lebleu et al., 2020; Maurer et al., 2018; McGrath et al., 2018; L Meng et al., 2019; Nazarahari et al., 2019; Nazarahari & Rouhani, 2019; O'Donovan et al., 2007; Robert-Lachaine et al., 2020; Seel et al., 2014)	(Picerno et al., 2008a)
	Ant-Post	-	(Cordillet et al., 2019)	(Fasel et al., 2017; Favre et al., 2009; Maurer et al., 2018; Nazarahari et al., 2019)	-
Pied	**Long**	-	(Cutti et al., 2010; Ferrari et al., 2010; Leineweber et al., 2019; J. C. van den Noort et al., 2013; Vargas-Valencia et al., 2016)	-	(Picerno et al., 2008a)
	Médio-Lat	-	(Cutti et al., 2010; Ferrari et al., 2010; Palermo et al., 2014; Tadano et al., 2013; J. C. van den Noort et al., 2013; Vargas-Valencia et al., 2016)	(Lebleu et al., 2020; L Meng et al., 2019; Nazarahari & Rouhani, 2019; O'Donovan et al., 2007; Seel et al., 2014)	-
	Ant-Post	(Djurić-Jovičić et al., 2011; Gastaldi et al., 2016)	(Choe et al., 2019; Cutti et al., 2010; Ferrari et al., 2010; Hamdi et al., 2014; Lebleu et al., 2020; Leineweber et al., 2019; Nazarahari et al., 2019; Nazarahari & Rouhani, 2019; Palermo et al., 2013; Tadano et al., 2013; J. C. van den Noort et al., 2013; Vargas-Valencia et al., 2016)	(O'Donovan et al., 2007)	(Picerno et al., 2008a)

Nous allons voir quels sont les différents types de calibrage effectués plus spécifiquement pour chaque segment. Nous n'aborderons pas spécifiquement les méthodes manuelles puisque quel que soit le segment l'un des côtés de la centrale est aligné manuellement par l'opérateur avec l'un des axes segmentaires (Bugane et al., 2014; Cutti et al., 2010; Djurić-Jovičić et al., 2011; Favre et al. 2006; Ferrari et al., 2010; Soussé et al., 2019; J. C. van den Noort et al., 2013). Mais pour les autres types de calibrage, il y a plus de diversité dans leur réalisation en partie parce qu'ils sont spécifiques au segment sur laquelle est positionnée la centrale.

3.1.1.1. Calibrage du bassin

Pour l'axe longitudinal du bassin, différentes propositions sont faites. Pour les méthodes basées sur le calibrage statique, durant la posture de référence (Figure 3) il est fait l'hypothèse que l'axe longitudinal est aligné avec l'accélération de pesanteur (Cordillet et al., 2019; Hamdi et al., 2014; Lebleu et al., 2020; Leineweber et al., 2019; Nazarahari et al., 2019; Palermo et al., 2013c; Tadano et al., 2013; Vargas-Valencia et al., 2016).

Une seule étude à notre connaissance propose de définir cet axe de manière fonctionnelle. Dans cette étude, le sujet effectue une rotation du tronc supposée s'effectuer le long de l'axe longitudinal du bassin (Duong et al., 2019).

Dans leur approche anatomique, Picerno et al. viennent définir deux vecteurs avec leur dispositif, l'axe longitudinal du bassin étant par la suite défini comme le produit vectoriel de ces deux vecteurs (Picerno et al., 2008a). Le premier vecteur est obtenu en pointant les épines iliaques antéro-supérieures, le second en pointant une épine postéro-supérieure et une épine antéro-supérieure (Figure 18).

Pour l'axe médio-latéral du bassin, différentes propositions de calibrages statiques sont faites. Ainsi, l'axe médio-latéral est défini par certains auteurs comme le produit vectoriel du vecteur définissant l'accélération de pesanteur dans le repère du capteur placé sur le bassin lors de deux postures particulières. La première posture étant généralement la posture de référence et la seconde à une position assise jambe tendue (Palermo et al., 2014; Tadano et al., 2013) ou couchée sur une table (Palermo et al., 2014).

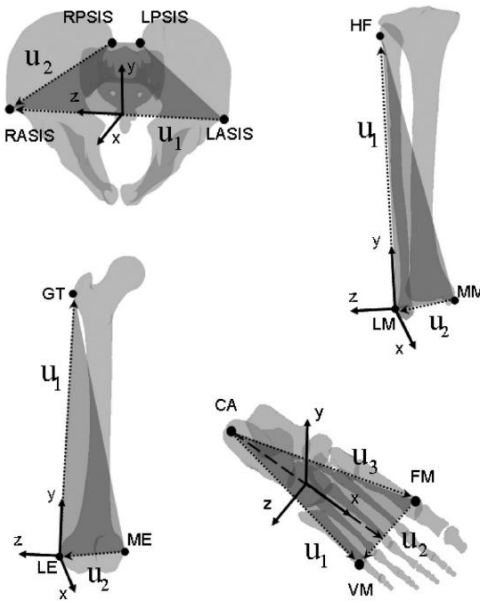


Figure 18 : Illustration des points anatomiques utilisés par Picerno et al. pour le calibrage anatomique (Picerno et al., 2008a)

Pour les méthodes fonctionnelles, l'axe médio-latéral peut être obtenu par différents mouvements :

- Des squats (Lebleu et al., 2020)
- De la marche (Horenstein et al., 2019; Lebleu et al., 2020)
- Des flexions du tronc (Duong et al., 2019).

Lebleu et al. proposent trois mouvements particuliers afin de définir cet axe, comme illustré par la Figure 19 :

- D'assis incliné à debout (Tilted to stand)
- D'assis à debout (Extension stand up)
- Des squats, mais ici aidés d'une chaise.

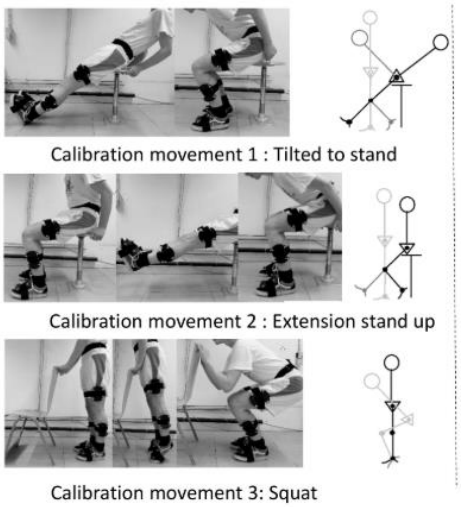


Figure 19 : Illustration des mouvements fonctionnels effectués dans l'étude de Lebleu et al. (2020), extrait de leur article.

Enfin, Picerno et al. proposent un calibrage anatomique de cet axe en pointant les épines iliaques antéro supérieurs (Picerno et al., 2008a), comme illustré par la Figure 18.

À notre connaissance, une seule étude propose de définir l'axe antéro-postérieur du bassin, et ce, par une méthode manuelle pendant laquelle l'axe antéro-postérieur du bassin est supposé être aligné avec l'un des axes du repère de la centrale du bassin (Nazarahari & Rouhani, 2019).

3.1.1.2. Calibrage du fémur et du tibia

Le fémur et le tibia sont les segments les plus étudiés, la cinématique du genou étant un paramètre très recherché.

Pour l'axe longitudinal du fémur et du tibia, la méthode statique est amplement utilisée. Dans ce cas, lors de la posture de référence, il est considéré que l'axe longitudinal des deux segments est aligné avec le vecteur de l'accélération de pesanteur (Chardonnens et al., 2013a, 2013b; Chardonnens et al. 2012; Choe et al., 2019; Cordillet et al., 2019; Fasel et al., 2017; Favre et al., 2008; Feldhege et al., 2015; Hamdi et al., 2014; Lebleu et al., 2020; Leineweber et al., 2019; Maurer et al., 2018; Nazarahari et al., 2019; Nazarahari & Rouhani, 2019; Palermo et al., 2014; Robert-Lachaine et al., 2020; Soussé et al., 2019; Tadano et al., 2013). D'autres études proposent, lors de cette posture, d'aligner l'axe longitudinal du fémur avec un axe qui aurait été lui-même défini par une autre méthode comme l'axe longitudinal du tibia (Cutti et al., 2010; Favre et al., 2009; Ferrari et al., 2010; J. C. van den Noort et al., 2013), ou encore l'axe longitudinal du bassin (Vargas-Valencia et al., 2016). Pour le calibrage anatomique, Picerno et al. proposent de définir l'axe longitudinal avec leur dispositif en pointant le grand trochanter et l'épicondyle latéral pour le fémur, la tête de la fibula et la malléole latérale pour le tibia (Picerno et al., 2008a). D'autres propositions utilisent des photographies pour connaître la localisation des points anatomiques du fémur et du tibia dans le repère de la centrale (Dejnabadi et al., 2005, 2006; Gastaldi et al., 2016).

Pour l'axe médio-latéral, avec les méthodes statiques, comme pour le bassin, différentes études utilisent le produit vectoriel du vecteur accélération de pesanteur obtenu dans le repère du capteur lors de deux postures, généralement pendant la posture de référence et une posture assise jambes tendues (Palermo et al., 2014; Robert-Lachaine et al., 2020; Tadano et al., 2013) ou allongé sur une table (Palermo et al., 2014). Lors de la posture de référence, différentes études alignent l'axe médio-latéral du fémur et du tibia avec celui du bassin prédéfini (Vargas-Valencia et al., 2016) ou l'axe médio-latéral du fémur avec celui du tibia (Favre et al., 2009). Pour les mouvements fonctionnels, beaucoup de propositions sont faites :

- Des flexions du genou passives ou actives (Cutti et al., 2010; Ferrari et al., 2010; J. C. van den Noort et al., 2013).
- Des flexions de jambe complète (Nazarahari & Rouhani, 2019).
- Des squats (Chardonnens et al., 2012; Lebleu et al., 2020).
- Les mêmes propositions que pour le bassin de Lebleu et al. (Figure 19) à savoir les transitions entre la position assise buste incliné vers l'arrière, jambe tendue à debout, puis entre la position assise à la position jambe tendue dans le vide suivie de la position debout et enfin l'enchaînement debout, bascule du corps vers l'avant à squats (Lebleu et al., 2020).
- De la marche le long d'une ligne droite (Horenstein et al., 2019; Lebleu et al., 2020; Maurer et al., 2018; Nazarahari & Rouhani, 2019) ou lors d'un Time Up and Go (McGrath et al., 2018).
- Des mouvements de pédalage sur ergomètre (Cordillet et al., 2019).
- Des mouvements circulaires aléatoires autour des articulations de la hanche et du genou. Cependant, dans cette étude, les cinématiques sont calculées à partir de contraintes cinématiques (Seel et al., 2014).
- Perpendiculaire à l'accélération au début d'un saut à ski (Chardonnens et al., 2013a, 2013b).

Pour le calibrage anatomique, Picerno et al. proposent de pointer les condyles médiaux et latéraux des genoux pour définir l'axe médio-latéral du fémur (Picerno et al., 2008a).

Quelques propositions ont été faites pour définir l'axe antéro-postérieur du fémur et du tibia. Cordillet et al. utilisent une méthode statique pendant laquelle le sujet est allongé sur le ventre. Il est alors fait l'hypothèse que l'axe antéro-postérieur est aligné avec le vecteur accélération de pesanteur. Pour les méthodes fonctionnelles, les études utilisent l'abduction de la jambe complète tendue (Cordillet et al., 2019; Duong et al., 2019; Favre et al., 2008; Maurer et al., 2018; Nazarahari et al., 2019) ou encore proposent d'effectuer des rotations passives du tibia dans le plan frontal lorsque le sujet est assis (Favre et al., 2009).

3.1.1.3. Calibrage du pied

Le pied est, tout comme le bassin, moins étudié que les autres segments.

Pour l'axe longitudinal du pied, pour les propositions statiques, il est considéré que, lors de la posture de référence, cet axe du pied est aligné avec l'axe antéro-postérieur prédéfini du tibia (Cutti et al., 2010; Ferrari et al., 2010; van den Noort et al., 2013; Vargas-Valencia et al., 2016) .

Pour l'axe médio-latéral du pied, durant la posture de référence, différentes études considèrent l'axe médio-latéral du tibia comme aligné avec celui du pied (Cutti et al., 2010; Ferrari et al., 2010; van den Noort et al., 2013; Vargas-Valencia et al., 2016).

Comme pour tous les autres segments, il est aussi proposé d'exploiter le vecteur accélération de pesanteur lors de deux postures pour définir l'axe médio-latéral comme perpendiculaire à ceux-ci : une posture verticale et une posture assise jambes tendues (Palermo et al., 2014; Tadano et al., 2013) , ou une posture allongée (Palermo et al., 2014). Différents mouvements fonctionnels sont aussi proposés dans la littérature pour définir cet axe :

- Des flexions/extensions du genou (O'Donovan et al., 2007),
- Des flexions plantaires/dorsales de la cheville en posture assise (Zhou et al., 2018),
- Se pencher assis sur une chaise pour ensuite se lever (Lebleu et al., 2020),
- Être assis, étendre les jambes et se lever (Lebleu et al., 2020),
- Des squats (Lebleu et al., 2020),
- De la marche (Lebleu et al., 2020; Nazarahari & Rouhani, 2019),
- Des mouvements circulaires aléatoires du pied autour de l'articulation de la cheville, comme précédemment évoquées, des contraintes cinématiques sont utilisées dans cette dernière étude (Seel et al., 2014).

Picerno et al. proposent aussi de pointer les premières et les cinquièmes têtes métatarsiennes avec les tiges du pied à coulisse pour définir cet axe medio-latéral du pied (Picerno et al., 2008a) (Figure 18).

Trois études proposent des calibrages statiques pour l'axe antéro-postérieur du pied. Ainsi, lors de la posture debout cet axe est considéré comme aligné avec le vecteur accélération de pesanteur (Hamdi et al., 2014; Lebleu et al., 2020; Leineweber et al., 2019; Nazarahari et al., 2019; Nazarahari & Rouhani, 2019; Palermo et al., 2014; Tadano et al., 2013; Vargas-Valencia et al., 2016) ou encore aligné avec l'axe longitudinal du tibia (Cutti et al., 2010; Ferrari et al., 2010; van den Noort et al., 2013). Une proposition est faite pour obtenir cet axe de façon fonctionnelle, le sujet effectue alors une rotation autour de l'axe vertical du corps entier (O'Donovan et al., 2007) . Picerno et al. font aussi une proposition anatomique en le définissant perpendiculaire à deux vecteurs, l'un pointant la partie postérieure du calcanéum et la tête du cinquième métatarsien et le second en pointant la cinquième et la première tête des métatarsiens (Picerno et al., 2008a).

3.1.1.4. Limites des méthodes de calibrage

Ces différentes méthodes ont toutes leurs avantages et leurs inconvénients. Pour la méthode manuelle, l'opérateur aligne donc manuellement un côté de la centrale avec un axe segmentaire. Cette méthode est simple, rapide et se retrouve dans des publications ayant des applications en rééducation (Djurić-Jovičić et al., 2011; Favre et al. 2006; Feldhege et al., 2015). Seulement, la géométrie de la surface des segments, les proéminences musculaires rendent peu précise l'alignement entre un côté du boîtier externe de la centrale et l'axe du segment sous-jacent. Qui plus est, à moins de placer deux centrales sur un segment, pour obtenir la cinématique du segment en trois dimensions, il faudrait que deux axes du boîtier de la centrale soient alignés avec le repère du segment sous-jacent.

Lors de l'utilisation de méthodes statiques, il est demandé au sujet d'adopter une posture particulière et la maintenir quelques secondes. Ce calibrage est également simple et rapide à mettre en place. Cependant, l'hypothèse selon laquelle lors d'une posture statique le sujet est capable d'aligner tous ses segments avec la verticale pose question. Différents auteurs évoquent des flexions du genou (Morton et al., 2013) et une antéversion du bassin (Bugane et al., 2014) non négligeables. Cet alignement potentiel est encore plus discutable si le sujet a des déformations osseuses ou des rétractions musculaires (Cutti et al., 2010).

La troisième méthode, la méthode fonctionnelle, exploite quant à elle les capacités du sujet à effectuer une rotation pure autour de l'axe segmentaire. L'hypothèse que le mouvement s'effectue bien autour de l'axe recherché paraît relativement plausible pour les articulations à un degré de liberté telle que le genou, mais beaucoup moins pour les articulations à trois degrés de liberté comme la hanche. Là encore, cette méthode peut se révéler difficile à mettre en œuvre avec des sujets pathologiques (Cutti et al., 2010). En effet, des patients peuvent avoir des mobilités réduites, voire absentes, à une articulation ou encore un contrôle moteur limité ce qui empêche la bonne réalisation des mouvements (Cutti et al., 2010). Des mouvements passifs peuvent dans certains cas pallier cette limite (Cutti et al., 2010; Ferrari et al., 2010). Par ailleurs, cette méthode peut être considérée comme moins rapide que les deux précédentes puisqu'il y a peu de mouvements permettant de définir simultanément les axes de différents segments et qu'il est nécessaire d'en obtenir deux par segment.

Enfin, la dernière méthode, la méthode anatomique, nécessite dans certains cas l'utilisation d'un dispositif supplémentaire qui est souvent développé directement en laboratoire comme celui de Picerno et al. (Figure 17) (Picerno et al., 2008a). Dans d'autres cas, elle nécessite des caméras ou appareils photo supplémentaires, ce qui augmente le nombre de matériels nécessaires, le temps de calibrage et le post-traitement. Ces contraintes limitent son utilisation malgré une certaine similarité avec les méthodes utilisées pour les systèmes optoélectroniques.

3.1.2. Calcul mathématique afin d'obtenir les axes segmentaires

Dans la littérature, un autre aspect varie d'une proposition à une autre, il s'agit des méthodes mathématiques qui permettent de définir les vecteurs nécessaires au calibrage centrale-à-segment.

Pour le calibrage statique, les axes sont définis à partir de l'alignement ou de la perpendicularité au vecteur définissant l'accélération de pesanteur mesurée par les accéléromètres. Généralement, la moyenne de ce vecteur mesuré par les accéléromètres est calculée lors de la posture statique (Chardonnens et al., 2013a, 2013b; Chardonnens et al. 2012; Choe et al., 2019; Lebleu et al., 2020; Nazarahari et al., 2019; Nazarahari & Rouhani, 2019; Palermo et al., 2014; Robert-Lachaine et al., 2020; Tadano et al., 2013; Vargas-Valencia et al., 2016) .

Pour le calibrage fonctionnel, différentes propositions ont été faites. La plupart des études définissent les vecteurs en moyennant le vecteur vitesse angulaire mesuré par la centrale inertielle lors du mouvement (Chardonnens et al., 2013a, 2013b; Cordillet et al., 2019; Cutti et al., 2010; Ferrari et al., 2010; J. C. van den Noort et al., 2013) . D'autres retiennent l'axe de rotation principal extrait d'une analyse en composante principale sur le vecteur vitesse angulaire ou de l'accélération (Fasel et al., 2017; Horenstein et al., 2019; Lebleu et al., 2020; Maurer et al., 2018; McGrath et al., 2018; Nazarahari & Rouhani, 2019) . Quelques études utilisent une méthode moindre carrée afin de définir un vecteur minimisant la vitesse angulaire perpendiculaire à l'axe souhaité (Hamdi et al., 2014; Lin Meng et al., 2019; Seel et al., 2014).

À notre connaissance, une seule étude propose d'utiliser l'orientation relative entre deux centrales en l'exprimant sous forme de quaternion (Nez 2017). Dans ce cas, c'est l'axe de rotation du quaternion moyen obtenu au cours du mouvement qui est retenu. L'avantage de cette dernière proposition est qu'il est possible d'obtenir un axe de rotation pour un segment même si ce segment n'est pas en mouvement. Par exemple lors de squats il est possible de définir l'axe de rotation de la cheville dans le repère de la centrale sur le pied puisque c'est l'orientation relative entre le tibia et le pied qui est exploitée. Par ailleurs, contrairement aux méthodes se basant sur la mesure de la vitesse angulaire des capteurs dans le repère global, l'identification de l'axe ne souffre pas d'éventuels mouvements non souhaités des segments au-dessus du segment étudié (comme les mouvements de la cuisse lors de flexion du genou par exemple).

Il faut savoir que les études ne font pas mention de la gestion des instants où la vitesse angulaire approche de zéro, comme illustré par la Figure 20, lors de ces instants la définition de l'axe risque d'être incertaine (Nez, 2017). Ces instants devraient donc être exclus de l'estimation de l'axe de rotation.

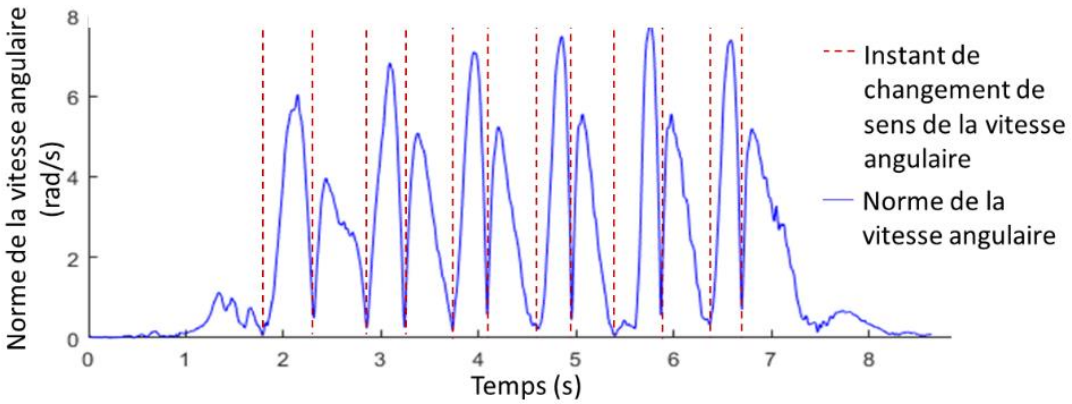


Figure 20: Norme de la vitesse angulaire obtenue par une centrale inertielle sur le tibia gauche lors d'une flexion de genou gauche

À notre connaissance, aucune étude n'a comparé l'efficacité de ces différentes méthodes mathématiques à partir de données inertielles. Dans la thèse d'Alexis Nez, la méthode basée sur le quaternion relatif était comparée entre autres avec la méthode basée sur le vecteur vitesse de rotation. Si aucune différence statistique n'était observée, les données ne provenaient pas de centrales inertielles, mais les mesures inertielles étaient simulées à partir de données provenant d'un système optoélectronique (Nez, 2017).

3.1.3. Évaluation des méthodes par comparaison avec une référence

De manière générale les mesures faites avec les centrales inertielles, que ce soit pour la définition des axes segmentaires ou la cinématique articulaire sont comparés à une référence. Le

Tableau 3 illustre la diversité des références utilisées. Cette diversité de références, qui complique la comparaison de deux études, s'explique par la diversité et l'évolution des modèles biomécaniques utilisées avec les systèmes optoélectroniques. Nous pouvons constater que seules des méthodes de référence « silver standard » basées sur des systèmes optoélectroniques ont été utilisées et qu'à notre connaissance, aucune n'a fait appel au « gold standard » basé sur de l'imagerie médicale.

Tableau 3 : Modèles de référence utilisé dans la littérature

Cinématique directe			Cinématique optimisée
Modèle conventionnel de la marche ou assimilé	**Protocole CAST ou similaire**	**Centres articulaires et axes fonctionnels**	**Optimisation multisegmentaire**
(Chardonnens et al., 2013a, 2013b; Chardonnens et al. 2012; Ferrari et al., 2010; Leineweber et al., 2019; Palermo et al., 2013) (Kianifar et al., 2019) (Ferrari et al., 2010)	(Cutti et al., 2010; Ferrari et al., 2010; Nazarahari et al., 2019; Nazarahari & Rouhani, 2019; van den Noort et al., 2013) (L Meng et al., 2019)(Bugane et al., 2014; Ferrari et al., 2010)]	(Favre et al., 2010; Tadano et al., 2013) → HJC de (Alberto Leardini et al., 1999) (Picerno et al., 2008b) → HJC de (Camomilla et al., 2006) (Soussé et al., 2019)→ HJC (Ferrari et al., 2010)→ K et AJC de (Frigo & Rabuffetti, 1998) (Fasel et al., 2017)→ H,K,A JC de (List et al., 2013) (Favre et al., 2009; Robert-Lachaine et al., 2020)→ KJC de (Hagemeister et al., 2005)	(McGrath et al., 2018) [Opensim]

HJC : centre articulaire de la hanche, KJC : centre articulaire du genou, AJC : centre articulaire de la cheville

Les paramètres d'évaluation permettant de valider les méthodes de calibrages centrale-à-segment, là encore, sont multiples dans la littérature. La première proposition compare les repères segmentaires obtenus avec les centrales inertielles après calibrage avec les repères segmentaires obtenus avec la référence choisie (Cordillet et al., 2019; Nazarahari et al., 2019; Nazarahari & Rouhani, 2019). La seconde, la plus fréquente, évalue la différence entre la cinématique articulaire obtenue avec les centrales inertielles après calibrage et la cinématique obtenue avec la référence (Cordillet et al., 2019; Dejnabadi et al., 2005, 2006; Fasel et al., 2017; Favre et al., 2008, 2009; Favre et al. 2006; McGrath et al., 2018; Nazarahari et al., 2019; Nazarahari & Rouhani, 2019; Palermo et al., 2013c; Picerno et al., 2008a; Soussé et al., 2019; Tadano et al., 2013; van den Noort et al., 2013) .

Pour la première proposition, soit la comparaison des repères segmentaires, l'erreur d'alignement entre le repère obtenu avec les centrales inertielles après calibrage et celui obtenu avec la référence est souvent utilisé (Cordillet et al., 2019; Nazarahari et al., 2019; Nazarahari & Rouhani, 2019). Elle est calculée à partir de la matrice de passage entre le repère segmentaire obtenu par la méthode de calibre et le repère segmentaire de référence. La problématique ici est que le système de référence et les centrales inertielles n'ont pas le même repère global. Pour cela les auteurs fixent les centrales à des plaques plastiques rigides munies de marqueurs souvent nommés clusters (Figure 21). Ces clusters sont ensuite positionnés sur la peau du sujet. Il est ainsi possible d'obtenir la matrice de passage entre l'orientation définie par la centrale et l'orientation définie par le cluster. Par conséquent on obtient

l'orientation de la centrale dans le repère global du système de référence. Il est par ailleurs considéré que le repère de la centrale est parfaitement aligné avec le cluster, ce qui peut être discutable. Les études présentent des erreurs allant de 4.3° à 17° d'erreur, comme l'illustre le Tableau 4. Les erreurs semblent par ailleurs plus importantes pour le fémur que pour celui le tibia.



Figure 21 : Illustration d'un cluster utilisé dans l'étude de Adamowicz et al. (2019)

Tableau 4 : Erreur d'alignement moyenne (écart-type) des repères segmentaires

	Bassin	Fémur	Tibia	Pied
(Cordillet et al., 2019)		10.9[1.6]	11.8[2.8]	
(Nazarahari & Rouhani, 2019)		6.1[3.4] *	17[4.4] *	12.2[1.7] *
(Nazarahari et al., 2019)	9.7[3.44] *	4.3[1.7] *	11[2.6] *	9.5[2.2] *
(Nazarahari et al., 2019)		9.9[3.2] *	14.7[5.2] *	

*Lu sur les graphiques

Pour la seconde proposition, la cinématique directe obtenue avec les centrales inertielles après calibrage et la cinématique obtenue avec la référence sont comparées. Comme vu précédemment, les centrales sont souvent fixées sur des clusters. Ainsi la cinématique obtenue est extraite à partir de ces clusters, à la manière du protocole CAST de sorte que la centrale et la référence subissent les mêmes artefacts des tissus mous. De ces cinématiques, différents éléments sont explorés pour qualifier la différence de mesure : le décalage ou offset entre les mesures, les écarts d'amplitude et la variation des profils.

Pour définir le décalage entre les deux cinématiques, l'erreur quadratique moyenne (RMSE suivant son acronyme anglais) est le paramètre le plus couramment calculé. Le Tableau 5 illustre des erreurs quadratiques moyennes extraites de différents articles. Ces erreurs sont calculées entre la cinématique obtenue avec centrales inertielles après calibrage et celle de la référence principalement pendant des cycles de marche. Nous pouvons observer que les valeurs obtenues vont de moins de 1° à 16° et qu'elles sont plus grandes dans le plan transverse. En dehors de la RMSE, différentes études utilisent l'erreur moyenne absolue qui permet d'obtenir la différence entre les angles moyens obtenus (Duong et al., 2019; Favre et al., 2010; Maurer et al., 2018; Picerno et al., 2008a; van den Noort et al., 2013) ou encore la moyenne de la variabilité absolue qui permet de définir la différence moyenne entre les angles obtenus (Ferrari et al., 2010; Palermo et al., 2014).

Différentes études s'intéressent à l'amplitude du mouvement et la différence entre celle obtenue avec les centrales inertielles et celle obtenue le système de référence, cela sous forme de différence

d'amplitude du mouvement moyenne (Ferrari et al., 2010; Lebleu et al., 2020). Les différences d'amplitudes sont les plus visibles dans le plan frontal et le plan transverse du genou et de la cheville (Lebleu et al., 2020).

Le dernier paramètre étudié est le profil de la cinématique. Le coefficient de corrélation de Pearson (Tableau 6) est le paramètre le plus utilisé dans la littérature. Dans l'ensemble, les études présentent un coefficient de corrélation meilleur dans le plan sagittal que dans les autres plans. Différentes études font le choix de comparer les profils cinématiques par l'intermédiaire de coefficients de corrélations multiples. Cela consiste à comparer différents cycles obtenus avec un système de mesure (variabilité intra système) et de quantifier la différence avec les cycles obtenus avec l'autre système de mesure (variabilité inter système). Dans ces études, les résultats sont moins bons pour le plan frontal et le plan transversal de la hanche, du genou et de la cheville (entre 0,42 à 1 dans le plan frontal et 0,45 à 0,99 dans le plan transversal) que dans le plan sagittal (entre 0,88 à 1) (Ferrari et al., 2010; Leineweber et al., 2019; J. C. van den Noort et al., 2013).

Il est aussi intéressant de savoir qu'une étude propose de comparer les mesures cinématiques des centrales inertielles à différentes références optoélectroniques : le modèle conventionnel de la marche (Davis et al., 1991), le CAST (Ferrari et al., 2010) et trois autres protocoles le Total3Dg (Alberto Leardini et al., 2007) , SAFlo (Frigo et al., 1998), et LAMB (Rabuffetti & Crenna, 2004). D'après les auteurs, la cinématique obtenue avec les centrales inertielles, après calibrage centrale-à-segment, est plus proche de la cinématique avec la référence CAST que la variabilité de la cinématique obtenue avec les différentes références.

Des auteurs proposent également de simuler les données de centrales inertielles en calculant une orientation sous forme de quaternions à partir de la trajectoire de marqueurs obtenue par la mesure de référence, soit le système optoélectronique. Cela leur permet de tester leur méthode de calibrage en s'affranchissant complètement des erreurs de mesure des capteurs et de l'algorithme de fusion des centrales inertielles (Ferrari et al., 2010; van den Noort et al., 2013). Ils obtiennent une excellente corrélation de la cinématique dans le plan sagittal.

Tableau 5: Erreur moyenne quadratique moyenne [écart-type] entre la cinématique de référence et la cinématique directe après calibrage centrale-à-segment

	Bassin			Hanche			Genou			Cheville		
	Anté/rétro	**Obliquité**	**Rotation**	**Flex/Ext**	**Abd/Add**	**Rotation**	**Flex/Ext**	**Abd/Add**	**Rotation**	**Flex/Ext**	**Abd/Add**	**Rotation**
(Takeda et al. 2009)				8.72	4.96		6.79					
(Liu et al. 2009)				4.46	3.96		3.75					
(Watanabe et al., 2011)				5.8[1.8]			7.0[4.0]			5.6[2.6]		
(Djurić-Jovičić et al., 2011)							5[4.2-5.2]			3.5[3.9-2.5]		
(Feldhege et al., 2015)							3.63[1.23]					
(Tadano et al., 2013)				10.74			7.88			9.75		
(Horenstein et al., 2019)				2.6[2.0]	2.7[2.0]	6.0[4.0]						
(Soussé et al., 2019)							5.33[2.01]					
(Dejnabadi et al., 2005)							1.30					
(Dejnabadi et al., 2006)				1.69[0.48]			0.78[0.17]					
(Picerno et al., 2008a)				0.8	1.5	1.8	1.9	2.8	3.6	1.2	2.2	3.5
(O'Donovan et al., 2007)							0.49[0.4]	1.6	3.33[1.7]			
(Favre et al., 2009)							8.1[5.4]	6.2[5.1]	4.0[4.7]			
(McGrath et al., 2018)							9.69[4.35]					
(Favre et al., 2008)							1.5[0.4]	1.7[0.5]	1.6[0.5]			
(van den Noort et al., 2013)				8.8[4.1]	6.5[3.5]	13.8[8.6]	6.2[2.0]	9.2[6.0]	16.1[9.8]	4.6[3.4]	6.0[1.1]	11.2[2.5]
(Nazarahari et al., 2019)				3.1[1.2]	2.2[0.7]	6.9[1.4]	2.7[0.8]	3.6[1.0]	8[3.3]	3.2[1.0]	2.7[1.1]	4.7[2.0]
(Nazarahari & Rouhani, 2019)							2.6[0.8]	3.5[1.0]	8.1[3.5]	3.6[1.0]	3.3[1.4]	4.7[1.9]
(Cordillet et al., 2019)							3.74[2.99]	5.92(2.85)	6.65(1.94)			
(Robert-Lachaine et al., 2020)							3.4[2.2]	5.6[3.3]	5.5[5.3]			
(Lebleu et al., 2020)	0.9[0.5]	1.1[0.9]	1.5[1.8]	2.0[1.2]	2.7[2.1]	2.4[1.5]	4.1[3.1]	3.6[2.3]	3.3[2.1]	2.5[1.7]	3.3[2.5]	2.4[4.3]
(Seel et al., 2014)							3.86			0.98		
(Duong et al., 2019)				3.68	2.51							
(Kianifar et al., 2019)				11.6[4.8]	5.3[1.8]	8[3.1]	6.3[3.2]			5.1[2.1]	3.6[1.3]	3.8[1.8]
Moyenne[écart-type]	0.9[0.5]	1.1[0.9]	1.5[1.8]	5.1[2.2]	3.9[2.1]	7.24[3.7]	4.4[2.3]	4.9[2.8]	6.3[3.6]	4.0[2.2]	3.8[1.5]	5.4[2.5]

Tableau 6 : Coefficient de corrélation de Pearson moyen [écart-type] extrait de la littérature entre la cinématique de marche obtenue avec les centrales après calibrage et la cinématique de référence.

	Hanche			Genou			Cheville		
	Flex/Ext	**Abd/Add**	**Rotation**	**Flex/Ext**	**Abd/Add**	**Rotation**	**Flex/Ext**	**Abd/Add**	**Rotation**
(Takeda et al. 2009)	0.88	0.72		0.92					
(Liu, et al. 2009)	0.92	0.91		0.91					
(Watanabe et al., 2011)	0.97			0.95			0.82		
(Djurić-Jovičić et al., 2011)	0.99			0.92					
(Feldhege et al., 2015)	0.975 [0.03]								
(Tadano et al., 2013)	0.98			0.97			0.78		
(Palermo et al., 2014)	0.964	0.9075	0.954	0.966			0.8675	0.707	0.954
(Dejnabadi et al., 2005)				0.99					
(Dejnabadi et al., 2006)	0.99			0.99					
(Picerno et al., 2008a)				0.97[0.03]					
(Favre et al., 2009)				1.00[0.00]	0.76[0.18]	0.85[0.11]			
(Ferrari et al., 2010)	0.999	0.994	0.973	0.999			0.988	0.939	0.750
(Duong et al., 2019)	0.96	0.83							
Moyenne[écart-type]	0.96[0.04]	0.87[0.10]	0.96[0.01]	0.96[0.03]	0.76[0.18]	0.85[0.11]	0.86[0.09]	0.82[0.17]	0.85[0.14]

3.1.4. Étude de répétabilité

Une autre étape dans la validation d'une méthode est de mesurer la répétabilité de cette dernière. La répétabilité d'une méthode constitue l'un des critères de sa fiabilité. Les méthodes de calibrage centrale-à-segment ont comme particularité d'être diverses et de faire intervenir l'action du sujet, l'action de l'opérateur et potentiellement des deux. Le sujet peut être amené à prendre des postures contrôlées, pour les calibrages dits « statiques » ou effectuer des mouvements actifs, lors de calibrage fonctionnel (Favre et al., 2008; Nazarahari & Rouhani, 2019; Palermo et al., 2014). L'opérateur peut être amené à positionner les centrales, pour un calibrage manuel, à pointer des repères anatomiques, pour un calibrage anatomique, ou encore réaliser des manipulations du sujet pour effectuer des mouvements passifs, pour des calibrages fonctionnels. Ainsi la répétabilité d'un calibrage peut être intra-sujet, intra et inter-opérateur (Cutti et al., 2010; Favre et al. 2006; Picerno et al., 2008a).

Peu d'études de la littérature proposent de tester la répétabilité de leur méthode de calibrage (Fasel et al., 2017; Favre et al., 2009; Nazarahari et al., 2019; Nazarahari & Rouhani, 2019) . Malheureusement, les études diffèrent sur leurs procédures, le nombre de répétitions du protocole qui peut aller de deux (Fasel et al., 2017; Favre et al., 2009; Nazarahari et al., 2019; Nazarahari & Rouhani, 2019) à six fois (Picerno et al., 2008a).

Mais elles diffèrent aussi sur les paramètres sélectionnés comme critère de répétabilité. Certaines proposent de définir la répétabilité de la définition des repères segmentaires par l'intermédiaire des méthodes de calibrage, nommée « répétabilité du calibrage » (Fasel et al., 2017; Nazarahari et al., 2019). Dans leurs études, Fasel et al. et Narahari et al. obtiennent respectivement une répétabilité moyenne inférieure à 2.7° et un coefficient de variabilité de 20.5% à 42.2% avec des méthodes fonctionnelles (Fasel et al., 2017; Nazarahari et al., 2019).

Mais il est aussi évalué la répétabilité de la cinématique obtenue par l'intermédiaire des centrales inertielles après calibrage. La répétabilité est la plupart du temps évaluée sur la déviation de la cinématique , soit la différence moyenne entre le cinématique moyenne et la cinématique de chaque cycle (Fasel et al., 2017; Favre et al., 2009; Palermo et al., 2014). Ces répétabilités sont pour la plupart inférieures à 5°, et sont considérées comme bonnes (McGinley et al., 2009). Des études présentent ainsi des répétabilités moyennes inférieures à 2.7° (Fasel et al., 2017; Favre et al., 2009), inférieures à 4° exceptée pour la rotation de la cheville (9.7°-7.2°) pour Palermo et al., ou encore entre 0.2° à 2.9° pour la répétabilité inter/intra-opérateur dans le plan sagittal et 1.6 à 7.3° dans le plan transverse (Palermo et al., 2014; Picerno et al., 2008a).

Au vu de la diversité des résultats et du non-consensus sur la méthode de détermination de la répétabilité de celle-ci il est difficile de conclure sur la bonne ou mauvaise répétabilité des différentes méthodes, il serait nécessaire d'avoir un protocole commun ou qu'une étude compare les différentes méthodes avec un même protocole de répétabilité.

3.1.5. Positionnement des centrales inertielles

Dans la littérature, à notre connaissance, peu d'études abordent la problématique du placement des centrales inertielles sur les segments (Gastaldi et al., 2016; Nez, 2017). C'est pourtant un élément important puisqu'un placement judicieux permet de limiter les artefacts de tissus mous que subit la centrale (Leardini et al., 2005; Thouzé et al., 2010). Mais aussi, suivant son placement, la centrale subit plus ou moins d'accélération et, comme vu dans la section 2.1.1, une accélération importante diminue la fiabilité de l'orientation obtenue avec les accéléromètres. Enfin dernier élément, lors d'un calibrage manuel, il est crucial qu'au moins un axe de la centrale inertielle soit aligné avec un axe segmentaire.

Le Tableau 7 récapitule les différents placements de centrales inertielles qui ont pu être relevés dans la littérature. Nous pouvons observer une diversité importante de placements. Nous pouvons remarquer pour le bassin une préférence pour le placement sur le sacrum, pour le fémur la partie à mi-hauteur latérale, pour le tibia il ne paraît pas y avoir de préférence particulière même si neuf études ont préféré le placement proximal sur le plateau tibial. Enfin pour le pied c'est la face dorsale des métatarses qui est le plus utilisée. En fait, il semble y avoir relativement peu de discussion sur ce placement, le placement de ces centrales étant souvent influencé par la place sur le segment et la méthodologie utilisée pour valider la méthode de calibrage. En effet l'utilisation d'un système optoélectronique comme référence nécessite parfois l'emploi de clusters fixés sur les centrales et pour éviter l'occlusion des marqueurs sur les clusters ceux-ci sont souvent positionnés latéralement (Cordillet et al., 2019; Lebleu et al., 2020).

À notre connaissance seulement deux études ont comparé plusieurs placements de centrale inertielle (Gastaldi et al., 2016; Nez, 2017). Nez A., dans sa thèse, a comparé les effets du placement de deux centrales sur le fémur (mi-hauteur latérale et distale antérieure) et deux sur le tibia (proximal plateau tibial et distal plateau tibial) sur les artefacts de tissus mous et les différences d'accélération par une analyse fréquentielle. Pour le fémur, la centrale à mi-hauteur latérale et pour le tibia la centrale la plus distale présentaient moins de perturbations de la définition de l'orientation. La seconde étude a testé différentes propositions pour le placement du capteur du pied dans l'objectif d'optimiser un calibrage manuel et en conclut que le placement sous la malléole médiale paraît plus efficace pour obtenir la dorsiflexion du pied (Gastaldi et al., 2016). Ils n'abordent cependant pas l'effet dans les autres plans de mouvement de la cheville.

Tableau 7 : Différents placements des centrales inertielles présentés dans la littérature

BASSIN		**1**	**Sacrum**	(Picerno et al. 2008, Ferrari et al. 2010, Karatsidis et al. 2019, Liu et al. 2019, Leineweber et al. 2019, Bessone et al. 2019, Horenstein et al. 2019, Choe et al. 2019, McGrath et al.2018, Tadano et al. 2016, Vargas-valencia et al. 2016, Picerno et al. 2008, Roetenberg et al. 2009)
		2	**Milieu des épines iliaques postéro supérieures**	(Ferrari et al.2010, Cutti et al. 2010, Reenalda et al. 2019, Mundt et al. 2019, Blair et al. 2018, Nüesch et al. 2017, Bolink et al. 2016)
		3	**Latéralement**	(Djuric-Jovicic et al. 2011)
		4	**5ème Vertèbre Lombaire**	(Lebleu et al. 2020, Hu et al. 2018, Fasel et al. 2017, Adamowicz et al. 2019)
FÉMUR		**5**	**Proximal latéral**	(Nazarahari et coll .2019, Liu et al. 2019, Mundt et al. 2019)
		6	**Mi-hauteur antérieur**	(Choe et al. 2019, McGrath et al.2018, Fasel et al. 2017)
		7	**Mi-hauteur latérale**	(Lebleu et al. 2020, Karatsidis et al. 2019, Reenalda et al. 2019, Cordillet et al. 2019, Leineweber et al. 2019, Bessone et al. 2019, Adamowicz et al. 2019, Horenstein et al. 2019, Meng et al. 2019, Blair et al. 2018, Nüesch et al. 2017, Feldhege et al. 2015, Seel et al. 2014, Djuric-Jovicic et al. 2011)
		8	**Distale antérieur**	(Tadano et al. 2016)
		9	**Distal latérale**	(Robert-Lachaine et al. 2020, Vargas-valencia et al. 2016, Picerno et al. 2008, Roetenberg et al. 2009)
TIBIA		**10**	**Proximal plateau tibial**	(Karatsidis et al. 2019, Nazarahari 2019, Liu et al. 2019, Leineweber et al. 2019, Adamowicz et al. 2019, McGrath et al.2018, Fasel et al. 2017, Tadano et al. 2016, Roetenberg et al. 2009)
		11	**Proximal latéral**	(Mundt et al. 2019, Cordillet et al. 2019, Feldhege et al. 2015)
		12	**Mi-hauteur antérieur**	(Choe et al. 2019)
		13	**Mi-hauteur plateau tibial**	(Robert-Lachaine et al. 2020, Reenalda et al. 2019, Blair et al. 2018, Picerno et al. 2008, O'Donovan et al. 2007)
		14	**Mi-hauteur latérale**	(Lebleu et al. 2020, Cordillet et al. 2020, Bessone et al. 2019, Meng et al. 2019, Seel et al. 2014, Djuric-Jovicic et al. 2011)
		15	**Distal latérale**	(Panebianco et coll .2018, Nüesch et al. 2017, Vargas-valencia et al. 2016)
PIED		**16**	**Face dorsale des métatarses**	(lebleu et al. 2020, Karatsidis et al. 2019, Reenalda et al. 2019, Nazarahari 2019, Liu et al. 2019, Mundt et al. 2019, Cordillet et al. 2019, Leineweber et al. 2019, Adamowicz et al. 2019, Choe et al. 2019, Tadano et al. 2016, Vargas-valencia et al. 2016, Picerno et al. 2008, O'Donovan et al. 2007, Roetenberg et al. 2009)
		17	**Sous la malléole médiale**	(Gastaldi et al. 2016)
		18	**Sous la malléole latérale**	(Nüesch et al. 2017)
		19	**Orteils**	(Bessone et al. 2019)
		20	**Face Dorsale 5ème métatarse**	(Meng et al. 2019, McGrath et al.2018, Djuric-Jovicic et al. 2011)

3.1.6. Synthèse sur le calibrage centrale-à-segment

Pour le calibrage centrale-à-segment, il n'y a pas encore de consensus sur le ou les calibrages optimaux. Par ailleurs, peu de propositions ont été faites en vue d'obtenir la cinématique complète des membres inférieurs, et ce, en trois dimensions (Nazarahari et al., 2019; Palermo et al., 2014; Picerno et al., 2008b). Quatre catégories de calibrage ont été recensées : les calibrages manuel, statique, fonctionnel et anatomique. Il est complexe de les évaluer, car la référence utilisée n'est pas identique entre chaque étude et, par ailleurs, les références utilisées sont elles-mêmes imparfaites. Les méthodes mathématiques qui permettent d'obtenir les vecteurs segmentaires sont aussi multiples et n'ont pas été comparées.

D'autres problèmes associés à l'utilisation de centrales inertielles pour le calcul cinématique devraient être pris en compte dans les propositions de méthodologie. Les artefacts de tissus mous inclus dans le calcul cinématique par les centrales inertielles sont ainsi peu étudiés (Cockcroft et al., 2014). Or, on peut s'attendre à ce que ces artefacts affectent encore plus la cinématique obtenue avec des centrales inertielles que celle obtenue avec les systèmes optoélectroniques en raison du poids du capteur (30g pour les centrales Opal, APDM), de la concentration de la mesure en un emplacement unique. L'emplacement du capteur doit être pensé en conséquence, même si actuellement il n'y a pas de consensus. De plus, pour limiter cet effet, une optimisation multisegmentaire peut être proposée, mais ces différentes propositions doivent également être comparées. La section suivante est consacrée à cette problématique.

3.2. La cinématique par optimisation multisegmentaire

L'optimisation multisegmentaire, ou encore appelée cinématique inverse pour une application biomécaniques a pour objectif de minimiser la différence entre une variable modélisée et une variable mesurée expérimentalement déterminée sous différentes contraintes (Begon et al., 2018; Alberto Leardini et al., 2017).

Pour l'application en biomécanique du mouvement, l'optimisation multisegmentaire se compose d'une chaîne cinématique représentée par des solides rigides modélisant les segments osseux liés entre eux par des articulations définies sous forme de liaisons mécaniques respectant un nombre de degrés de liberté similaire à des mouvements physiologiques (Figure 22). Dans le cadre de la mesure basée sur des systèmes optoélectroniques, les différents solides rigides sont pilotés par des marqueurs virtuels liés rigidement aux segments. Ces marqueurs virtuels sont prédéfinis pour correspondre aux

placements des marqueurs mesurés expérimentalement sur les segments. Ainsi pour piloter la chaîne cinématique la position du segment est modifiée afin que la distance entre les marqueurs virtuels (en rose sur la Figure 22) et les marqueurs mesurés expérimentalement sur un sujet (en bleu sur la Figure 22) soit minimisée (Begon et al., 2018; Alberto Leardini et al., 2017). Cela permet d'obtenir une cinématique qui respecte certains degrés de liberté au niveau des articulations. Cette optimisation est définie sous forme d'une fonction objective dépendante des contraintes appliquées à l'optimisation multisegmentaire et des mesures expérimentales.

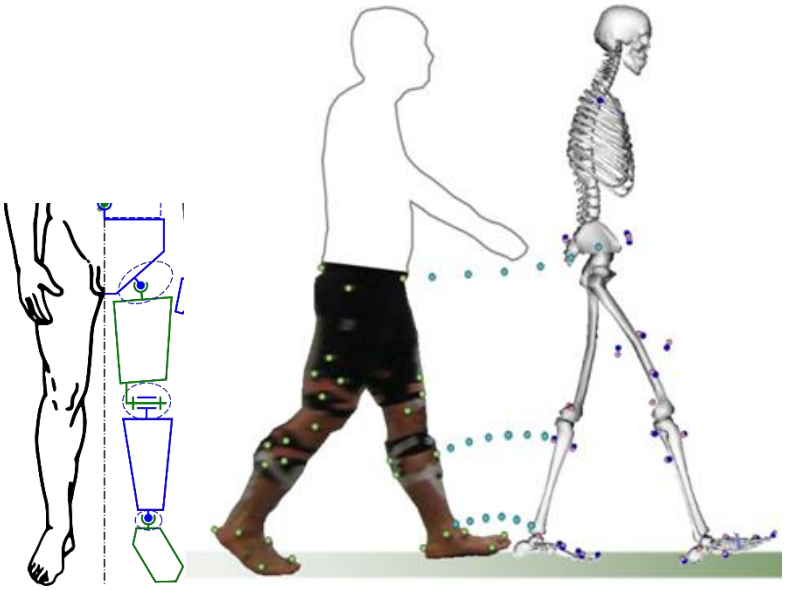


Figure 22: Illustration de l'optimisation multisegmentaire, les points roses représentent les marqueurs modélisés et en bleu les marqueurs expérimentaux. Extrait de simtk-confluence.stanford.edu

L'optimisation multisegmentaire a différents avantages. Le premier est de permettre de minimiser l'effet des artefacts de tissus mous sur le mouvement des segments les uns par rapport aux autres. Le second est de permettre de limiter l'effet d'une mauvaise définition des repères segmentaires sur la cinématique articulaire en empêchant les hyper extensions du genou par exemple (Begon et al., 2018; Alberto Leardini et al., 2017).

Pour pouvoir exploiter cette optimisation avec des centrales inertielles, il faut adapter le pilotage de la chaîne et la fonction objective en conséquence puisque les paramètres seront forcément différents de ceux utilisés avec un système optoélectronique. Avec les centrales inertielles, les paramètres qui sont mesurés sont l'accélération linéaire en trois dimensions, la vitesse angulaire en trois dimensions, les coordonnées du vecteur pointant vers le Nord magnétique ainsi que l'orientation de la centrale en trois dimensions. Différentes propositions ont été faites pour effectuer l'optimisation multisegmentaire et ainsi formuler la fonction objective.

3.2.1. Modélisation de la chaîne cinématique

Pour modéliser une chaîne cinématique, il est nécessaire de contraindre celle-ci mathématiquement et d'insérer ces contraintes dans la fonction objective à résoudre. Lors de la création de la chaîne cinématique, les liaisons entre les segments sont définies par six degrés de liberté, trois en rotation et trois en translation. Ces degrés de liberté peuvent être laissés libres, bornés à une amplitude particulière ou bloqués (Duprey et al., 2010).

3.2.1.1. Contraintes rigides

Pour ces contraintes on considère qu'un segment ne varie pas en longueur. Il est ici souvent fait l'hypothèse que le centre articulaire proximal du segment et le centre articulaire distal du segment sont séparés d'une distance constante. Ces contraintes fixent aussi la localisation et/ou l'orientation des points de mesures dans le repère du segment.

3.2.1.2. Contraintes cinématiques/articulaires

Les liaisons entre les segments sont modélisées sous forme de liaisons mécaniques qui libèrent certains degrés de liberté. Les plus courantes en biomécanique sont (Richard, 2016) :

- Pivot (Andersen et al., 2009; Duprey et al., 2010; Reinbolt et al., 2005) : n'autorise qu'une rotation autour d'un seul axe prédéfini (un degré de liberté) et aucune translation
- Rotule à doigt, ellipsoïde et joint de cardan (Andersen et al., 2009; Duprey et al., 2010; Reinbolt et al., 2005) : autorise la rotation autour de deux axes (deux degrés de liberté) et aucune translation.
- Rotule ou sphéroïde (Cereatti et al., 2010) : autorise les trois rotations dans l'espace (3 degrés de liberté), mais aucune translation.
- Sphère sur plan ou ponctuelle (Parenti-Castelli et al., 2004) : autorise les trois rotations et deux translations sur le plan (cinq degrés de liberté).
- Mécanisme parallèle (Duprey et al., 2010) : autorise plusieurs rotations et translations qui sont couplées les uns aux autres, les différentes liaisons précédentes peuvent y être combinées. Ce type de liaisons est souvent utilisé pour prendre en compte l'action de ligaments ou de rotation/translation combinés pour le genou par exemple (Parenti-Castelli et al., 2004).

D'un point de vue anatomique, la hanche est composée de l'articulation sacro-iliaque coxo-fémorale. Elle est composée de la tête du fémur et de l'acétabulum du pelvis. La hanche est donc classiquement représentée par une articulation sphéroïde composée de trois degrés de liberté ce qui correspond à une rotule (Stops et al., 2012).

Le genou est composé de deux articulations, l'articulation tibio-fémorale et l'articulation patello-fémorale. Le plus souvent seule l'articulation tibio-fémorale est modélisée (Sancisi & Parenti-Castelli, 2011) sous forme de pivot (Andersen et al., 2009; Reinbolt et al., 2005) ou encore par une rotule avec une limitation importante des amplitudes dans les plans frontaux et transverses (Lu & O'Connor, 1999). Plus rarement, elle est modélisée par un mécanisme parallèle souhaité plus proche de l'anatomie du genou (Duprey et al., 2010; Xavier Gasparutto et al., 2015; Parenti-Castelli et al., 2004). Dans ce mécanisme les ligaments du genou sont pris en compte, mais cette option nécessite de connaître l'emplacement des insertions ligamentaire et la longueur des ligaments.

Enfin la cheville est aussi composée de deux articulations, l'articulation talo-calcanéenne et talo-crurale. Cette dernière est souvent la seule considérée et modélisée comme une articulation à un degré de liberté soit un pivot. Mais la mobilité du pied arrière ajoute un degré de liberté (Dettwyler et al., 2004). Pour des sujets asymptomatiques, il est souvent considéré que la cheville peut ainsi être modélisée par une rotule à doigt (Andersen et al., 2009; Reinbolt et al., 2005), mais peut aussi être modélisée comme une rotule où deux degrés de liberté limités à de petites amplitudes (Charlton et al., 2004; Lu & O'Connor, 1999). La dernière proposition plus complexe est le mécanisme parallèle où là aussi la connaissance du placement des insertions et longueurs ligamentaires est nécessaire (Di Gregorio et al., 2007).

3.2.2. Type d'optimisation multisegmentaire

Dans cette section nous allons aborder les différents types d'optimisation multisegmentaire par l'intermédiaire des centrales inertielles ainsi que l'évaluation de ces différentes propositions.

3.2.2.1. Par l'orientation

L'une de ces propositions est d'effectuer l'optimisation exclusivement avec l'orientation obtenue, soit les quaternions obtenus après utilisation de l'algorithme de fusion (Karatsidis et al., 2018; Koning et al., 2015; Richard et al., 2016).

Il est depuis peu possible d'effectuer une optimisation multisegmentaire avec Anybody Modeling Systems (AnyBody technology A/S, Aalborg, Danemark) exclusivement par l'orientation des centrales inertielles (Koning et al. 2015). Anybody est un logiciel commercialisé permettant de piloter et personnaliser des chaînes cinématiques et modèles musculo-squelettiques. La fonction objective utilisée se traduit par la minimisation de l'angle entre l'orientation mesurée par les centrales et celle modélisée $\Psi(q,t)$, celle-ci se traduit comme suit :

$$\min_{q} \frac{1}{2} \Psi(q,t)^T W \Psi(\mathrm{q,t}) \ et \ \phi(q,t) = 0 \tag{3.1}$$

Avec :

- Ψ Les contraintes dites « molles » soit la rotation entre la centrale mesurée et la centrale modélisée
- ϕ les contraintes dites « dures » soit les contraintes dues aux degrés de liberté de la chaîne cinématique et les mesures d'orientation des centrales inertielles.
- q Les orientations des centrales inertielles décrites sous forme de coordonnées généralisées (Andersen et al., 2009) dépendantes du temps
- W Le facteur de pondération.

En utilisant leur chaîne cinématique, Koning et al. et Karatsidis et al. trouvent des erreurs quadratiques moyennes entre 2° et 5.7° lors de mouvements de squat, marche et patinage au niveau de la hanche par comparaison avec leur silver standard. Ce silver standard consiste à effectuer une optimisation multi segmentaire sur Anybody avec des marqueurs traqués par l'intermédiaire d'un système optoélectronique (Karatsidis et al., 2018; Koning et al., 2015).

Une autre proposition a été faite pour l'estimation exclusivement à partir de l'orientation par OpenSim (Stanford, Etats-unis) (Al Borno et al., 2021). Ici aussi, OpenSim est un logiciel qui permet de piloter des chaînes cinématiques paramétrables. Seulement, il a l'avantage d'être gratuit et Open source. Leur fonction objective est la suivante :

$$\min_{q} \sum_{i \in IMUs} \omega_i \theta_i^2 \tag{3.2}$$

Avec q le vecteur des coordonnées généralisées, ω_i les pondérations imposées à chaque orientation des centrales, et θ_i l'angle entre l'orientation de la centrale virtuelle et l'orientation mesurée expérimentalement. Al Borno et al. présentent des erreurs moyennes quadratiques entre 3° et 6° avec des coefficients de corrélation élevés pour des cinématiques de marche aux hanches, genoux et chevilles (Al Borno et al., 2021). Il est tout de même nécessaire de préciser qu'ils obtiennent des erreurs plus importantes pour la rotation de hanche (12.7°) qui seraient dues à une définition erronée du sens de marche ou « heading ». L'intérêt de cette méthode est qu'il n'est pas nécessaire de connaître l'emplacement de la centrale dans le repère segmentaire, simplement son orientation dans celui-ci soit le calibrage centrale-à-segment.

Vincent Richard dans sa thèse a aussi comparé différentes propositions de pilotage de chaînes cinématiques, l'une d'elles est exclusivement basée sur l'orientation. Sa fonction objective se présente ainsi (Richard, 2016):

$$\min_{\substack{Q \\ \dot{Q} \\ \ddot{Q}}} \left[\frac{1}{2} \sum_{i \in segments} \alpha_i \nu \left(R'_{o \to i} - R_{o \to i}(Q_i) \right)^2 + f_\phi \right] \tag{3.3}$$

Ici Q est le vecteur de coordonnées naturelles des segments (i), α_i la pondération imposée à chaque orientation des centrales. ν linéarise la matrice orientation en un vecteur 9x1. $R'_{o \to i}$ Est l'orientation mesurée du repère segmentaire dans le repère global, cette orientation prenant en compte le calibrage centrale-à-segment et la mesure de l'orientation de la centrale. Finalement $R_{o \to i}$ est l'orientation modélisée et f_ϕ sont les contraintes imposées au modèle.

Cette version de l'optimisation ne paraît pas apporter d'amélioration sur l'obtention de la cinématique que la cinématique directement après calibrage centrale-à-segment (Richard, 2016). Des différences quadratiques moyennes de 1.9° pour la flexion extension du genou et 8.1° pour la rotation du genou ont été calculées avec la chaîne cinématique pilotée par les marqueurs avec la référence.

Nous pourrons aussi préciser que l'entreprise Xsens (Enshelde, Pays-Bas) propose un logiciel propriétaire et payant qui fusionne les données des différents capteurs qui composent leurs centrales inertielles et utilisent aussi une chaîne cinématique pour obtenir la cinématique articulaire. Leur proposition est beaucoup utilisée dans la littérature pour évaluer la cinématique du mouvement (D. Roetenberg et al., 2009; Schepers et al., 2018, Zhang et al. 2013). Ils ne précisent pas le modèle, le calibrage ni le filtre utilisé dans leur procédure. Toutefois, leur white paper laisse entendre que la chaîne cinématique est pilotée par l'orientation des capteurs. Dans ce document, ils ont comparé les résultats de cinématique obtenus avec leurs centrales inertielles et leur méthodologie pour obtenir la cinématique articulaire et la cinématique obtenue avec un système optoélectronique et une chaîne pilotée par OpenSim. Ils ont obtenu des erreurs quadratiques moyennes allant de 3.2° pour la flexion du genou à 10.1° pour la flexion de hanche, et ce pour une personne lors de la marche (Schepers et al., 2018).

3.2.2.2. Par la vitesse angulaire et accélération

Vincent Richard dans sa thèse a comparé différentes combinaisons d'optimisation. Nous avons vu précédemment le pilotage par l'orientation exclusivement. Mais il a aussi pu comparer le pilotage avec orientation et/ou vitesse angulaire, et/ou accélération. Sa fonction objective pour le pilotage par vitesse angulaire s'écrit (Richard, 2016) :

$$\min_{\substack{Q \\ \dot{Q} \\ \ddot{Q}}} \left[\frac{1}{2} \sum_{i \in segments} \beta_i \nu \left(\widetilde{\omega}'_i|_i - \widetilde{\omega}_i|_i (Q_i, \dot{Q}_i) \right)^2 + f_\phi \right] \tag{3.4}$$

Q est ici le vecteur de coordonnées naturelles des segments (i), β_i la pondération imposée à chaque vitesse angulaire des centrales tandis que ν linéarise la matrice orientation en un vecteur 9x1. $\widetilde{\omega}'_i|_i$ est la matrice d'inclinaison de la vitesse angulaire mesurée du repère segmentaire dans le repère global, $\widetilde{\omega}_i|_i$, la matrice d'inclinaison de la vitesse angulaire modélisée. Comme précédemment f_ϕ sont les contraintes imposées au modèle.

Les résultats sont similaires au pilotage par l'orientation, puisqu'il n'y a pas d'amélioration significative par rapport à la cinématique directe après calibrage. Concernant le pilotage basé exclusivement sur l'accélération, celui-ci ne converge pas. Finalement, les autres combinent les trois données ou combinant orientation/ vitesse angulaire ou orientation/ accélération, donnent des résultats similaires à la chaîne pilotée exclusivement avec l'orientation.

3.2.2.3. Par la vitesse angulaire, accélération et « effort musculaire »

Une autre proposition introduit une optimisation multisegmentaire comportant des éléments de modélisation musculaire. Dorschky et al. exploitent ainsi la vitesse angulaire et l'accélération linéaire pour piloter leur modèle musculosquelettique des membres inférieurs à 16 muscles (en deux dimensions seulement) (Dorschky et al., 2019). Les auteurs proposent de résoudre un problème de contrôle optimal en utilisant une fonction objective minimisant la différence entre mesure et modélisation, laquelle inclut donc un paramètre d'effort musculaire :

$$\min_{\{x(t),u(t)\}} J_{track} + J_{effort} + J_{reg} \tag{3.5}$$

Avec J_{track} qui correspond à la partie mesure inertielle et qui minimise la différence entre la mesure de vitesse angulaire et accélération modélisées et les mesures réelles selon :

$$J_{track} = \frac{1}{|S|N} \sum_{k=1}^{N} \sum_{s \in S} \left(\left(\frac{a_{x,sk} - \mu_{a_{x,sk}}}{\sigma_{a_{x,sk}}} \right)^2 + \left(\frac{a_{y,sk} - \mu_{a_{y,sk}}}{\sigma_{a_{y,sk}}} \right)^2 + \left(\frac{\omega_{sk} - \mu_{\omega_{sk}}}{\sigma_{\omega_{sk}}} \right)^2 \right) \tag{3.6}$$

Avec μ qui est la moyenne des mesures de capteurs sur plusieurs instants et σ l'écart-type, a représente l'accélération, ω la vitesse angulaire et J_{effort} représentant l'« effort musculaire », c'est-à-dire l'excitation des seize muscles au carré qui est minimisée pour résoudre la redondance musculaire et prévenir les bruits de mesures et qui s'écrit :

$$J_{effort} = \frac{W_{effort}}{16NV^2} \sum_{k=1}^{N} \sum_{m=1}^{16} u_{mk}^2 \tag{3.7}$$

Avec W_{effort} qui est le facteur de pondération et u le vecteur « contrôle » qui comprend les excitations neurales des muscles.

Enfin J_{reg} aide à la convergence de la solution et réduit le nombre d'itérations, ils gardent une valeur basse de pondération (1×10^{-5}), ainsi le résultat de l'optimisation n'est pas influencé.

Pour évaluer leur méthode, ils ont évalué la cinématique de marche et la course de dix sujets avec des centrales et un système optoélectronique de référence. Ils obtiennent des erreurs moyennes quadratiques allant de 8.2° pour la flexion de hanche et 4.3° pour la flexion de cheville.

3.2.2.4. Par modèle dynamique

Kok et al. proposent une manière singulière de poser l'optimisation multisegmentaire en mettant en oeuvre une fonction objective sous forme de trois modèles probabilistes (Kok et al., 2014) :

$$\min_{z=\{x_{1:N},\theta\}} \underbrace{-\log p(x_1|y_1) - \log p(\theta)}_{Initialisation} \underbrace{-\sum_{t=2}^{N} \log p(x_t|x_{t-1},\theta)}_{Modèle\ dynamique} \underbrace{-\sum_{t=1}^{N} \log p(y_t|x_t,\theta)}_{Modèle\ biomécanique+capteurs} \tag{3.8}$$

$$c_{bio}(z) = 0$$

Avec N le nombre d'articulations, p la fonction densité de probabilité, θ les paramètres constants, x les variables dépendantes du temps et y les mesures.

Cette fonction objective incorpore un modèle dynamique à la manière des filtres de Kalman, elle prédit les données actuelles à partir des données précédentes. Ce modèle dynamique exploite donc la vitesse angulaire, la position, la double intégration de l'accélération mesurée par les accéléromètres, l'orientation des centrales obtenues directement des mesures de gyromètres et de modélisation des bruits de mesure. Le modèle biomécanique comme pour les propositions précédentes inclut les contraintes biomécaniques de l'optimisation ($c_{bio}(z)$). Le calibrage centrale-à-segment est dans leur cas une posture statique prédéterminée (Kok et al., 2014). Dans le modèle capteurs ils prennent en compte le biais de mesure des gyromètres qui est dépendant du temps.

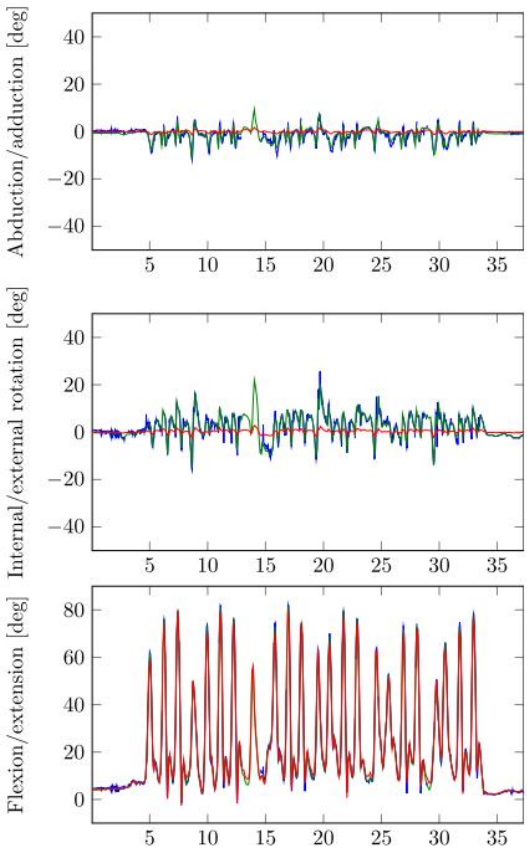


Figure 23: Angles articulaires du genou droit pour 23 pas. La référence optoélectronique en bleu, en vert les angles estimés par l'intermédiaire de leur algorithme, en rouge les angles extraits de l'orientation segmentaire définie par l'algorithme. Extrait de (Kok et coll 2014).

La Figure 23 représente les résultats de cinématique articulaire du genou obtenue par Kok et al. comparé à une référence optoélectronique, similaire au protocole CAST (Kok et al., 2014). Ils obtiennent des cinématiques proches de la référence dans tous les plans.

3.2.2.5. Filtre de Kalman étendu et optimisation multisegmentaire

La dernière proposition est une combinaison d'un filtre de fusion et d'une optimisation multisegmentaire afin d'obtenir la cinématique articulaire (Lin & Kulić, 2012). Le principe est le même qu'un filtre de Kalman étendu, mais au lieu d'estimer une orientation c'est un angle articulaire qui sera estimé. Pour cela, en plus d'une modélisation exclusivement des biais et bruit de mesure des capteurs, une optimisation multisegmentaire contraignent l'orientation des centrales.

Cooper et al. proposent cette méthode pour obtenir la flexion du genou. Ils ont comparé la cinématique de marche obtenue avec les centrales inertielles sur sept sujets à celle obtenue avec un système optoélectronique pour une vitesse de marche de 8km/h. Ils obtiennent une erreur quadratique moyenne de 3.4° (Cooper et al., 2009). Kianifar et al., utilisent aussi un le Filtre de Kalman étendu fusionné avec une optimisation multisegmentaire inspirée de Lin et Kulic (Lin et al., 2012) pour

estimer la cinématique articulaire de la hanche, de la cheville et du genou avec des erreurs allant de 4.2° à 8.3° (Kianifar et al., 2019).

3.2.3. Paramétrage de l'optimisation multisegmentaire

En fonction de la formulation de l'optimisation multisegmentaire, des données d'entrée ainsi que des contraintes choisies, certains paramètres doivent être définis en amont. Ils peuvent être de natures différentes. Ainsi, la taille du sujet ou la longueur des segments permettent la mise à l'échelle des dimensions segmentaires (Kok et al., 2014).

Dans le cadre de l'application des contraintes avec les centrales inertielles, il est parfois nécessaire de connaître le positionnement et l'orientation de la centrale dans le segment, tout comme pour les marqueurs. Pour le positionnement, il est soit mesuré à la main entre l'origine du repère segmentaire et l'origine du repère de la centrale (Kok et al., 2014; Takeda et al. 2009). Il peut aussi être mesuré lors d'une phase initiale avec un système optoélectronique. Un marqueur réfléchissant est positionné sur la centrale et permet d'en déduire son emplacement par rapport au segment (Richard, 2016). Mais il est aussi envisageable pour certaines articulations de définir cet emplacement de façon fonctionnelle (Crabolu et al., 2016; Olsson & Halvorsen, 2017), par un mouvement spécifique autour du centre articulaire souvent défini comme l'origine du segment. Pour l'orientation de la centrale par rapport au segment cela se fait lors du calibrage centrale-à-segment abordé dans la section 3.1 et pris en compte dans le paramétrage de l'optimisation multisegmentaire.

3.2.4. Synthèse sur l'optimisation multisegmentaire

L'optimisation multisegmentaire avec les centrales inertielles est encore très récente si bien que peu d'études en font l'évaluation. Différents types de pilotages existent puisque des propositions se font à partir des orientations, accélérations et/ou vitesses angulaires. L'utilisation des chaînes cinématiques ne montre pas encore leur efficacité en termes d'amélioration de la cinématique articulaire par rapport à la cinématique directe. Il se peut que cette absence d'influence soit due au calibrage centrale-à-segment qui est un paramètre déterminant dans l'optimisation multisegmentaire. Donc une définition appropriée de ce calibrage ainsi qu'une bonne modélisation des articulations pourrait permettre d'améliorer la cinématique obtenue avec des centrales inertielles.

Synthèse de la revue de la littérature et placement du travail doctoral

La cinématique articulaire est un paramètre de locomotion qui offre un panel important d'informations. Elle permet, dans un contexte clinique, de quantifier les déviations possibles des mouvements par rapport à un mouvement non pathologique, de déterminer les mécanismes qui engendrent les altérations de la locomotion, aider au choix du traitement et adapter la prise en charge ainsi que de suivre l'évolution de la pathologie. Mais aussi dans un contexte de performances sportives la cinématique articulaire permet d'évaluer les stratégies de coordinations intersegmentaires, évaluer la qualité du mouvement, sélectionner des critères de performance et les estimer pour enfin proposer des programmes d'entraînement adaptés.

De nombreuses méthodologies permettant l'obtention de cette cinématique sont basées sur les systèmes optoélectroniques. Bien qu'en ajustement permanent, ces méthodologies sont arrivées à une certaine maturité. Toutefois, il est maintenant fortement souhaité de compléter cette mesure typiquement de laboratoire en se déplaçant dans l'environnement habituel de locomotion (Galperin et al., 2019; Tamburini et al., 2018) ou de pratique sportive. Grâce à la miniaturisation des capteurs électromécaniques, des batteries, des unités de stockage, les centrales inertielles sont à présent suffisamment petites pour évaluer la locomotion sur le terrain. Elles permettent de mesurer l'orientation du boîtier dans un repère global grâce aux gyromètres, accéléromètres et magnétomètres. La cinématique étant l'orientation relative d'un segment osseux par rapport à un autre on comprend que les centrales sont tout à fait appropriées pour effectuer ces mesures. Mais il est indispensable de traiter différentes étapes avant d'acquérir une cinématique optimale avec ces dispositifs. Ces étapes sont au nombre de trois comme rappelé dans la Figure 15.

Tout d'abord la qualité des capteurs intégrés dans les centrales inertielles doit être la meilleure possible afin de limiter les bruits et biais de mesures. De plus les centrales inertielles sont des dispositifs munis de communication sans fil pour la plupart. Il est donc aussi important que leurs synchronisations et leur système de communication ainsi que les protocoles de communications soient adaptés à leur utilisation. Il est ensuite nécessaire de fusionner les données des capteurs de différentes natures pour obtenir l'orientation du boîtier. Il y a aujourd'hui une multitude de possibilités et d'algorithmes proposés. Si aucun algorithme ne semble idéal, il semble nécessaire d'adapter celui-ci à la situation d'usage des centrales. Cette étape-ci a fait l'objet d'une thèse dans le laboratoire et ne sera pas abordée dans ce travail doctoral (Nez, 2017). Nous considérons donc que la qualité de la mesure inertielle est suffisamment bonne pour les expérimentations que nous allons mener. Dans ce travail, les acquisitions ne dépassent pas 30 secondes. Or pour ces durées, la dérive de la mesure inertielle semble négligeable. Ce sont donc les étapes suivantes qui vont être abordées dans ce manuscrit.

Ainsi une seconde étape pour obtenir la cinématique est de définir le calibrage centrale-à-segment, soit l'orientation relative du repère de la centrale par rapport au segment osseux sous-jacent. Nous avons pu extraire de la littérature quatre types de calibrage, le calibrage manuel, statique, fonctionnel et anatomique. Ils sont le plus souvent combinés pour obtenir le calibrage de tous les vecteurs segmentaires. Ces propositions ont chacune leurs avantages et inconvénients. Certaines sont très rapides à mettre en place comme le calibrage manuel ou statique. Mais ces méthodes émettent des hypothèses fortes qui sont dépendantes du positionnement des centrales par l'opérateur ou incompatible avec la morphologie réelle de l'homme. D'autres propositions sont voisines des méthodes utilisées pour les systèmes de référence avec des mouvements fonctionnels ou des repérages anatomiques. Mais elles nécessitent des mouvements complexes à réaliser et des dispositifs spécifiques non commercialisés. Ainsi il n'y a pas de consensus sur la ou les méthodes les plus appropriées pour effectuer ce calibrage et peu de comparaisons ont été effectuées. Ainsi dans ce travail doctoral nous nous efforcerons de répondre à la question, dans une première partie : quelles sont les meilleures propositions de calibrage centrale-à-segment qui permettent de définir les vecteurs segmentaires ?

Suite à l'obtention de ce calibrage, il est possible d'obtenir la cinématique de différentes façons. Elle peut être obtenue directement à partir de l'orientation calculée de la centrale combinée avec un calibrage centrale-à-segment approprié. Toutefois, les boîtiers des centrales inertielles sont positionnés sur la peau et l'on souhaite obtenir le mouvement du segment osseux. Ainsi la cinématique articulaire est entachée de différentes erreurs. La première, et l'une des principales est dues aux artefacts de tissu mou : lors du mouvement, la peau, le tissu adipeux et les muscles induisent des mouvements relatifs de la centrale par rapport au segment osseux. Ces mouvements peuvent être amplifiés par rapport à ce que l'on peut observer avec les marqueurs des systèmes optoélectroniques, car les centrales sont plus larges que des marqueurs et plus lourdes. De plus, le suivi de l'orientation du segment n'est fait que par l'intermédiaire d'une petite surface qui est celle de la centrale. Il est donc plus complexe de compenser les mouvements des artefacts de tissus mous en multipliant les points de mesure sur la peau comme cela peut être le cas avec les marqueurs. Ainsi l'utilisation de l'optimisation multisegmentaire semble d'autant plus pertinente avec les centrales inertielles. Ces chaînes cinématiques ont pour objectif de compenser ces artefacts en rigidifiant la liaison entre les systèmes de mesure en surface et les segments osseux et contraignant les mouvements relatifs entre les segments osseux. Ainsi, dans une troisième partie de ce travail doctoral, nous proposerons d'évaluer l'apport de l'optimisation multisegmentaire par des centrales inertielles pour obtenir la cinématique articulaire. Ensuite nous proposons d'évaluer l'effet de la redondance d'information de l'orientation d'un segment sur la cinématique. Pour cela nous avons multiplié le nombre de centrales

sur un segment pour décupler les zones de mesure de l'orientation segmentaire sur l'optimisation multisegmentaire.

Les deux questions précédentes sont abordées en intégrant dans nos études des populations non pathologiques. Dans cette dernière partie, nous proposons de tester nos méthodologies sur une population pathologique. Ainsi, par l'intermédiaire d'une collaboration avec le Laboratoire de Cinésiologie Willy Taillard dans les Hôpitaux Universitaires de Genève et l'Université de Genève, il nous a été possible d'appliquer toute la procédure de choix de calibrage centrale-à-segment et de personnalisation de l'obtention de la cinématique articulaire sur des sujets ayant des pathologies de la locomotion.

Ainsi ce manuscrit se composera en trois études :

- La Partie 2 abordera le **calibrage centrale-à-segment** avec un chapitre 4 définissant la justesse et répétabilité des différentes méthodes de calibrages extraites de la littérature et de propositions inédites et un chapitre 5 évaluant l'effet de ce calibrage sur le calcul de la cinématique articulaire.
- La Partie 3 présentera l'impact de l'**optimisation multisegmentaire** sur le calcul de la cinématique. Le chapitre 6 comparera différentes méthodes de pilotage de chaînes cinématiques et l'évolution de la cinématique obtenue. Le chapitre 7 explorera l'influence de la redondance de mesure d'orientation sur deux segments sur l'obtention de la cinématique articulaire.
- La Partie 4 commencera par une première section présentant la **méthodologie de personnalisation du calibrage centrale-à-segment** et d'adaptation **de l'optimisation multisegmentaire** développés dans les parties précédentes. Cette section sera suivie d'une seconde abordant l'**application** de ces méthodologies sur une **population pathologique** afin de valider le bien-fondé des propositions.

La dernière partie sera une discussion générale et présentera les **perspectives** de l'analyse de la locomotion humaine en milieu écologique à la lumière de ce qui a été développé dans ce travail doctoral.

Partie 2 Calibrage centrale-à-segment

Le calibrage centrale-à-segment constitue l'une des étapes clés dans l'optique d'obtenir la cinématique articulaire à partir de centrales inertielles. Cette étape a pour but d'identifier l'orientation du repère segmentaire dans le repère local des centrales inertielles. Il existe différentes approches pour y parvenir (Pacher et al., 2020). Comme évoqué dans le chapitre 3 de ce manuscrit détaillant la problématique associée à ce calibrage centrale-à-segment, on recense quatre types de calibrage : les calibrages manuels, statiques, fonctionnels et anatomiques. Malheureusement, l'état actuel des investigations sur ce calibrage ne fait pas ressortir de consensus ou une méthode de choix pour obtenir un calibrage approprié.

Dans cette partie, nous allons évaluer l'efficacité de différentes méthodes et propositions extraites de la littérature. Différents critères peuvent permettre de choisir un calibrage plutôt qu'un autre, chaque type de calibrage ayant ses avantages et ses inconvénients. Parmi les critères qui peuvent être évoqués figurent la qualité de ce calibrage ou encore sa facilité d'usage et sa rapidité de réalisation.

Comme illustré par la Figure 24, nous avons mis en place différentes études pour évaluer les méthodes de calibrages nécessaires à l'obtention de la cinématique des membres inférieurs. Ainsi dans un premier chapitre (Chapitre 4), nous évaluerons l'exactitude des méthodes de calibrage pour définir les axes segmentaires en utilisant exclusivement un système optoélectronique. Ceci permet d'exclure les possibles erreurs induites par la mesure des capteurs et l'algorithme de fusion lors de l'obtention de l'orientation des centrales. Des orientations de repères techniques seront donc obtenues à partir de marqueurs traqués par les systèmes optoélectroniques. Ces orientations seront exprimées sous forme de quaternions.

Dans un second chapitre (Chapitre 5), les meilleures méthodes extraites de l'étude précédente seront utilisées cette fois avec les centrales inertielles. Nous pourrons alors évaluer la qualité des différentes méthodes de calibrages pour obtenir la cinématique articulaire avec les centrales inertielles. Cette étude permettra de connaître l'influence de la définition des vecteurs segmentaires sur la détermination des repères segmentaires et donc sur la cinématique articulaire.

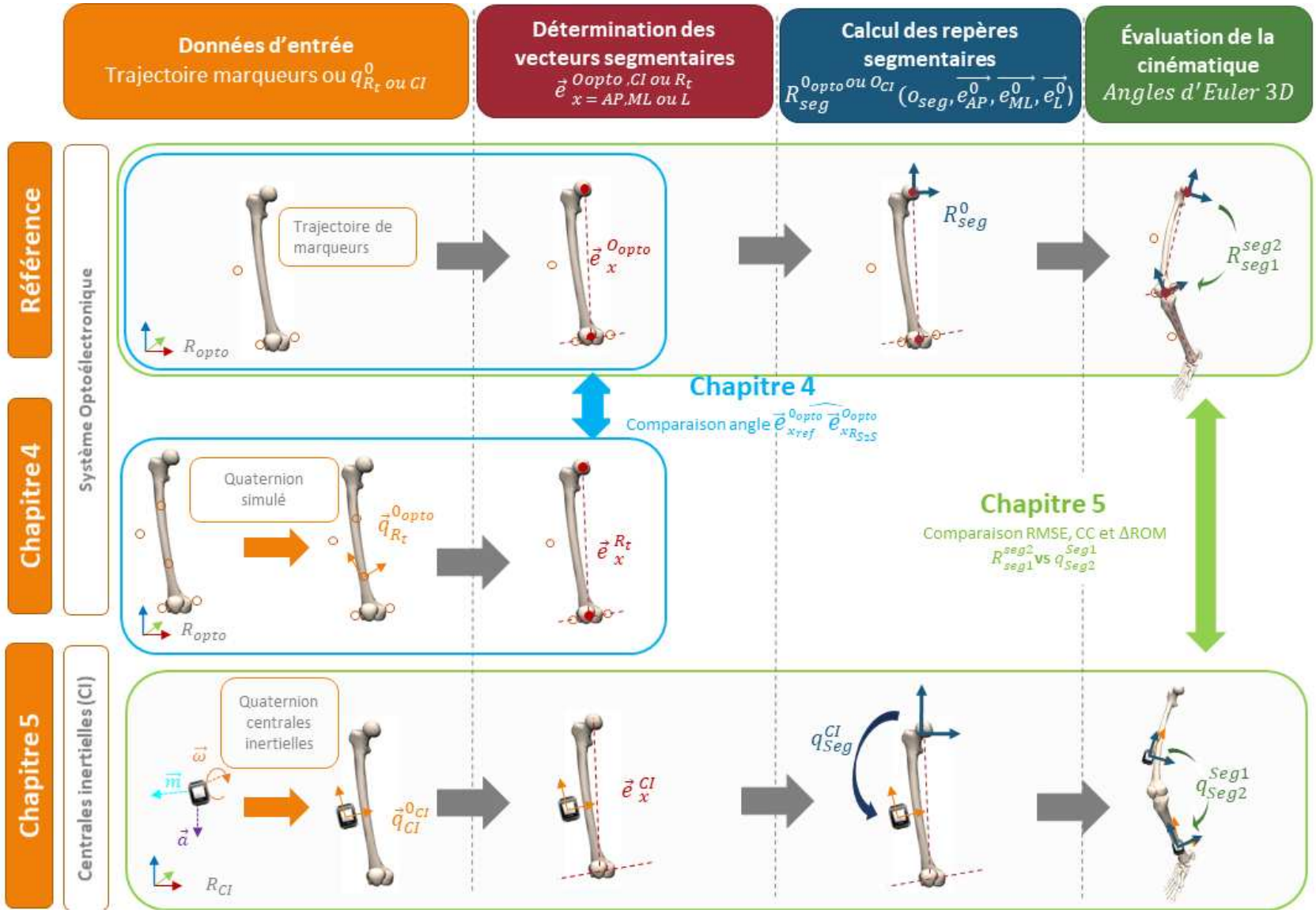


Figure 24 : Méthodologie d'évaluation des calibrages centrale-à-segment choisie dans cette partie.

Chapitre 4 Comparaison des méthodes de calibrage centrale-à-segment

4.1. Introduction

Ce chapitre a pour vocation de comparer différentes méthodes de calibrage pour obtenir les vecteurs segmentaires nécessaires à la définition de repères segmentaires des membres inférieurs. Pour cela, différentes propositions extraites de la littérature auxquelles s'ajoutent des propositions originales sont comparées à une référence.

Ainsi nous testons différents types de calibrage centrale-à-segment. Nous étudierons les méthodes dites statiques où l'on exploite exclusivement des postures. Puis nous verrons les méthodes dites fonctionnelles qui demandent au sujet d'effectuer des rotations pures autour des vecteurs segmentaires recherchés. Nous avons choisi de tester des mouvements fonctionnels actifs, mais aussi passifs pour lesquels c'est l'opérateur qui fait faire le mouvement au sujet. En effet ces mouvements ont prouvé leur efficacité lors de l'identification d'axes segmentaires avec les systèmes optoélectroniques, particulièrement pour le genou (Sauret et al., 2016). Ces méthodes pourraient être notamment adaptées pour des sujets pathologiques (Cutti et al., 2010; Favre et al., 2009). Nous avons choisi de ne pas tester les méthodes manuelles qui exploitent le fait qu'il est possible d'aligner un vecteur de la centrale inertielle avec un vecteur segmentaire manuellement. Ces méthodes sont encore utilisées, mais nous n'avons aucune garantie que les axes de la centrale soient alignés avec le boîtier externe (Syed et al., 2007). Qui plus est les hypothèses d'alignement sont particulièrement fortes comme cela peut l'être montré en Annexe 1. En effet la géométrie des segments, les proéminences musculaires rendent l'hypothèse d'un alignement peu probable. Enfin nous exploiterons aussi le calibrage centrale-à-segment anatomique et ce exclusivement pour le bassin, en effet nous avons développé un dispositif adapté au bassin, mais nous n'avons pas pu exploiter les données obtenues avec un second dispositif pour les autres segments. Une étude complémentaire également présentée en annexe, puisqu'elle ne comprend que quatre sujets, a depuis été effectuée et sera évoquée dans la discussion.

Nous avons choisi de faire intervenir des sujets asymptomatiques dans cette étude. En effet cela permet de valider la méthodologie sur des sujets asymptomatiques avant d'appliquer l'étude à des sujets pathologiques.

Afin de sélectionner la ou les méthodes les plus adaptées pour obtenir le calibrage centrale-à-segment différents critères de sélections peuvent être pris en compte. Le premier critère est un critère de justesse, les propositions qui présentent les erreurs les plus petites par rapport à une référence seront

les meilleures suivant ce critère. Un second critère est celui de la répétabilité, les propositions qui présentent une valeur de répétabilité la plus petite sont ici à privilégier. Enfin, le dernier critère qui peut être retenu concerne l'usage des méthodes. Ici, différents éléments doivent être pris en compte en fonction des situations. Il peut être nécessaire de rapidement mettre en œuvre le calibrage centrale-à-segment ou encore de supprimer les postures ou mouvements que le sujet ne pourrait pas effectuer. Dans ce chapitre, nous proposons une étude pour évaluer la justesse et la répétabilité des différentes méthodes. Les méthodes seront comparées en matière d'usage dans la discussion.

Dans ce chapitre seul un système optoélectronique est utilisé. Celui-ci suit des marqueurs localisés sur les segments ce qui permet de définir des repères techniques qui sont transformés en quaternion simulant ainsi les orientations de centrales inertielles. Avec cette méthodologie nous pourrons comparer les vecteurs segmentaires obtenus avec des méthodes de calibrages sélectionnées $\vec{e}^{O}_{AP,ML,L_{S2S}}$ et les vecteurs segmentaires obtenus avec la référence $\vec{e}^{O}_{AP,ML,L_{ref}}$, la Figure 24 illustre cette méthodologie tout en s'affranchissant des erreurs de mesures des centrales inertielles. Nous avons choisi d'utiliser deux types de références pour évaluer la justesse et la répétabilité des méthodes toutes deux basées sur le système optoélectronique, constituant un « silver standard » pour la mesure de la cinématique. La première référence utilisée est extraite des recommandations de l'International Society of Biomechanics, nous l'avons choisie puisqu'elle est utilisée comme protocole traditionnel dans le monde sportif et considéré comme une référence en analyse du mouvement (Kainz et al., 2017; Wu et al., 2002). La seconde référence utilisée est une référence fortement utilisée dans le domaine clinique, car elle permet de ne pas faire de mouvements fonctionnels. Cette référence est le Conventionnal Gait Model, version 2 (Leboeuf et al., 2019).

4.2. Matériel et méthode

4.2.1. Participants

Quinze sujets asymptomatiques ont participé à cette étude, sept femmes et huit hommes, âgés de 30 ± 8.2 ans, mesurant 172 ± 10 cm et ayant une masse de 69.3 ± 11.8 kg. Tous les sujets ont donné leur consentement éclairé pour participer à cette étude.

4.2.2. Matériel expérimental

Le système optoélectronique dans toutes les études de ce doctorat était composé de 19 caméras (Vicon, Nexus, Oxford, Royaume-Unis) cadencées à une fréquence de 150 Hz. Les sujets ont été équipés de 38 marqueurs comme illustrés par la Figure 25. Les marqueurs ont été placés comme proposé par le modèle conventionnel de marche 2 (Leboeuf et al., 2019). Quatre marqueurs supplémentaires ont

été utilisés pour être positionnés sur un dispositif de calibrage anatomique pour le bassin (Figure 26) qui sera présenté plus tard.

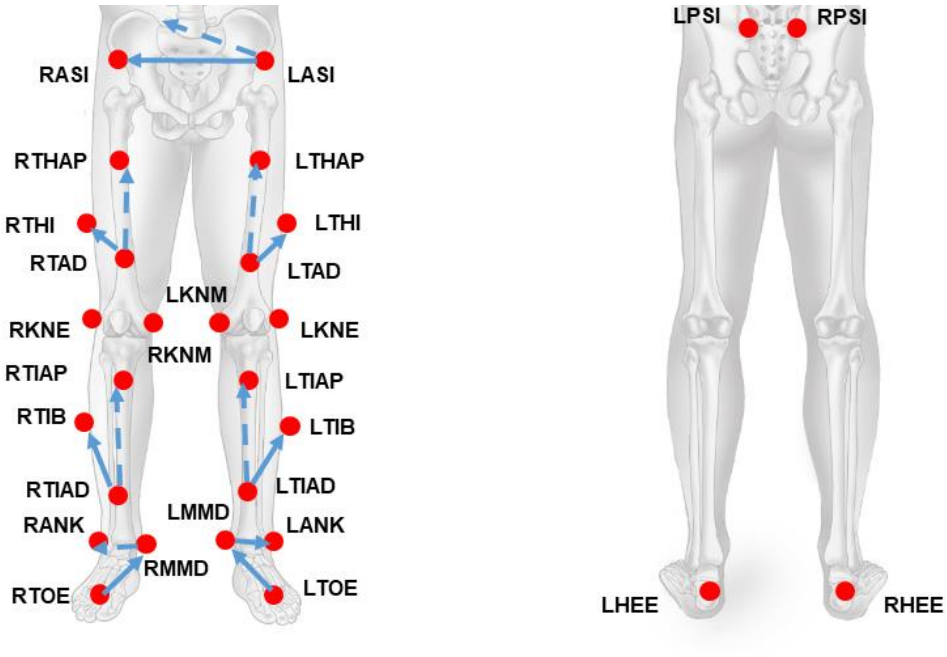


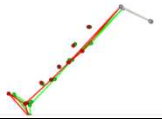
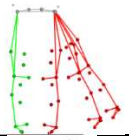
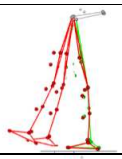
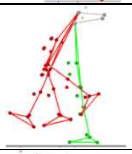
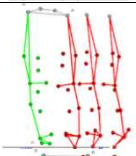
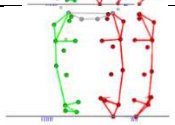
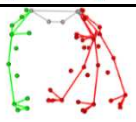
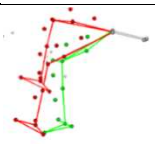
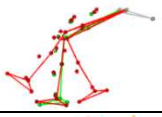
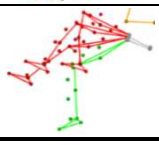
Figure 25 : Placement des marqueurs et vecteurs utilisés pour créer les repères techniques permettant de définir les quaternions simulés. La flèche pleine définit le vecteur principal et la flèche en pointillé, le vecteur secondaire.

4.2.3. Protocole

Un grand nombre de postures et de mouvements extraits de la littérature et d'autres inédits ont été comparés. Par ailleurs, certains mouvements sont effectués de manière active par le sujet et d'autres, étaient imposés par l'opérateur (mouvements passifs).

Le Tableau 8 présente les différentes postures et mouvements effectués. Tous les mouvements fonctionnels sont effectués avec cinq répétitions. Nous avons choisi d'effectuer le protocole dans l'ordre indiqué ci-après par praticité, cela permettait de ne pas avoir à déplacer plusieurs fois les matériels utilisés et d'aller ainsi plus rapidement. Tout d'abord, les sujets devaient adopter des postures pendant lesquels ils avaient pour consigne de bouger le moins possible. Durant la posture debout (Debout) il était demandé au sujet d'aligner ses centres articulaires de hanche, genou et cheville suivant la verticale et d'avoir les pieds parallèles. Cette posture était vérifiée par l'opérateur à l'aide d'un fil à plomb et de traçages au sol.

Tableau 8 : Postures et mouvements testés pour obtenir les vecteurs segmentaires (AP : antéro-postérieur, ML : médio-latéral, L : longitudinal, J : jambe complète, T. : tibia, C. cuisse, P : mouvement passif).

	Segment	Bassin	Fémur	Tibia	Pied	
Postures	**Debout** Posture debout avec vérification de la verticalité des centres articulaires	L	L	L	AP*	
	Assis Posture assise, jambe tendue devant lui.	ML	ML	ML	ML	
	Dispositif Posture debout avec le dispositif du bassin	ML L				
Fonctionnels, actifs	**Abd/Add J.** Abduction adduction de hanche jambe tendue	AP	AP	AP		
	Squats	ML	ML	ML	ML	
	Marche	ML	ML	ML	ML	
	Flex/Ext J. Flexion extension de hanche, jambe tendue	ML	ML			
	Flex/Ext T. Flexion extension du genou dans le plan sagittal		ML	ML		
	Rot. J. Rotation de hanche, jambe tendue talon au sol		L	L		
	Rot. T. Rotation du genou, cuisse bloquée, sujet assis, talon au sol			L		
Fonctionnels passifs	**Rot. P. C.** Rotation passive de la cuisse le tibia dans le plan frontal, sujet assis			AP		
	Flex P. C. Flexion passive de hanche, sujet assis, genou fléchi à 90°	ML	ML			
	Flex. P. T. Flexion passive au genou		ML	ML		
	Flex. P. J. Flexion passive simultanée au niveau de la hanche, genou, cheville	ML	ML	ML	ML	

*Pour le pied, au vu de la configuration du repère du pied c'est l'axe antéro-postérieur qui est défini par la posture debout

Plus spécifiquement pour le bassin, un dispositif aligné avec certains axes segmentaires par repérage de points anatomiques a été utilisé durant une posture debout (Figure 26). Ce dispositif était maintenu sur le sujet à l'aide de bretelles. Un premier réglage de hauteur se faisait à partir du système de réglage sur les bretelles pour que les tiges se situent en face des épines iliaques antéro-supérieures et postéro supérieures. Un second réglage permettait de positionner les tiges en face des épines grâce à des glissières. Enfin la dernière étape du réglage se trouve sur les tiges en permettant de maintenir en contact leurs extrémités avec les points anatomiques. Le dispositif était ensuite retiré pour le reste du protocole. Nous considérons que le dispositif est parfaitement plan et que les marqueurs positionnés sur celui-ci sont dans même plan que les extrémités des tiges pointant les points anatomiques.

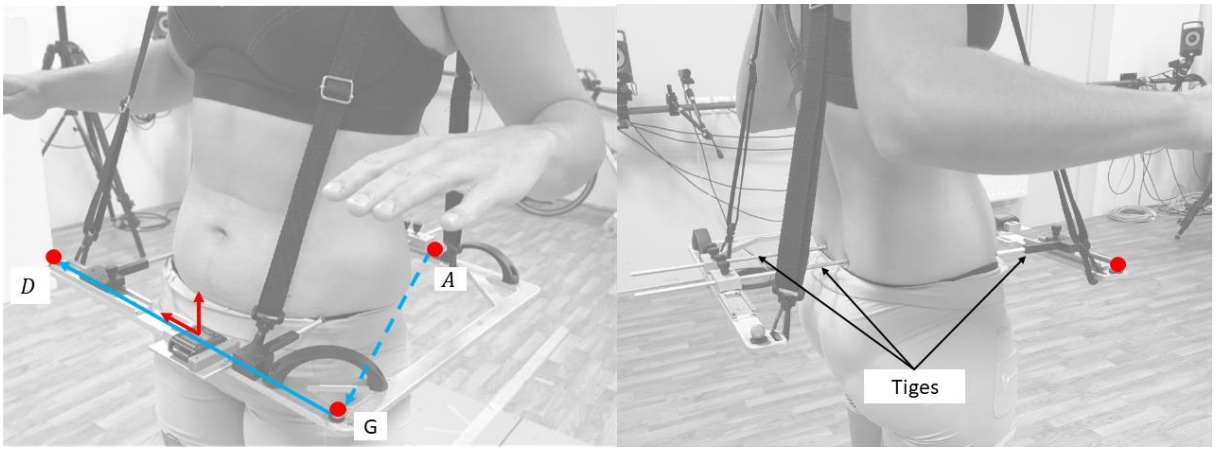


Figure 26: Dispositif anatomique du bassin équipé de marqueurs. Le vecteur allant du marqueur G au marqueur D, représenté par la flèche bleue pleine, permet de définir le vecteur aligné avec l'axe médio-latéral du bassin. Son produit vectoriel avec le vecteur $\overrightarrow{AG}$ en pointillé permet de définir le vecteur aligné avec l'axe longitudinal du bassin.

Ensuite différents mouvements fonctionnels ont été effectués. Tout d'abord le sujet effectuait des demi-squats (Squats). Lors de ce mouvement, l'opérateur vérifiait que les genoux du sujet restent dans le plan sagittal. Pour faciliter cela, il était également demandé au sujet de ne pas effectuer une flexion de genou trop importante, soit inférieur à 90°.

Les mouvements suivants s'effectuaient sur une seule jambe à la fois, le sujet était donc aidé d'un appui de type bâton. Le sujet réalisait des flexions de hanche jambe tendue (Flex/Ext J.). Il était ici demandé au sujet de garder la totalité de sa jambe tendue et d'effectuer ce mouvement dans le plan sagittal sans rotation de hanche parasite. De plus, nous souhaitions que les sujets n'effectuent pas d'extension de hanche trop importante pour éviter de possible rotation de la hanche ou du bassin.

Ensuite, il était demandé aux sujets d'effectuer une abduction de la jambe tendue (Abd/Add J.). Ainsi il était demandé aux sujets de bien tendre leur jambe, d'avoir le pied en flexion dorsale et d'élever la jambe sans effectuer de mouvement de rotation au niveau de la hanche ni de mouvement du bassin.

Le mouvement suivant est utilisé pour la définition du centre articulaire de hanche pour la référence, il consistait en une circumduction autour de la hanche, le sujet avait la jambe tendue et effectuait un cercle avec son pied.

Ensuite le sujet effectuait des flexions du genou (Flex/Ext T.). Il lui était demandé de commencer avec la hanche fléchie, la jambe dans le vide puis d'effectuer cinq flexions de genou avec le fémur et le tibia dans le plan sagittal.

Puis le sujet réalisait le mouvement de rotation de la jambe complète tendue, talon au sol (Rot. J.). Il était ainsi demandé au sujet de bien tendre la jambe et d'avoir le pied en flexion dorsale et, ainsi, d'effectuer des rotations au niveau de la hanche sans pour autant bouger le bassin.

Le dernier mouvement actif consistait à effectuer des flexions en fentes. Ce mouvement est utilisé pour définir les vecteurs segmentaires de référence. Le mouvement consistait à positionner le pied à 45° devant et de se pencher en avant afin d'effectuer cinq flexions de hanche genou et cheville. Il était demandé au sujet de ne pas décoller le talon de la jambe avant.

Nous apportions ensuite un tabouret au sujet pour qu'il puisse réaliser la posture assise. Celle-ci consistait à s'asseoir sur le tabouret avec les jambes tendues devant lui, talons au sol et les pieds en flexion dorsale (Posture assise). L'opérateur vérifiait l'alignement des centres articulaires visuellement pour que les jambes du sujet soient parallèles. Le sujet devait bouger le moins possible durant l'essai (Lebleu et al., 2020; Palermo et al., 2014).

Toujours assis sur le tabouret, le sujet effectuait des mouvements de rotation autour du genou (Rot T.). Le sujet était donc assis genou fléchi à moins de 90° avec le talon au sol et la cheville fléchie à 90°. Il immobilisait sa cuisse pour éviter les mouvements de celle-ci. Puis il effectuait des mouvements de rotation autour du tibia.

Puis des mouvements passifs étaient effectués, nous apportions une table d'auscultation. Un premier mouvement consistait en une rotation de la cuisse (Rot P. C.). Le sujet était assis sur le bord de la table d'auscultation. Il avait les jambes dans le vide et l'opérateur effectuait des rotations du tibia dans le plan frontal, comme proposé par Favre et al (2009a). Lors de ce mouvement, l'opérateur faisait attention à ce que le tibia reste bien dans le plan frontal.

Un second mouvement passif consistait à effectuer des flexions passives du tibia (Flex P.T.). L'opérateur maintenait la cuisse et la cheville du sujet puis effectuait des flexions du tibia dans le plan sagittal avec des amplitudes supérieures à 30°.

Un autre mouvement passif consistait à fléchir la cuisse du sujet (Flex P.C.). L'opérateur soutenait la cuisse sous le genou et maintenait le pied sous le talon pour effectuer des mouvements de flexion autour de la hanche, dans le plan sagittal.

Enfin, le dernier mouvement consistait en une flexion simultanée des hanches genoux et chevilles (Flex P.J.). L'opérateur maintenait les cuisses sous le genou et le pied au niveau des métatarses afin d'effectuer des extensions et flexions simultanées des trois articulations, et ce dans le plan sagittal.

Pour finir, nous demandions aux sujets d'effectuer deux mouvements de marches sur 10 mètres à vitesses normales.

Pour évaluer la répétabilité des erreurs de définition des vecteurs segmentaires, nous avons évalué la capacité à reproduire le protocole. Pour cela nous avons estimé la répétabilité inter-session et inter-opérateur. Ainsi pour obtenir la répétabilité inter-session, trois sujets sont passés sur deux sessions différentes. Pour chacune de ces sessions, un même opérateur a effectué les mouvements passifs. Afin d'évaluer la répétabilité inter-opérateur, deux opérateurs ont effectué les mouvements passifs sur une session chacun. Nous avons choisi de ne pas reposer les marqueurs entre les sessions inter-opérateurs pour nous affranchir de l'influence potentielle d'un placement différent de marqueurs, ici n'est donc évaluée que la réalisation du mouvement. Ce protocole est illustré par la Figure 27.

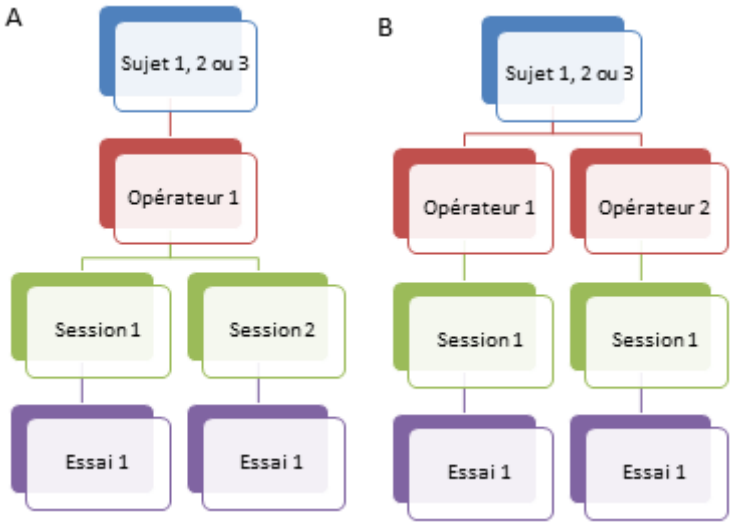


Figure 27: Arborescence du protocole de répétabilité, A - pour la répétabilité inter-session et B - pour la répétabilité inter-opérateurs

4.2.4. Quaternions simulés

Afin de nous affranchir des erreurs, biais de mesure et influences de l'algorithme de fusion des centrales inertielles, nous avons simulé les données inertielles en calculant à partir de trois marqueurs des quaternions $\vec{q}_{R_t}^{0}$ représentant l'orientation d'un repère technique R_t dans le repère global du

système optoélectronique R_{opto}. Les quaternions sont créés de sorte qu'ils ne soient pas alignés avec les repères segmentaires. Aucun filtre n'a été appliqué aux trajectoires.

La Figure 25 représente les différents marqueurs utilisés pour chacun des segments. Un vecteur principal, en ligne pleine bleue, est d'abord défini à l'aide de deux marqueurs puis un vecteur secondaire, en ligne pointillée bleue, avec deux autres. Ainsi le premier axe du repère technique est défini par le vecteur principal et le second axe est défini par le produit vectoriel du vecteur principal et du vecteur secondaire. Le dernier axe du repère technique est redéfini comme le produit vectoriel des deux premiers. Afin d'obtenir un quaternion, l'orientation du repère technique a été convertie de matrice de rotation à quaternion par l'intermédiaire de la fonction SpinCalc (Fuller, 2021) sur MATLAB 2019b.

4.2.5. Calcul des vecteurs pour le calibrage central à segment

Le calibrage centrale-à-segment a pour but de définir deux axes par segment parmi les axes antéro-postérieurs, médio-latéraux ou longitudinaux. Pour cela, nous calculons les coordonnées des vecteurs unitaires portant ces axes et notés dans ce travail $e^{R_t}_{AP,ML\ ou\ L}$ dans le repère technique défini pour chaque segment. Nous nommerons AP les vecteurs antéro-postérieurs, ML les vecteurs médio-latéraux et L les vecteurs longitudinaux.

Ces vecteurs unitaires sont ensuite exprimés dans le repère global du système optoélectronique R_{opto} à l'aide du quaternion simulé q^0_{Rt}. Ainsi ce quaternion représente l'opération de rotation de R_t dans R_{opto} ou encore la transformation de R_t vers R_{opto}. Cette annotation sera gardée pour la totalité du manuscrit.

Pour la posture debout, l'axe longitudinal des segments est exprimé dans le repère technique par :

$$\vec{e}^{\,R_t}_{LDebout} = moyenne\left(\vec{q}^{\,0}_{R_t}{}^{*} \times \vec{e}^{\,0}_{vertical} \times \vec{q}^{\,0}_{R_t}\right) \quad (4.1)$$

Avec $\vec{q}^{\,0}_{R_t}{}^{*}$ le conjugué du quaternion $\vec{q}^{\,0}_{R_t}$ et $\vec{e}^{\,0}_{vertical} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \\ 0 \end{bmatrix}$ le quaternion qui définit l'axe vertical du repère global optoélectronique.

Précisons que pour cette étude nous exprimons le vecteur unitaire définissant l'axe vertical du repère global dans un repère technique pour l'exprimer de nouveau dans le repère global ce qui n'a pas d'intérêt. Nous précisons toutefois ces différentes étapes théoriques puisqu'elles seront suivies par la suite lors de l'utilisation de centrales inertielles. Seul le moyen utilisé pour obtenir la verticale dans le repère technique changera.

Nous utilisons une combinaison utilisant la posture debout et la posture assise jambe tendue pour définir les axes médio-latéraux des segments illustrés par la Figure 28. Pour cela nous récupérons la moyenne des trois premières composantes du vecteur vertical $\vec{e}^{0}_{vertical}$ exprimé dans le repère technique R_t, sous forme de quaternion, pour chacune des postures debout et assis. L'axe médio-latéral est alors défini comme le produit vectoriel de ces deux vecteurs, extraits via le logarithme de leurs quaternions respectifs, exprimés dans le repère technique :

$$\vec{e}\,^{R_t}_{ML_{D+A}} = \log\left(\vec{e}\,^{R_t}_{LDebout}\right) \wedge \log\left(\vec{e}\,^{R_t}_{VAssis}\right) \tag{4.2}$$

Avec $\vec{e}\,^{R_t}_{VAssis} = moyenne\left(\vec{q}^{0}_{R_t}{}^{*} \times \vec{e}^{0}_{vertical} \times \vec{q}^{0}_{R_t}\right)$ pendant la posture assise.

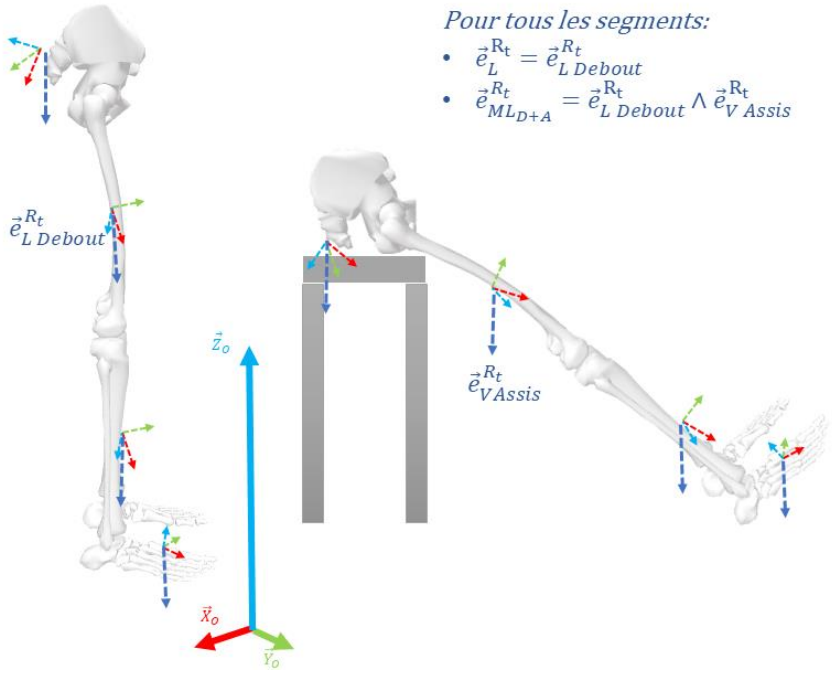


Figure 28: Illustration du calibrage avec les postures debout et assise. Les repères techniques sont placés de manière aléatoire

Pour le dispositif du bassin, pendant une posture debout l'axe médio-latéral du bassin est défini comme aligné avec le vecteur joignant les marqueurs G et D sur l'avant du dispositif (Figure 26), soit :

$$\vec{e}\,^{R_{t_{Bassin}}}_{ML_{Dispositif}} = moyenne\left(\vec{q}^{0}_{R_{t_{Bassin}}}{}^{*} \times \vec{e}^{0}_{Disp} \times \vec{q}^{0}_{R_{t_{Bassin}}}\right) \tag{4.3}$$

Avec $\vec{e}^{0}_{Disp} = \frac{\overrightarrow{DG}}{\|\overrightarrow{DG}\|}$.

Le dispositif permet aussi d'obtenir l'axe longitudinal du bassin en considérant qu'il est perpendiculaire au plan défini par les trois marqueurs positionnés sur le dispositif :

$$\vec{e}\,^{R_{t_{Bassin}}}_{L_{Dispositif}} = \log\left(\vec{e}\,^{R_{t_{Bassin}}}_{ML_{Dispositif}}\right) \wedge \log\left(\vec{e}\,^{R_{t_{Bassin}}}_{AP_{Dispositif}}\right) \tag{4.4}$$

Avec $\vec{e}^{\,R_{t_{Bassin}}}_{AP_{Dispositif}} = moyenne\left(\vec{q}^{\,0}_{R_{t_{Bassin}}}{}^{*} \times \vec{e}^{\,0}_{Disp} \times \vec{q}^{\,0}_{R_{t_{Bassin}}}\right)$ et $\vec{e}^{\,0}_{Disp} = \frac{\overrightarrow{AG}}{\|\overrightarrow{AG}\|}$.

Pour chacun des mouvements fonctionnels, il a été choisi d'utiliser la méthode de quaternion relatif pour définir l'axe de rotation entre deux segments. Pour cela, le quaternion exprimant le passage du repère technique associé au segment proximal $R_{t_{prox}}$ au repère technique associé au segment distal $R_{t_{dist}}$ est calculé suivant :

$$\vec{q}^{\,R_{t_{dist}}}_{R_{t_{prox}}} = \vec{q}^{\,0^*}_{R_{t_{dist}}} \times \vec{q}^{\,0}_{R_{t_{prox}}} \tag{4.5}$$

Pour définir l'axe de rotation moyen autour duquel s'est effectué le mouvement fonctionnel, nous gardons exclusivement les quaternions correspondant à une amplitude de mouvement supérieur à 10% de l'amplitude maximum (Annexe 2). En effet, pour de très faibles amplitudes de mouvements qui apparaissent notamment peu avant les changements de direction, les axes des quaternions ne correspondent plus nécessairement avec l'axe fonctionnel de l'articulation recherché.

Ensuite, afin d'obtenir le vecteur dans le repère technique, la partie vectorielle du quaternion est extraite via le logarithme du quaternion, normalisée et moyennée :

$$\vec{e}^{\,R_{t_{prox}}}_{AP,ML\ ou\ L} = \frac{moyenne\left(\log\left(\vec{q}^{\,R_{t_{dist}}}_{R_{t_{prox}}}\right)\right)}{\left\|moyenne\left(\log\left(\vec{q}^{\,R_{t_{dist}}}_{R_{t_{prox}}}\right)\right)\right\|} \tag{4.6}$$

Tous les vecteurs définis avec la méthode de calibrage centrale-à-segment sont ensuite passés dans le repère global optoélectronique :

$$\vec{e}^{\,0}_{AP,ML\ ou\ L} = \vec{q}^{\,0}_{R_t} \times \vec{e}^{\,R_t}_{AP,ML\ ou\ L} \times \vec{q}^{\,0}_{R_t}{}^{*} \tag{4.7}$$

4.2.6. Référence

Deux références sont utilisées ici. La première référence utilisée est celle proposée par l'International Society of Biomechanics (Kainz et al., 2015; Wu et al., 2002) pour laquelle les centres articulaires de hanche, genou et cheville seront définis par différents mouvements fonctionnels. Elle sera nommée ISB. Le centre articulaire de la hanche est obtenu en appliquant la méthode SCORE (Halvorsen, 2003) aux différents mouvements fonctionnels créant des mouvements de hanche effectués dans le protocole. Les axes et centres articulaires du genou et de la cheville sont obtenus avec la méthode SARA (Ehrig et al., 2007) lors des mouvements de flexion de jambe, de squats et de fentes.

Une seconde référence est aussi utilisée pour apprécier l'influence de la référence utilisée. Celle-ci est extraite du Conventional Gait Model et sera donc nommée CGM. Suivant ce modèle, l'équation de régression de HARA est ici utilisée pour obtenir le centre articulaire de hanche (Hara et al., 2016) tandis

que les centres articulaires du genou et de la cheville sont définis respectivement comme le milieu des deux épicondyles et le milieu des deux malléoles (Leboeuf et al., 2019).

4.2.7. Analyse des données

4.2.7.1. Justesse de définition des vecteurs segmentaires

Afin de définir la justesse de la définition des vecteurs segmentaires par l'intermédiaire des calibrages centrale-à-segment, un angle d'erreur α est calculé pendant la posture statique. Cette erreur représente l'angle entre le vecteur segmentaire extrait du calibrage centrale-à-segment $\vec{e}^{0}_{AP,ML\ ou\ L_{S2S}}$ et le vecteur segmentaire obtenu par l'intermédiaire de la référence $\vec{e}^{0}_{AP,ML\ ou\ L_{ref}}$.

$$\alpha = acos\left(\frac{\vec{e}^{0}_{AP,ML\ ou\ L_{S2S}} . \vec{e}^{0}_{AP,ML\ ou\ L_{ref}}}{\left\|\vec{e}^{0}_{AP,ML\ ou\ L_{S2S}}\right\| \times \left\|\vec{e}^{0}_{AP,ML\ ou\ L_{ref}}\right\|}\right) \quad (4.8)$$

4.2.7.2. Répétabilité de la définition des vecteurs segmentaires

La répétabilité du calcul des vecteurs segmentaires par calibrage centrale-à-segment est évaluée sur l'erreur α.

Les calculs sont extraits de la méthode de Schwartz et al. (Schwartz et al., 2004) modifiée par Chia et al. (Chia & Sangeux, 2017).

Tout d'abord pour chaque répétabilité testée, une erreur moyenne est définie :

L'erreur moyenne par sujet : $\overline{\alpha_i} = \frac{1}{JKL} \sum_{jkl} \alpha_{ijkl}$

L'erreur moyenne par opérateur : $\overline{\alpha_{ij}} = \frac{1}{KL} \sum_{kl} \alpha_{ijkl}$

L'erreur moyenne par session : $\overline{\alpha_{ijk}} = \frac{1}{L} \sum_{l} \alpha_{ijkl}$

Avec pour l'inter-session :

- α_{ijkl} la mesure de l'erreur
- $i = 1..3$ un sujet et $I = 3$ le nombre de sujets
- $j = 1..1$ un opérateur et $J = 1$ le nombre d'opérateurs
- $k = 1..2$ une session d'enregistrement et $K = 2$ le nombre de sessions
- $l = 1..1$ une répétition du mouvement et $L = 1$ le nombre de répétitions

Avec pour l'inter-opérateur :

- α_{ijkl} la mesure de l'erreur
- $i = 1..3$ un sujet et $I = 3$ le nombre de sujets
- $j = 1..2$ un opérateur et $J = 2$ le nombre d'opérateurs
- $k = 1..1$ une session d'enregistrement et $K = 1$ le nombre de sessions
- $l = 1..1$ une répétition du mouvement et $L = 1$ le nombre de répétitions

La composante de la variance définie par Schwartz et al. s'écrit :

- Inter-session : $\sigma^2_{sess} = \frac{1}{IJKL-1}\sum_{ijkl}\left[\alpha_{ijkl} - \overline{\alpha_{ij}}\right]^2$
- Inter-opérateur : $\sigma^2_{opé} = \frac{1}{IJKL-1}\sum_{ijkl}\left[\alpha_{ijkl} - \overline{\alpha_{i}}\right]^2$

Et la composante de la variance corrigée par Chia et al. :

- Inter-session : $\frac{IJ(K-1)L}{IJKL-1}\sigma^2_{sess}$
- Inter-opérateur : $\frac{IJKL-IL}{IJKL-1}\sigma^2_{sess} + \frac{I(J-1)KL}{IJKL-1}\sigma^2_{opé}$

4.2.8. Analyse statistique

Afin de déterminer s'il y a un effet des méthodes de calibrage sur la définition des vecteurs segmentaires, une ANOVA pour mesures répétées est appliquée sur l'angle α lorsque plus de deux méthodes sont comparées tandis qu'un t-test pour mesures répétées est appliqué lorsque les méthodes comparées sont au nombre de deux. La normalité des données a été vérifiée au préalable par un test de Shapiro-Wilk. Si la valeur du p de l'ANOVA est inférieure à 0.05, un test Post-hoc avec correction de Bonferroni est effectué.

4.3. Résultats

4.3.1. Erreur de définition des vecteurs segmentaires

Le Tableau 9 présente les erreurs des méthodes de calibrage pour obtenir les vecteurs segmentaires comparativement à la référence ISB. Les résultats sont similaires pour la référence CGM. Pour faciliter la lecture des résultats, ces derniers sont uniquement présentés en Annexe 3.

Nous pouvons observer que les différentes propositions qui permettent d'obtenir les axes antéro-postérieurs des segments présentent des erreurs qui peuvent atteindre plus de 40°, ce qui constitue les erreurs les plus importantes observées dans cette étude. L'étude statistique par l'ANOVA révèle un effet de la méthode sur ces propositions pour le tibia ($F = 38.1, p < 0.001$). La rotation passive de cuisse présente une erreur plus petite ($11.1° \pm 7.8°$) face à l'abduction adduction de jambe ($34.2° \pm 5.9°$).

Tableau 9 : Erreur moyenne (écart-type) et répétabilité moyenne des différentes méthodes de calibrage centrale-à-segment en prenant l'ISB comme référence. (AP : axe antéro-postérieur, ML : axe médio-latéral, L : axe longitudinal, J : Jambe complète, T : Tibia, C : Cuisse, P : Mouvement passif, x <y : x significativement inférieur à y)

		BASSIN		FÉMUR		TIBIA		PIED	
		Moyenne α (ET)	**Répétabilité**	**Moyenne α (ET)**	**Répétabilité**	**Moyenne α (ET)**	**Répétabilité**	**Moyenne α (ET)**	**Répétabilité**
AP	**Abd/add J.**	26.1(8.4)	10.8	22.9(6.7)	10.5	34.2(5.9)	16.0	-	-
	Rot P.C.	-	-	-	-	11.1(7.8)	6.2	-	-
	T-test , p					T = 38.1; p < 0.01			
ML	**Debout + assis (De+A)**	2.1(1.5)	0.4	8.3(4)	6.2	7.4(3.9)	6.8	18(7.7)	14.9
	Dispositif (D)	4.3(2.5)	0.9	-	-	-	-	-	-
	Marche (M)	-	-	8.6(4.2)	3.8	9.7(4.5)	3.0	8.5(4.5)	4.2
	Squats (S)	9.6(6.1)	6.3	13.6(4.2)	7.1	13.6(4)	7.9	11.5(5.8)	3.2
	Flex/ext J. (FJ)	12.7(5.3)	7.2	14.2(6.7)	5.2	-	-	-	-
	Flex/ext T. (FT)	-	-	8.8(3.2)	3.7	6.5(3.6)	4.6	-	-
	Flex/ext P. C. (FPC)	9.6(4.9)	4.6	14.7(6.1)	8.7	-	-	-	-
	Flex/ext P. J. (FPJ)	13.5(8.5)	2.3	17.1(5.3)	9.1	9(4.7)	9.0	11.5(5.3)	2.7
	Flexion P. T. (FPT)	-	-	17.4(6.6)	7.4	7.9(3.8)	7.4	-	-
	Anova/T-test, p	F = 102.35; p < 0.01		F = 116.77; p < 0.01		F = 62.86; p < 0.01		F = 25.23; p < 0.01	
	Post-hoc	De+A<D<S, FT,FPC,FPJ FPC<FJ		De+A,M,FT < S,FJ,FPC,FPJ,FPT FJ < FPT S, FPC < FPJ, FPT		De+A,M,FT,FPJ,FPT < S FT < FPJ De+A,FT < M		M<S, FPJ< De+A	
L	**Dispositif (D)**	3.3(1.9)	0.5	-	-				
	Debout (De)	9.2(4.5)	3.4	8.8(2.8)	4.0	7.9(3.2)	1.8		
	Rot J. (RJ)	-	-	13.2(5.4)	8.0	5.1(1.8)	1.5		
	Rot T. (RT)	-	-	-	-	8.8(3.5)	4.0		
	Anova/T-test, p	T = 27.52; p < 0.01		T = 21.56; p < 0.01		F = 18.38; p < 0.01			
	Post-hoc	D < De		De < RJ		RJ<De, RT			

Pour l'axe médio-latéral et l'axe longitudinal du bassin, le test statistique de l'ANOVA révèle un effet de la méthode sur l'erreur, avec respectivement $F = 102.35, p < 0.01$ et $T = 27.52, p < 0.01$. Pour l'axe médio-latéral, d'après les tests post-hoc, la combinaison statique debout et assise présente l'erreur la plus faible ($2.1° \pm 1.5°$) suivie de la proposition faisant appel à un dispositif ($4.3° \pm 2.5°$). Pour l'axe longitudinal du bassin, le dispositif présente une erreur significativement plus petite de $3.3° \pm 1.9°$ que la proposition avec la statique debout ($9.2° \pm 4.5°$).

Pour l'axe médio-latéral et l'axe longitudinal du fémur, les tests statistiques présentent un effet du calibrage avec respectivement $F = 116.77, p < 0.001$ et $T = 21.56, p < 0.001$. Pour l'axe médio-latéral les tests Post-hoc mettent en avant trois propositions ayant des erreurs significativement plus petites que les autres méthodes à savoir, la combinaison statique debout + assise ($8.3° \pm 4.0°$), la marche avec une erreur de $8.6° \pm 4.2°$ et la flexion active du genou avec une erreur de $8.8 \pm 3.2°$. Pour l'axe longitudinal, la posture statique présente une erreur significativement plus petite ($8.8° \pm 2.8°$) que la rotation de la jambe ($13.2° \pm 5.4°$).

Concernant les propositions de calibrage pour les tibias, les tests statistiques mettent en avant un effet du calibrage pour l'axe médio-latéral (F = 62.86; p < 0.01) et l'axe longitudinal (F = 18.38; p <0.01). Pour l'axe médio-latéral, le test Post-hoc met en évidence le fait que les squats ont des erreurs significativement plus grandes que les autres propositions ($13.6° \pm 4.0°$). Si la flexion active du tibia ($6.5° \pm 3.6°$) et la posture debout + assise ($7.4° \pm 3.9°$) affichent les erreurs les plus faibles pour le reste des propositions, elles ne sont significativement plus petites que par rapport à la marche ($9.7° \pm 4.5°$). En ce qui concerne l'axe longitudinal, la rotation jambe complète présente une erreur statistiquement plus faible que pour les deux autres propositions ($5.1 \pm 1.8°$ contre $7.9 \pm 3.2°$ pour la posture debout et $8.8 \pm 3.5°$ pour la rotation du tibia).

Pour les pieds, l'ANOVA met en avant un effet du calibrage pour l'axe médio-latéral ($F = 25.23$; $p < 0.01$), l'erreur étant significativement plus petite pour la marche ($8.5° \pm 4.5°$) que pour les autres propositions ($11.5° \pm 5.3°$ à $18.0° \pm 7.7°$).

4.3.2. Répétabilité de l'erreur de définition des vecteurs segmentaires

Le Tableau 9 présente également la répétabilité de l'erreur inter-session pour les postures et mouvements actifs et inter-opérateur pour les mouvements passifs. Cette valeur de répétabilité débute à $0.4°$ pour les postures debout et assise pour le bassin et atteint 16° pour les mouvements d'abduction de la jambe complète.

Pour le bassin, sur l'axe antéro-postérieur, l'abduction de jambe présente une répétabilité de $10.8°$ ce qui est largement supérieur aux valeurs obtenues sur les autres axes. Le dispositif et la posture debout

et assise présentent les répétabilités les meilleures pour l'axe médio-latéral ($0.4° - 0.9°$). Pour les autres propositions, les répétabilités restent inférieures à 5°, à l'exception des squats ($6.3°$) et l'abduction de la jambe ($10.8°$). Pour l'axe longitudinal, le dispositif présente une répétabilité inférieure ($0.5°$) face à la posture debout ($3.4°$).

Pour les fémurs, sur l'axe antéro-postérieur, l'abduction adduction de jambe présente une répétabilité de $10.5°$ ce qui est supérieure aux valeurs relevées sur les autres axes. Sur l'axe médio-latéral la répétabilité la plus forte est obtenue pour la flexion du tibia ($3.7°$) suivie de près par la marche ($3.8°$) et pour l'axe longitudinal la posture debout ($4.0°$). Pour les autres propositions, les répétabilités sont supérieures à 5°.

Pour les tibias, sur l'axe antéro-postérieur, la répétabilité de la rotation passive de cuisse ($11.1°$) est inférieure à celle obtenue pour l'abduction adduction de jambe ($16.0°$). Pour l'axe médio-latéral, la marche et la flexion du tibia ont les répétabilités les meilleures avec des valeurs respectives de 3.0° et 4.6°. Pour l'axe longitudinal, la rotation de jambe (1.5°) et la posture debout (1.8°) donnent de meilleurs résultats. Les autres propositions présentent une répétabilité supérieure à 5°.

Enfin pour le pied, le mouvement passif de flexion complète, les squats et la marche présentent les répétabilités les plus fortes (2.7°, 3.2° et 4.2°), les autres propositions ont des répétabilités supérieures à 7°.

4.4. Discussion

Dans la littérature, si de nombreuses propositions ont été faites pour le calibrage centrale-à-segment des membres inférieurs, il n'est pas évident de sélectionner les meilleures méthodes en matière de justesse et de répétabilité de définition des vecteurs. En effet, dans la littérature, les méthodes utilisées pour valider les propositions sont très différentes d'une étude à une autre, que ce soit du point de vue des éléments de comparaison ou de la référence utilisée (Pacher et al., 2020). À notre connaissance, aucune étude n'a par ailleurs proposé de comparer autant de méthodes. Cette étude avait donc pour objectif de pallier ce manque en comparant différentes méthodes de calibrage.

Afin de comparer ces méthodes, différents critères métrologiques ont été proposés. Un premier critère porte sur la justesse de l'obtention du vecteur segmentaire, un second sur la répétabilité de cette justesse. D'après ces critères, il n'y a pas de méthode optimale, mais un groupe de méthodes, et ce, quelle que soit la référence utilisée. Nos résultats permettent plus d'écarter des propositions que d'en révéler une qui soit optimale.

Les erreurs moyennes concernant l'obtention de l'axe présentées dans cette étude vont de 2.1° à 34.2°, ce qui peut toujours être considéré comme important. Ces valeurs sont en cohérence avec la littérature puisque des valeurs situées entre 2.9° et 30° sont rapportées (Fradet et al., 2017; Pacher et al., 2020). Il est à noter que peu d'études comparent les méthodes de calibrage centrale-à-segment à partir de données provenant exclusivement de systèmes optoélectroniques mise à part l'étude de Fradet et al. (2017), les autres obtenant les axes à partir de centrales inertielles (Cordillet et al., 2019; de Vries et al., 2010; Nazarahari et al., 2019b; Robert-Lachaine et al., 2017).

La répétabilité de cette erreur va de 0.4° à 16.4°. La littérature ne propose pas, à notre connaissance, de répétabilité inter-session et inter-opérateur de la mesure de cette erreur, mais nous pouvons noter que certaines propositions sont inférieures à 5° qui est la valeur de la fiabilité de la cinématique jugée raisonnable pour les systèmes optoélectroniques (McGinley et al., 2009).

Le dispositif du bassin présente d'excellents résultats avec des erreurs inférieures à 1°. Ainsi, malgré le temps de réglage, le dispositif permet de bien définir l'axe longitudinal et médio-latéral du bassin. Pour les calibrages avec postures, sans doute du fait qu'elles soient contrôlées par l'opérateur et souvent réalisées dans la vie quotidienne, elles apparaissent elles aussi justes et répétables. On peut aussi suggérer que cette répétabilité est favorisée par le fait que ces postures nécessitent peu de contrôle des mouvements aux articulations et qu'elles sont moins sensibles aux artefacts des tissus mous puisque les muscles n'alternent pas entre contraction et décontraction et que les autres tissus mous ne bougent pas.

Malheureusement les mouvements autour de la hanche présentent des résultats moins bons en matière de justesse et de répétabilité. Le type d'articulation de la hanche pourrait en être la cause. En effet celle-ci étant sphéroïde il est complexe pour le sujet d'effectuer des rotations pures autour des axes recherchés. Cet effet est encore plus présent lorsque l'on observe les mouvements d'abduction/adduction de jambe pour définir le vecteur antéro-postérieur. Le mouvement est supposé s'effectuer dans le plan frontal de la cuisse. Seulement, l'antéversion naturelle du bassin perturbe l'identification de ce plan par le sujet. Il est aussi important de noter que cet axe n'est pas défini anatomiquement ou fonctionnellement pour la référence, mais par le produit vectoriel du vecteur médio-latéral et du vecteur longitudinal. Par contre, nous pouvons observer que le mouvement de rotation de la jambe présente de bons résultats. Ce mouvement est ici fortement contraint dans sa réalisation, la pose du talon au sol permettant de limiter les mouvements parasites dans les autres plans.

Les mouvements de flexion/extension du genou affichent de bons résultats, vraisemblablement aidés par la nature de l'articulation. Les mouvements de flexion/extension constituent en effet les mouvements principaux de cette articulation, les mouvements de rotation interne/externe étant de faible amplitude et possibles uniquement lorsque l'articulation est déverrouillée. Malgré cela, nous aurions pu penser que la rotation du tibia aurait une justesse similaire voire meilleure que celle de la rotation de jambe mais elle est en fait moins bonne. Cela pourrait s'expliquer par l'amplitude du mouvement beaucoup moins importante pour cette rotation comme évoquée ci-dessus. Les sujets semblaient également éprouver quelques difficultés pour effectuer ce mouvement qui se faisait en chaîne quasi-fermée, le talon étant en contact avec le sol. Cela a dû contribuer à limiter les amplitudes de mouvement observées lors de ces mouvements de rotation interne/externe du tibia qui dépassaient rarement 20°.

Pour la cheville et ce, quelle que soit la méthode de calibrage proposée, l'axe médio-latéral présentait une erreur notable (> 8.5°) par rapport à la référence. Ici, nous pouvons suspecter la difficulté à effectuer des mouvements autour de l'axe recherché, mais aussi une conséquence de la modélisation du pied en un segment unique alors que des marqueurs étaient placés sur les métatarses, mobiles, ainsi que les artefacts de tissus mous.

Étonnamment les mouvements passifs présentent pour la plupart une justesse et répétabilité moins bonne que les mouvements actifs. L'opposé était trouvé pour les systèmes optoélectroniques lors de l'identification des centres et axes segmentaires (Sauret et al., 2016). Dans cette étude nous n'utilisons que le système optoélectronique. Mais ces résultats sont aussi dépendants des marqueurs utilisés pour créer les repères techniques. Ainsi la différence pourrait avoir plusieurs origines dont la principale serait l'effet des artefacts de tissus mous subit par les marqueurs durant le mouvement. Dans cette

étude, nous n'avons pas pris les marqueurs situés dans les zones les moins sujettes aux artefacts des tissus mous si l'on s'en tient aux travaux de Thouzé et al. (2010). Nous ne les avons pas utilisés pour créer les repères techniques, car ils sont exploités par la référence. Puisque nous ne souhaitions pas aligner les repères techniques avec les repères segmentaires de référence. Nous avons, en annexe 4, testé une autre configuration de marqueurs pour vérifier la robustesse de nos résultats. Ceux-ci ne sont pas dépendants de la configuration de marqueurs choisis pour créer les quaternions. Mais d'autres causes d'erreur peuvent être évoquées comme la manière de réaliser le mouvement par l'opérateur. La répétabilité de l'erreur est souvent parmi les plus importantes pour les mouvements passifs. Cela suggère qu'un apprentissage du mouvement par l'opérateur est sans doute nécessaire.

Cette étude présente différentes limites, la première est la mesure de référence utilisée. Les systèmes optoélectroniques ne constituent pas le « gold standard » pour l'analyse du mouvement. Ainsi les vecteurs que nous considérons comme les axes segmentaires de référence dans notre étude ne sont pas parfaits du fait notamment de l'utilisation de marqueurs externes dont les trajectoires sont parasitées par les artefacts des tissus mous.

Cette référence imparfaite nous conduit à relativiser nos résultats, notamment concernant l'erreur pour l'obtention des axes. Ainsi, l'étude de Sauret et al. qui évalue différentes méthodes pour obtenir l'axe médio-latéral de la cuisse à partir d'un système optoélectronique, avec de l'imagerie comme référence (EOS), affiche des erreurs dépassant les 15° pour la majorité des méthodes testées (Sauret et al., 2016).

Nous avons aussi proposé une méthode mathématique particulière afin d'obtenir les vecteurs segmentaires pour les méthodes fonctionnelles. Dans la littérature, c'est le plus souvent l'axe du vecteur de la vitesse angulaire qui est utilisé pour déterminer l'axe de la rotation. Dans notre étude, nous choisissons de prendre l'axe du quaternion représentant la rotation entre les segments proximal et distal à une articulation. Si cela peut interférer dans la comparaison avec la littérature, cela permet d'obtenir un vecteur même lorsque le segment pour lequel nous cherchons à identifier un axe n'est pas en mouvement. L'effet de la méthode mathématique avait été testé dans la thèse d'Alexis Nez, mais n'a pas été reconduit ici (Nez, 2017). En effet, ces résultats préliminaires, pour seulement quelques méthodes de calibrage centrale-à-segment avaient été comparées, n'indiquaient pas d'effet de la méthode mathématique pour obtenir les vecteurs segmentaires.

Nous souhaitons valider une méthode de calibrage centrale-à-segment permettant d'obtenir les vecteurs segmentaires afin de calculer la cinématique des membres inférieurs à partir de centrales inertielles, mais nous avons utilisé un système optoélectronique. Cela permet d'être exempt de tout

effet des erreurs de mesures des capteurs ou de l'algorithme de fusion. Mais une centrale ne se comporte pas de la même manière qu'un marqueur. En effet, elles sont plus lourdes et la surface qui mesure l'orientation n'est pas répartie sur le segment. Ainsi ces paramètres peuvent influer sur le calibrage.

Enfin nous n'avons pas intégré les approches manuelles et nous avons appliqué l'approche anatomique uniquement pour le bassin. Comme le souligne l'annexe 1, l'approche manuelle ne permet pas d'obtenir la cinématique des membres inférieurs en 3D. Il faudrait pour cela que deux axes des centrales inertielles soient alignés avec deux axes du segment sous-jacent ce que nous n'avons pas été en mesure de faire de manière satisfaisante si l'on s'en réfère aux résultats de l'annexe 1. La méthode anatomique proposée par Picerno et al. (2008a) n'est pas non plus intégrée dans la présente étude suite à un problème technique : le dispositif testé comportait des éléments ferromagnétiques qui ont perturbé la mesure. Nous avons donc repris l'expérimentation et testé le dispositif sur quatre sujets (voir annexe 6). Ces résultats préliminaires laissent à penser que ce calibrage pourrait être intéressant pour les axes médio-latéraux du bassin, fémurs et pieds et aussi pour l'axe longitudinal du bassin et du tibia. Dans cette étude préliminaire, des erreurs inférieures à 7° étaient en effet relevées pour les axes mentionnés.

Avec toutes les précautions à prendre du fait des limites de notre étude, nous pouvons pour chaque segment mettre un groupe de méthodes en avant en matière de justesse et de répétabilité. Le Tableau 10 présente les méthodes qui peuvent être retenues pour chaque axe du point de vue de la justesse et de la répétabilité. Nous avons retenu au minimum deux propositions par segment et axe défini, cela permet d'avoir plusieurs possibilités de calibrage pour s'adapter aux capacités du sujet. Puis nous avons supprimé celles qui présentaient une erreur supérieure à 10°. Nous avons choisi de garder, pour le pied, la flexion/extension passive de la jambe avec une erreur supérieure à 10, sinon nous n'avions qu'une seule proposition pour le pied.

Tableau 10 : Résultats d'erreur et répétabilité du groupe de méthodes retenues

		BASSIN		FÉMUR		TIBIA		PIED	
		Moyenne α (ET)	Répétabilité	Moyenne α (ET)	Répétabilité	Moyenne α (ET)	Répétabilité	Moyenne α (ET)	Répétabilité
ML	Debout + assis	2.1(1.5)	0.4	8.3(4)	6.2	7.4(3.9)	6.8	-	-
	Dispositif	4.3(2.5)	0.9	-	-	-	-	-	-
	Marche	-	-	8.6(4.2)	3.8	9.7(4.5)	3	8.5(4.5)	4.2
	Flex/ext T.	-	-	8.8(3.2)	3.7	6.5(3.6)	4.6	-	-
	Flex/ext P. J.	-	-	-	-	9(4.7)	9	11.5(5.3)	2.7
	Flexion P. T.	-	-	-	-	7.9(3.8)	7.4	-	-
L	Dispositif	3.3(1.9)	0.5	-	-	-	-		
	Debout	9.2(4.5)	3.4	8.8(2.8)	4	7.9(3.2)	1.8		
	Rot J.	-	-	-	-	5.1(1.8)	1.5		
	Rot T.	-	-	-	-	8.8(3.5)	4		

P. : Passif, J. : Jambe, T. : Tibia.

Nous avons ensuite choisi d'évaluer les différentes méthodes par l'intermédiaire de signes « plus » et « moins » (Tableau 11). Ces critères sont attribués en fonction de la valeur de l'erreur calculée pour la proposition comparée à celle de toutes les autres propositions. Plus cette valeur est petite plus nous attribuons de « plus » au niveau de la justesse de la mesure, à l'inverse plus elle est grande plus nous attribuons des « moins ». Nous avons utilisé les mêmes critères pour la répétabilité.

Le dernier critère de sélection est l'usage de ces méthodes. Pour cela nous souhaitions prendre en compte la rapidité de la réalisation du calibrage et la facilité à réaliser le calibrage par le sujet. Ainsi une méthode qui permet de calculer le vecteur de plusieurs segments est avantagée par rapport à une autre qui en définit moins. Les postures peuvent être plus simples à réaliser que certains mouvements, elles seront donc avantagées, enfin la nécessité de matériel supplémentaire réclame plus de temps de préparation (dispositif du bassin, tabouret, table d'auscultation, etc…) ces méthodes seront désavantagées. De ce fait, le Tableau 11 présente l'évaluation des propositions pour chacun des critères.

Tableau 11: Évaluation des critères de sélection pour chaque proposition

			BASSIN		FÉMUR		TIBIA		PIED	
		Usage	Justesse	Répétabilité	Justesse	Répétabilité	Justesse	Répétabilité	Justesse	Répétabilité
ML	Debout + assis	+ +	+ + +	+ + +	-	-	+	-		
	Dispositif	- -	+ +	+ + +						
	Marche	+ +			-	+ +	-	+ +	-	+
	Flex/ext T.	+			-	+ +	+	+		
	Flex/ext P. J.	-					-	- -	- -	+ +
	Flexion P. T.	-					+	-		
L	Dispositif	- -	+ +	+ + +						
	Debout	+ + +	-	-	-	+ +	+	+ + +		
	Rot J.	+					+ +	+ + +		
	Rot T.	- -					-	+		

D'après nos résultats les postures debout et assise, le dispositif, les mouvements de flexion/extension du tibia et la rotation de la jambe complète tendue définissent les axes de façon la plus juste. De plus la posture debout, le dispositif, la marche, la flexion/extension du tibia, la rotation de jambe ont une répétabilité forte. Enfin pour la facilité de leur usage, la posture debout, la combinaison assise et debout et la marche sont mises en avant.

À partir de cette évaluation, nous pouvons proposer trois combinaisons de calibrage qui permettent d'obtenir les vecteurs nécessaires à la définition des repères segmentaires des membres inférieurs, et ce en privilégiant les différents critères de sélection. Ces propositions sont présentées dans le Tableau 12. Une première combinaison de calibrage, appelée « Marche », ne demande que trois postures et un mouvement. Elle est facile à réaliser et valide les critères de justesse et de répétabilité. La seconde proposition intitulée « Postures » ne propose que trois postures, c'est donc celle qui est la plus rapide et facile à mettre en place. La dernière proposition pourrait être considérée comme la plus juste, mais demande trois postures, deux mouvements fonctionnels et une marche. Le critère d'usage est donc ici moins bien respecté.

Tableau 12: Combinaison choisie pour obtenir les vecteurs segmentaires, ML : médio-latéral, L : longitudinal

	Marche		**Postures**		**FoncPost.**	
	ML	**L**	**ML**	**L**	**ML**	**L**
BASSIN	Debout + Assis	Dispositif	Debout + Assis	Dispositif	Debout + Assis	Dispositif
FÉMUR	Marche	Debout	Debout + Assis	Debout	Flex/Ext T.	Debout
TIBIA	Marche	Debout	Debout + Assis	Debout	Flex/Ext T.	Rot. J.
	ML	**AP**	**ML**	**AP**	**ML**	**AP**
PIED	Marche	Debout	Debout + Assis	Debout	Marche	Debout

4.5. Conclusion

Cette étude a comparé un grand nombre de possibilités pour effectuer le calibrage centrale-à-segment. Pour la plupart des méthodes, les erreurs de définition des vecteurs segmentaires restent encore entre 5° et 10° tandis que la répétabilité est pour certaines d'entre elles inférieure à 5°. Cette étude a permis d'écarter certaines méthodes, mais il est difficile d'en faire ressortir une spécifique puisque beaucoup sont proches en termes de justesse et de répétabilité.

Nous avons malgré cela fait trois propositions de combinaisons de calibrage centrale-à-segment pour les membres inférieurs en prenant compte trois critères à savoir la justesse, la répétabilité et enfin la facilité d'usage des méthodes.

Toutefois, il est à préciser que seules les données provenant d'un système optoélectronique étaient utilisées ici afin de s'affranchir des erreurs de mesure de capteurs et des algorithmes de fusion. Les méthodes proposées doivent donc être testées avec de réelles mesures inertielles.

Chapitre 5 Évaluation de l'effet du calibrage centrale-à-segment sur la cinématique articulaire

5.1. Introduction

Ce chapitre est dédié à l'étude de l'effet des différents types de calibrage centrale-à-segment sur la cinématique articulaire obtenue à partir des centrales inertielles. Pour ce faire, nous allons calculer la cinématique articulaire des sujets asymptomatiques du chapitre 4 avec les centrales inertielles. Cette cinématique est obtenue directement après calcul du calibrage centrale-à-segment à partir des différentes combinaisons sélectionnées dans le chapitre 4. Puis nous comparons cette cinématique avec celle de référence.

Ainsi, dans le chapitre précédent, nous avons identifié trois combinaisons de postures et mouvements de calibrage centrale-à-segment suivant les trois critères évoqués précédemment : justesse, répétabilité et usage. L'étude de différents mouvements permet d'une part d'évaluer les cinématiques obtenues à partir de ces calibrages et d'autre part d'observer des effets sur la mesure. Nous avons choisi de présenter des mouvements de marche, course et de pédalage sur ergocycle. Le premier mouvement a été choisi puisque c'est notre locomotion la plus naturelle, la course puisque la vitesse du mouvement est supérieure et que les artefacts de tissus mous y sont plus importants. Enfin le mouvement sur ergocycle permet d'observer l'effet de grandes amplitudes articulaires sur la cinématique obtenue.

Pour évaluer les cinématiques obtenues avec les centrales inertielles, nous les comparons à celles calculées avec le même système optoélectronique déjà présenté dans le chapitre 4. Nous utilisons aussi les données des mêmes sujets. Les critères de comparaison utilisés ici sont similaires à ceux présentés dans le chapitre 4 :

- Le premier est la justesse de la mesure cinématique par l'intermédiaire de la définition de l'offset, du respect du profil cinématique et du respect de l'amplitude de mouvement.
- Le second est la répétabilité de la cinématique obtenue avec les différents calibrages.

De ce fait l'objectif de cette étude est d'évaluer l'effet de différentes combinaisons de calibrage centrale-à-segment sur la cinématique des membres inférieurs obtenue à partir de centrales inertielles.

5.2. Matériel et méthode

5.2.1. Participants

Les sujets sont les mêmes 15 sujets qui ont pris part à l'étude du chapitre 4 présenté en 4.2.1.

5.2.2. Matériel expérimental

En plus du système optoélectronique et des marqueurs évoqués dans le chapitre 4, sept centrales inertielles (APDM, Opal Version2, Portland Etats-Unis) ont été utilisées. Ces centrales sont composées de magnétomètres en plus des gyromètres et accéléromètres. L'algorithme de fusion constructeur qui prend en compte les variations de mesure des magnétomètres a été utilisé et les magnétomètres ont été calibrés en amont des essais.

Les sept centrales ont été positionnées sur chacun des sujets sur les sept segments des membres inférieurs et du bassin comme présentés par la Figure 29. Une centrale a été placée sur le haut du sacrum juste sous les épines iliaques postéro-supérieures, deux sur la partie latérale des cuisses sur le fascia lata, deux sur la surface plane des tibias et deux sur les métatarses des pieds. Ce placement a été choisi, car les zones où les capteurs sont placés correspondent aux zones pour lesquelles les artefacts de tissus mous sont minimaux (Thouzé et al., 2010).

Le système optoélectronique et les centrales inertielles ont été synchronisés par l'intermédiaire d'un boîtier de synchronisation pour déclencher le début des essais.

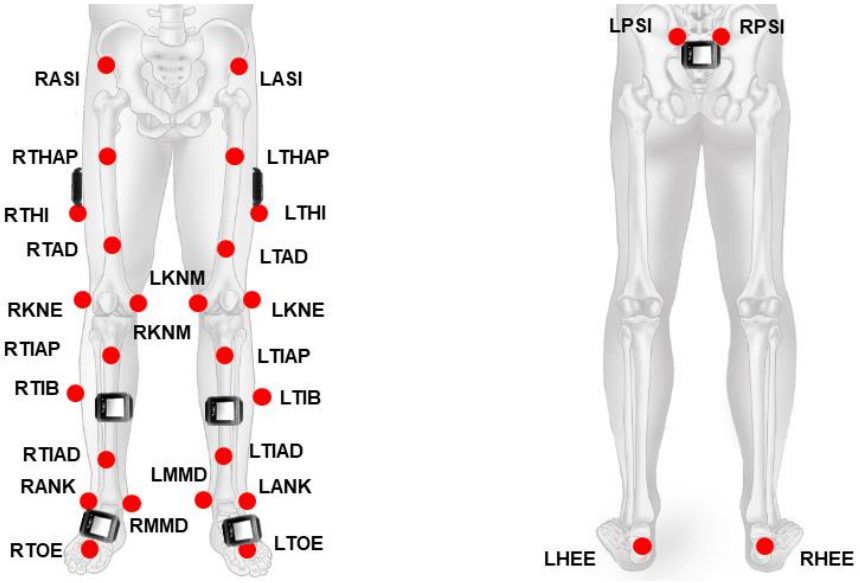


Figure 29 : Placement des marqueurs ainsi que des centrales inertielles.

Afin de définir le vecteur longitudinal du bassin, nous utilisons le dispositif du bassin présenté en Figure 30. C'est le même dispositif que pour le chapitre 4. Il est ainsi considéré comme parfaitement plan et permet de pointer les points anatomiques du bassin. Le dispositif est adapté pour qu'une centrale inertielle soit positionnée à plat sur le dispositif.

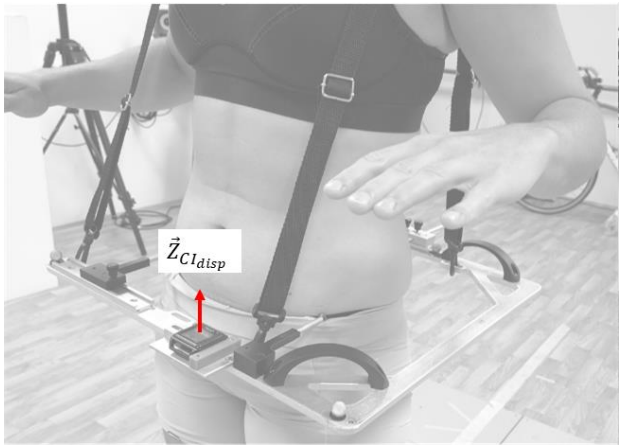


Figure 30: Dispositif du bassin appareillé avec une centrale inertielle

5.2.3. Protocole

Les sujets ont effectué les mouvements et postures permettant d'appliquer les trois combinaisons de méthodes de calibrage centrale-à-segment sélectionnées dans le chapitre précédent et repris dans le Tableau 13. Ainsi les sujets ont effectué :

- Une posture debout, les pieds parallèles, avec vérification par l'opérateur de l'alignement des centres articulaires hanche genou cheville avec la verticale grâce à un fil à plomb.
- Une posture debout avec le dispositif du bassin, pour cela nous enlevons la centrale positionnée sur le tibia gauche pour le positionner sur le dispositif et ensuite nous la replaçons sur le tibia. Nous n'avions pas assez de centrale pour en attribuer une exclusivement au dispositif.
- Une posture assise jambe tendue avec vérification par l'opérateur que les deux jambes et les pieds sont parallèles.
- Cinq mouvements de rotations interne/externe de hanche, jambe tendue, avec le talon posé au sol, mouvements effectués jambe droite, puis jambe gauche.
- Cinq mouvements de flexion/extension active aux genoux, mouvements effectués jambe droite, puis jambe gauche.
- Cinq mouvements de circumduction autour de la hanche, jambe tendue et cinq de fentes à 45° avec des flexions de hanche, genou et cheville. Ces mouvements sont faits spécifiquement pour la définition des centres articulaires de la référence.

- Deux essais de marche, de course puis de vélo sur ergomètre effectués à vitesse confortable choisie par le sujet. La marche et la course se faisaient sur 10m, l'ergocycle consistait en un enregistrement de 15 secondes.

Pour évaluer la répétabilité intersession des cinématiques trois sujets ont effectué le protocole sur trois sessions différentes.

5.2.4. Définition des axes segmentaires

5.2.4.1. Méthodes de référence basées sur les systèmes optoélectroniques

Les modèles de références pour définir les axes segmentaires utilisés dans cette étude sont également les mêmes que pour le Chapitre 4. Pour rappel ce sont ceux basés sur les recommandations de l'International Society of Biomécaniques (Kainz et al., 2015; Wu et al., 2002) d'après lesquelles les centres et axes articulaires sont définis de manière fonctionnelle, et par le Conventional Gait Model 2 (Leboeuf et al., 2019) pour lequel les centres articulaires sont définis de manière anatomique ou avec des équations de régression. Ces modèles sont explicités dans la section 4.2.6.

Les trajectoires des marqueurs étaient filtrées à 20Hz par un filtre passe-bas de Butterworth de second ordre.

5.2.4.2. Calibrage centrale-à-segment appliqué aux données inertielles

Suite à l'étude du chapitre 4, trois combinaisons de postures et mouvements fonctionnels ont été proposées pour définir deux vecteurs pour chacun des segments des membres inférieurs (Tableau 13). La proposition dite « Marche » utilise la posture debout et le dispositif pour définir les axes longitudinaux des segments et la posture debout et assise pour l'axe médio-latéral du bassin. Les axes médio-latéraux du fémur, du tibia et du pied sont définis par le mouvement de marche.

Une seconde combinaison nommée « Postures » minimise le nombre de positions à prendre, puisqu'il en faut seulement deux. Elle est composée du dispositif du bassin et de la posture debout pour les vecteurs longitudinaux ainsi que de la posture assise pour les vecteurs médio-latéraux.

Une dernière combinaison nommée « FoncPost » est utilisée. Elle mélange postures et mouvements fonctionnels. Cette combinaison utilise elle aussi la posture debout et assise et le dispositif pour définir les axes médio-latéraux et longitudinaux du bassin tandis que les vecteurs médio-latéraux et les vecteurs longitudinaux du fémur et du tibia sont définis respectivement par les flexions actives du genou et la posture debout et rotation de jambe complète. Pour la cheville, la marche définit l'axe médio-latéral et la posture debout, l'axe longitudinal.

Tableau 13: Combinaisons choisies pour obtenir les vecteurs segmentaires, ML : médio-latéral, L : longitudinal

	Marche		Postures		FoncPost.	
	ML	**L**	**ML**	**L**	**ML**	**L**
BASSIN	Debout + Assis	Dispositif	Debout + Assis	Dispositif	Debout + Assis	Dispositif
FÉMUR	Marche	Debout	Debout + Assis	Debout	Flex/Ext T.	Debout
TIBIA	Marche	Debout	Debout + Assis	Debout	Flex/Ext T.	Rot. J.
	ML	**AP**	**ML**	**AP**	**ML**	**AP**
PIED	Marche	Debout	Debout + Assis	Debout	Marche	Debout

ML : médio-latéral, AP : Antéro-postérieur, L : longitudinal, J. : Jambe.

Pour la posture debout, pour laquelle les axes longitudinaux des segments sont considérés comme alignés avec la verticale et positifs vers le haut, la verticale est définie dans le repère technique de la centrale $\vec{e}^{CI}_{Debout}$ en se basant sur le vecteur accélération supposé correspondre à la gravité $\vec{g}$ donnée par la mesure de l'accéléromètre suivant :

$$\vec{e}^{CI}_{L\,Debout} = moyenne(-\vec{g}^{CI}) \tag{5.1}$$

$\vec{e}^{CI}_{L\,Debout}$ est ensuite normalisé.

Ce vecteur accélération normalisé moyen est également calculé pour la position assise pour obtenir $\vec{e}^{CI}_{V\,Assis}$.

Pour rappel, lorsque l'on combine les postures debout et assise, les axes médio-latéraux du bassin, des fémurs, tibias et pieds $\vec{e}^{CI}_{ML}$, sont définis comme le produit vectoriel des vecteurs verticaux obtenus lors des postures debout et assise.

$$\vec{e}^{\,CI}_{ML} = \vec{e}^{\,CI}_{L\,Debout} \wedge \vec{e}^{\,CI}_{V\,Assis} \tag{5.2}$$

Avec le dispositif, l'axe longitudinal du bassin $\vec{e}^{CI_{Bassin}}_{L_{Bassin}}$ correspond à l'axe $\vec{Z}_{CI_{Disp}}$ de la centrale, soit l'axe perpendiculaire au boîtier de la centrale, ce qui donne :

$$\vec{e}^{CI_{Bassin}}_{L_{Bassin}} = moyenne\left(q^{CI_{Bassin}}_{CI_{Disp}} \times \vec{Z}_{CI_{Disp}} \times q^{CI_{Bassin}{}^{*}}_{CI_{Disp}}\right) \tag{5.3}$$

Avec $q^{CI_{Bassin}}_{CI_{Disp}} = \vec{q}^{CI_{Bassin}}_{0_{CI}} \times \vec{q}^{0_{CI}}_{CI_{Disp}}$ défini comme le quaternion de passage entre la centrale du dispositif et la centrale du bassin et $\vec{Z}_{CI_{Disp}} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \\ 0 \end{bmatrix}$.

Pour les mouvements fonctionnels, nous utilisons la même méthode des quaternions relatifs qu'au chapitre 4 pour définir les vecteurs unitaires portant les axes segmentaires recherchés $\vec{e}^{CI_{prox}}_{AP,ML\,ou\,L}$.

Tout d'abord nous déterminons le quaternion relatif :

$$\vec{q}_{CI_{prox}}^{CI_{dist}} = \vec{q}_{CI_{dist}}^{0_{CI}}{}^{*} \times \vec{q}_{CI_{prox}}^{0_{CI}} \tag{5.4}$$

Puis nous calculons le vecteur dans le repère de la centrale inertielle, en extrayant la partie vectorielle du quaternion, via le logarithme, normalisé et moyenné.

$$\vec{e}_{AP,ML\ ou\ L}^{CI_{prox}} = \frac{Moyenne\ \left(\log\left(\vec{q}_{CI_{prox}}^{CI_{dist}}\right)\right)}{\left\|Moyenne\ \left(\log\left(\vec{q}_{CI_{prox}}^{CI_{dist}}\right)\right)\right\|} \tag{5.5}$$

De la même façon que dans le chapitre 4, seuls les quaternions correspondant à une amplitude de mouvement supérieur à 10% de l'amplitude maximum sont utilisés.

5.2.5. Définition des repères segmentaires et calcul de la cinématique

Pour les centrales inertielles, comme pour la référence, les repères segmentaires exprimés dans le repère technique des centrales R_{seg}^{CI} sont définis par un vecteur principal et un vecteur secondaire.

Pour le bassin, le vecteur principal est défini comme le vecteur médio-latéral $\vec{e}_{ML}^{CI_{bassin}}$, le vecteur secondaire est le vecteur longitudinal $\vec{e}_{L}^{CI_{bassin}}$.

Pour les autres segments, le vecteur principal est le vecteur longitudinal $\vec{e}_{L}^{CI}$ et le vecteur secondaire est le vecteur médio-latéral $\vec{e}_{ML}^{CI}$.

Le premier axe du repère est donc défini par le vecteur principal, le deuxième axe par le produit vectoriel des vecteurs principaux et secondaires tandis que le troisième est défini comme le produit vectoriel des premiers et deuxièmes axes.

$$R_{seg}^{CI} \begin{cases} \overrightarrow{e_L^{CI}} = \overrightarrow{e_L^{CI}} \\ \overrightarrow{e_{AP}^{CI}} = \overrightarrow{e_{ML}^{CI}} \wedge \overrightarrow{e_L^{CI}} \\ \overrightarrow{e_{ML}^{CI}} = \overrightarrow{e_L^{CI}} \wedge \overrightarrow{e_{AP}^{CI}} \end{cases} \tag{5.6}$$

Les axes ainsi obtenus permettent de construire la matrice de rotation donnant l'orientation du repère segmentaire dans le repère technique de la centrale inertielle :

Cette matrice est ensuite exprimée sous forme d'un quaternion q_{seg}^{CI} à l'aide de la fonction SpinCalc sur MATLAB (Fuller, 2021).

Pendant les mouvements étudiés, afin d'obtenir la cinématique articulaire que ce soit à partir des centrales inertielles ou du système optoélectronique, l'orientation relative entre le repère segmentaire proximal et le repère segmentaire distal est calculée sous la forme de quaternion.

Pour les données inertielles, nous définissons à chaque instant le repère segmentaire exprimé dans le repère global des centrales inertielles :

$$q_{seg}^{O_{CI}}(t) = q_{CI}^{O_{CI}}(t) \times q_{seg}^{CI}(t) \quad (5.7)$$

Puis nous définissons le quaternion relatif entre les deux segments :

$$q_{prox}^{dist}(t) = q_{dist}^{O_{CI}}(t)^* \times q_{prox}^{O_{CI}}(t) \quad (5.8)$$

Avec ce formalisme le temps de calcul est beaucoup plus rapide. Ce quaternion a été ensuite décomposé en séquence d'Euler comme l'ISB le recommande (Wu et al., 2002) toujours à partir de la fonction SpinCalc sur MATLAB (Fuller, 2021).

5.2.6. Évaluation de la cinématique

Afin d'évaluer les cinématiques obtenues avec les centrales inertielles après le calibrage centrale-à-segment différents paramètres sont calculés. Tout d'abord, chacun des mouvements a été découpé en cycle. Un cycle est défini entre deux poses de pieds pour la marche, la course et un passage au point le plus bas de la pédale pour l'ergocycle. Les poses de pied ont été déterminées manuellement dès lors le marqueur sur talon était au niveau du sol. Malgré la synchronisation, nous pouvions observer un léger décalage entre les deux signaux. La fonction « findelay » de Matlab 2019b a donc été utilisée pour définir et corriger ce décalage. Les angles articulaires obtenus sont ensuite normalisés en pourcentages de cycle.

Le premier paramètre étudié est l'erreur quadratique moyenne (appelé dans le manuscrit RMSE par habitude de son acronyme anglais) calculée entre les cinématiques de références A_{ref} et les cinématiques obtenues avec les centrales inertielles A_{CI} pour chaque cycle par :

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} |A_{CI_i} - A_{ref_i}|^2} \quad (5.9)$$

Avec N le nombre de points de mesures soit ici, 101.

Ensuite pour vérifier le bon respect du profil des cinématiques, nous avons calculé le coefficient de corrélation de Pearson ρ cycle à cycle entre la cinématique de référence et la cinématique des centrales inertielles suivant la formule :

$$\rho(A_{CI}, A_{ref}) = \frac{1}{N-1}\sum_{i=1}^{N}\left(\frac{A_{CI_i} - \mu_{A_{CI}}}{\sigma_A}\right)\left(\frac{A_{ref_i} - \mu_{A_{ref}}}{\sigma_{A_{ref}}}\right) \quad (5.10)$$

Avec $\mu_{A_{CI}}$ et $\sigma_{A_{CI}}$ les moyennes et écarts-types de l'angle articulaire A_{CI} obtenus par les centrales inertielles, A_{ref} l'angle articulaire obtenu par la référence et N le nombre de points de mesure soit ici, 101.

Enfin le dernier élément que nous souhaitions évaluer est la différence d'amplitude du mouvement (appelé ROM, Range Of Motion, dans ce manuscrit pour la même raison que précédemment) entre l'amplitude articulaire obtenue avec les centrales et la référence :

$$\Delta ROM = ROM_{opto} - ROM_{CI} \tag{5.11}$$

Pour cela, nous considérions pour chaque cycle l'amplitude comme l'angle articulaire maximum $A_{\max}$ moins l'angle articulaire minimum $A_{\min}$:

$$ROM_{opto\ ou\ CI} = A_{\max} - A_{\min} \tag{5.12}$$

Ces paramètres sont moyennés pour chaque sujet sur les 8 cycles identifiés (jambe droite, jambe gauche, deux cycles par essai, deux essais) pour chaque mouvement.

5.2.7. Répétabilité de la cinématique

La répétabilité de la cinématique obtenue à l'aide des centrales inertielles en appliquant les différentes méthodes de calibrage centrale-à-segment est évaluée à partir de l'angle articulaire, mais uniquement sur deux cycles de mouvement pour chacun des deux essais. Les calculs sont extraits de la méthode de Chia et Sangeux. (2017).

Tout d'abord pour chaque session une cinématique moyenne est définie :

$$\overline{\phi_{ijk}}(t) = \frac{1}{L}\sum_{l} \phi_{ijkl}\,(t) \tag{5.13}$$

Ainsi qu'une cinématique moyenne par sujet – opérateur :

$$\overline{\phi_{ij}}(t) = \frac{1}{KL}\sum_{kl} \phi_{ijkl}\,(t) \tag{5.14}$$

Avec :

- $\phi_{ijkl}(t)$ la mesure de l'angle articulaire à l'instant t, exprimé pourcentage du cycle de marche,
- $i = 1..3$ le sujet et $I = 3$ le nombre de sujets
- $j = 1..1$ l'opérateur et $J = 1$ le nombre d'opérateurs
- $k = 1..3$ la session d'enregistrement et $K = 3$ le nombre de sessions
- $l = 1..L$ la répétition du cycle de mouvement et $L = 4$ le nombre de cycles

Puis la composante de la variance correspondant à la session et répétition est estimée :

$$\sigma^2_{sess} = \frac{1}{IJKL - 1}\sum_{ijkl}\left[\phi_{ijkl} - \overline{\phi_{ij}}\right]^2 \tag{5.15}$$

$$\sigma_{repet}^2 = \frac{1}{IJKL-1}\sum_{ijkl}\left[\phi_{ijkl} - \overline{\phi_{ijk}}\right]^2 \quad (5.16)$$

Enfin la composante inter-session de la variance corrigée par Chia et al. est estimée :

$$\frac{IJK(L-1)}{IJKL-1}\sigma_{repet}^2 + \frac{IJ(K-1)L}{IJKL-1}\sigma_{sess}^2 \quad (5.17)$$

5.2.8. Traitements statistiques

Tout d'abord la normalité des erreurs quadratiques moyennes, des coefficients de corrélation et des amplitudes de mouvement a été vérifiée par l'intermédiaire d'un test de Shapiro-Wilk. Après cela, l'effet de la combinaison de calibrage sur ces différents paramètres a été testé à l'aide d'une ANOVA pour mesures répétées avec un seuil de significativité de $p<0.05$. Lorsque ce seuil était atteint, un test Post-hoc avec une correction de Bonferroni était implémenté.

5.3. Résultats

Les résultats présentés ici ne concerneront que la jambe gauche. En effet, pour dix sujets sur quinze une anomalie a été remarquée pour la centrale positionnée sur la cuisse droite, cette anomalie serait due au matériel (voir annexe 5). De plus, l'utilisation de la référence ISB ou de la référence CGM donne des résultats très proches. Donc, seuls les résultats de la référence ISB sont présentés, les résultats pour CGM sont visibles en Annexe 3.

5.3.1. La marche

La Figure 31 présente la cinématique de marche d'un sujet avec les trois propositions de cinématique. Ce sujet est représentatif des résultats d'ensemble. La Figure 32 présente les cinématiques moyennes et écarts-types. Nous pouvons remarquer que les trois cinématiques obtenues avec les centrales inertielles sont superposées pour le bassin, la flexion et l'abduction de hanche.

Comme la Figure 31 l'illustre, nous pouvons observer un offset entre la cinématique calculée avec les centrales inertielles et celle obtenue avec la référence au niveau de la flexion de la hanche et du genou. Au niveau de la hanche, nous pouvons observer que les propositions de calibrage ont tendance à surestimer la flexion de hanche.

On peut noter que les propositions exploitant la marche pour définir l'axe médio-latéral du pied provoquent un offset important avec la référence pour l'abduction de la cheville.

Nous pouvons également remarquer des oscillations dans la cinématique au niveau de la rotation de hanche et du genou qui apparaissent au moment de la pose du pied.

Sur la Figure 32, de manière générale, on peut observer que les cinématiques respectent les profils des cinématiques de références et sont assez similaires dans le plan sagittal, beaucoup moins dans les autres plans. Nous pouvons également constater que l'écart-type des cinématiques obtenues avec les trois combinaisons de calibrages est proche, mais qu'elles sont plus importantes que l'écart-type de la référence.

Ces résultats sont confirmés par le Tableau 14. Nous pouvons observer des RMSE allant de 2.6° pour la rotation du bassin à 35.7° pour l'abduction de la cheville pour les propositions « Marche » et « FoncPost ». Mais les différences entre les RMSE des trois propositions sont minimes puisque le plus souvent de l'ordre de 1°.

Les résultats de l'ANOVA mettent en avant un effet du type de calibrage utilisé sur la RMSE dans le plan frontal exclusivement pour la cheville ($F = 37.12, p < 0.01$). Le test post hoc affiche une RMSE plus petite pour la proposition « Postures » (10.3 ± 4.4) que pour les propositions « Marche » (34.6 ± 10.9) et « FoncPost » (35.7 ± 10.9).

Les coefficients de corrélation sont très bons dans le plan sagittal ($CC > 0.94$) sauf pour le bassin ($CC = 0.65$). Si les coefficients de corrélation sont également bons pour la rotation du bassin ($CC = 0.94$) et l'abduction de hanche ($CC = 0.88$), ils sont bien moins élevés pour les autres degrés de liberté. L'ANOVA n'a pas révélé d'effet du type de calibrage sur le profil cinématique.

Les différences d'amplitudes articulaires sont pour la plupart entre $1.5° \pm 2.7°$ pour la rotation du bassin quel que soit la proposition et $5.5° \pm 9.7°$ pour la rotation de hanche. Mais nous pouvons voir des différences plus importantes pour la flexion de cheville ($10.2° \pm 5.3°$ pour la proposition « Marche »), l'abduction de cheville ($24.1° \pm 8.9°$ pour « FoncPost ») et la rotation de genou ($21.5° \pm 7.0°$ pour « FoncPost »). L'ANOVA révèle un effet du calibrage pour la flexion de cheville ($F = 5.49, p = 0.01$) avec un test Post-hoc qui révèle un moindre écart d'amplitude avec la référence pour la proposition « Postures » ($4.2° \pm 4.5°$) que pour les propositions « Marche » ($10.2° \pm 5.3°$) et « FoncPost » ($9.7° \pm 5.1°$).

La Figure 33 illustre la répétabilité intersession en fonction du cycle de marche. Nous pouvons observer une augmentation de cette variabilité pour la flexion de genou entre 60% et 90% du cycle et 50% et 70% du cycle pour la cheville. Les autres répétabilités restent stables au cours du cycle. Ainsi la répétabilité moyenne intersession de la cinématique varie entre 1.8° pour l'obliquité du bassin à 9.4° pour l'abduction de la cheville (Tableau 14). Globalement les répétabilités sont très similaires pour les trois propositions.

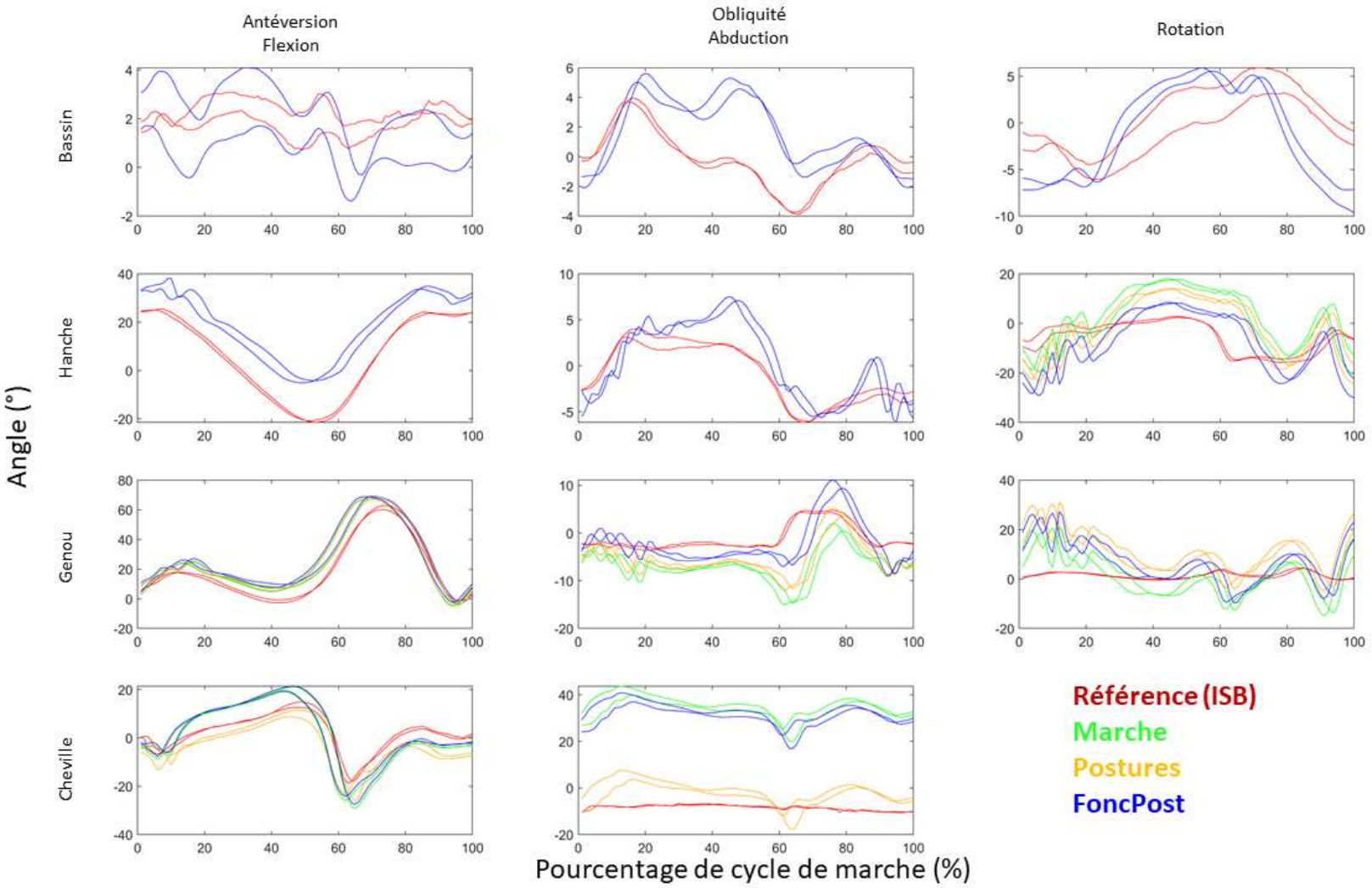


Figure 31: Cinématique obtenue pour un sujet pendant deux cycles de marche. La cinématique de référence est en rouge, la cinématique avec les centrales inertielles avec calibrage « Marche » en vert « Postures » en orange et « FoncPost » en bleu. Les courbes de « Marche », « Postures » et « FoncPost » sont superposées pour le bassin et la flexion et abduction de hanche.

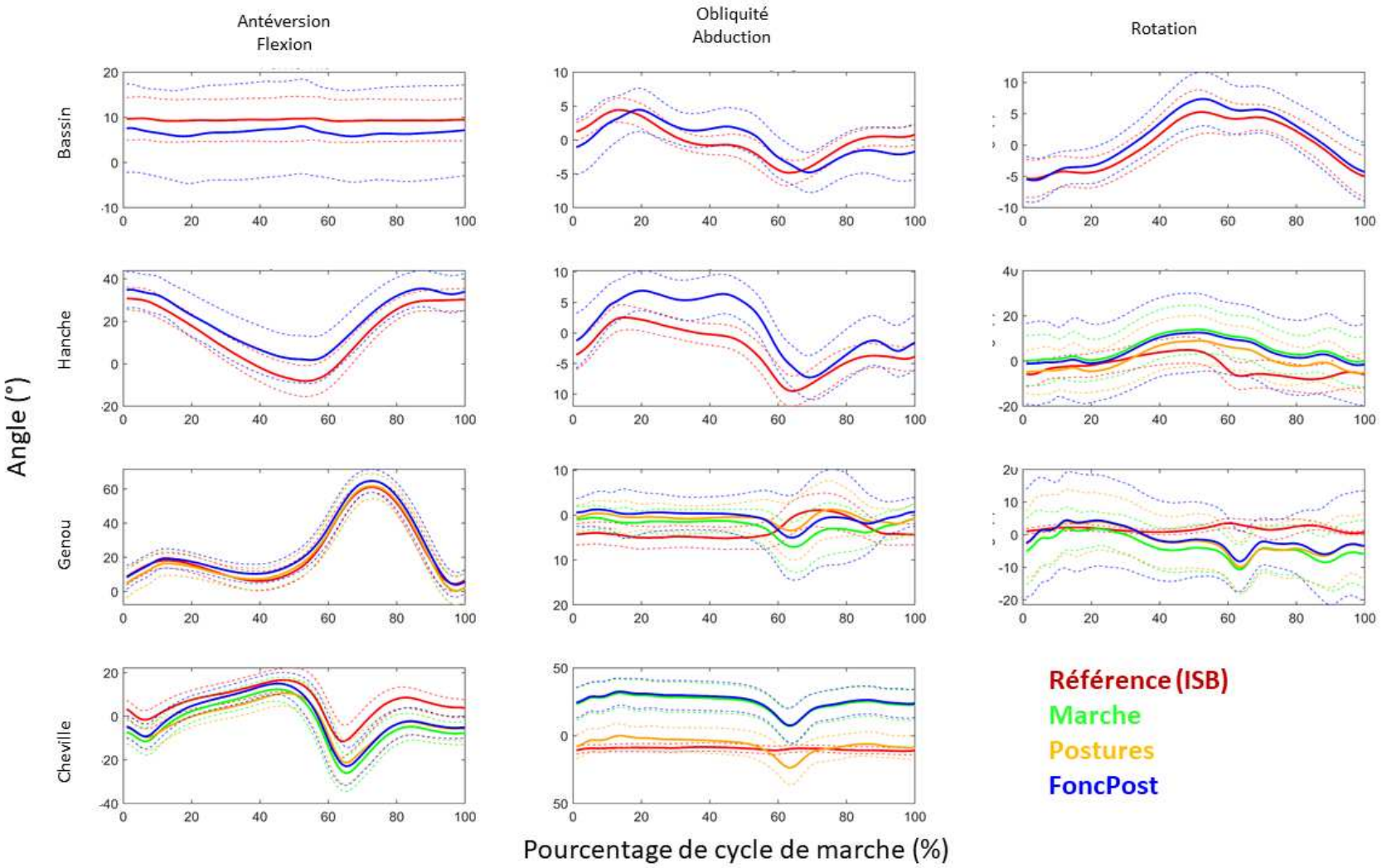


Figure 32: Cinématique moyenne obtenue pour tous les sujets pendant deux cycles de marche. La cinématique de référence est en rouge, la cinématique avec les centrales inertielles avec calibrage « Marche » en vert « Postures » en orange et « FoncPost » en bleu. Les courbes de « Marche », « Postures » et « FoncPost » sont superposées pour le bassin et la flexion et abduction de hanche.

Tableau 14 : RMSE, coefficients de corrélation (CC), différence d'amplitude de mouvement (ROM) moyen (écart-type) et répétabilité moyenne pour les trois propositions de cinématique pour la marche

		Antéversion/Flexion				Obliquité/Abduction				Rotation			
		RMSE (°)	**CC**	**ΔROM (°)**	**Répet (°)**	**RMSE (°)**	**CC**	**ΔROM (°)**	**Répet (°)**	**RMSE (°)**	**CC**	**ΔROM (°)**	**Répet (°)**
BASSIN	**Marche, Postures, FoncPost**	6.4(5.3)	0.65(0.23)	1.7(1.6)	4.6	3.1(1.7)	0.7(0.28)	0.8(2.4)	1.8	2.6(1.6)	0.94(0.11)	1.5(2.7)	3.1
HANCHE	**Marche**	9.2(4.8)	0.99(0.0)	-4.1(2.4)	4.8	4.9(1.8)	0.88(0.1)	3.6(2.4)	3.0	11.9(6.8)	0.44(0.23)	5.5(9.7)	6.1
	Postures	9.2(4.8)	0.99(0.0)	-4.1(2.4)	4.8	4.9(1.8)	0.88(0.1)	3.6(2.4)	3.0	10.9(5.4)	0.44(0.23)	5.5(9.7)	5.8
	FoncPost	9.2(4.8)	0.99(0.0)	-4.1(2.4)	4.8	4.9(1.8)	0.88(0.1)	3.6(2.4)	3.0	14.3(9.8)	0.44(0.23)	5.5(9.7)	6.5
	Anova	F = 0	F = 0			F = 0	F = 0			F = 0.76	F = 0.16	F = 0	
	p-value	p = 1	p = 1			p = 1	p = 1			p = 0.48	p = 0.85	p = 1	
	Post-hoc												
GENOU	**Marche**	6.4(3.3)	0.99(0.01)	4.7(2.9)	6.3	5.9(1.9)	0.53(0.24)	4.6(3.6)	2.6	8.8(3.9)	0.23(0.13)	20.4(6.3)	4.7
	Postures	6.4(3.3)	0.99(0.01)	4.5(2.9)	5.9	6.1(1.9)	0.53(0.24)	4.5(4.1)	2.8	9.8(3.5)	0.24(0.15)	21.1(6.5)	6.2
	FoncPost	6.1(3.1)	0.99(0.01)	4.2(2.7)	6.2	7.4(3.4)	0.58(0.25)	7(6)	3.5	12.4(6.1)	0.3(0.18)	21.5(7)	5.5
	Anova	F = 0.01	F = 0.06	F = 0.06		F = 1.67	F = 0.85	F = 1.65		F = 2.68	F = 2.54	F = 0.04	
	p-value	p = 0.99	p = 0.94	p = 0.95		p = 0.2	p = 0.43	p = 0.2		p = 0.08	p = 0.09	p = 0.96	
	Post-hoc												
CHEVILLE	**Marche**	10.8(4.2)	0.94(0.04)	10.2(5.3)	6.0	34.6(10.9)	0.44(0.2)	23.4(8.6)	6.0	9.1(4.5)	0.71(0.21)	8(5)	3.5
	Postures	9.3(3.9)	0.95(0.04)	4.2(4.5)	6.2	10.3(4.4)	0.44(0.2)	22.7(7.9)	9.4	8.8(4.5)	0.7(0.24)	6.9(4.5)	3.6
	FoncPost	8.7(3.7)	0.94(0.04)	9.7(5.1)	5.9	35.7(10.4)	0.44(0.2)	24.1(8.9)	6.1	8.4(4.3)	0.71(0.22)	8.2(4.9)	3.6
	Anova	F = 1.25	F = 3.59	F = 5.49		F = 37.12	F = 0.08	F = 0.11		F = 0.08	F = 0.02	F = 0.49	
	p-value	p = 0.3	p = 0.04	p = 0.01		p < 0.01	p = 0.93	p = 0.9		p = 0.92	p = 0.98	p = 0.62	
	Post-hoc			P < M,F		P <M,F							

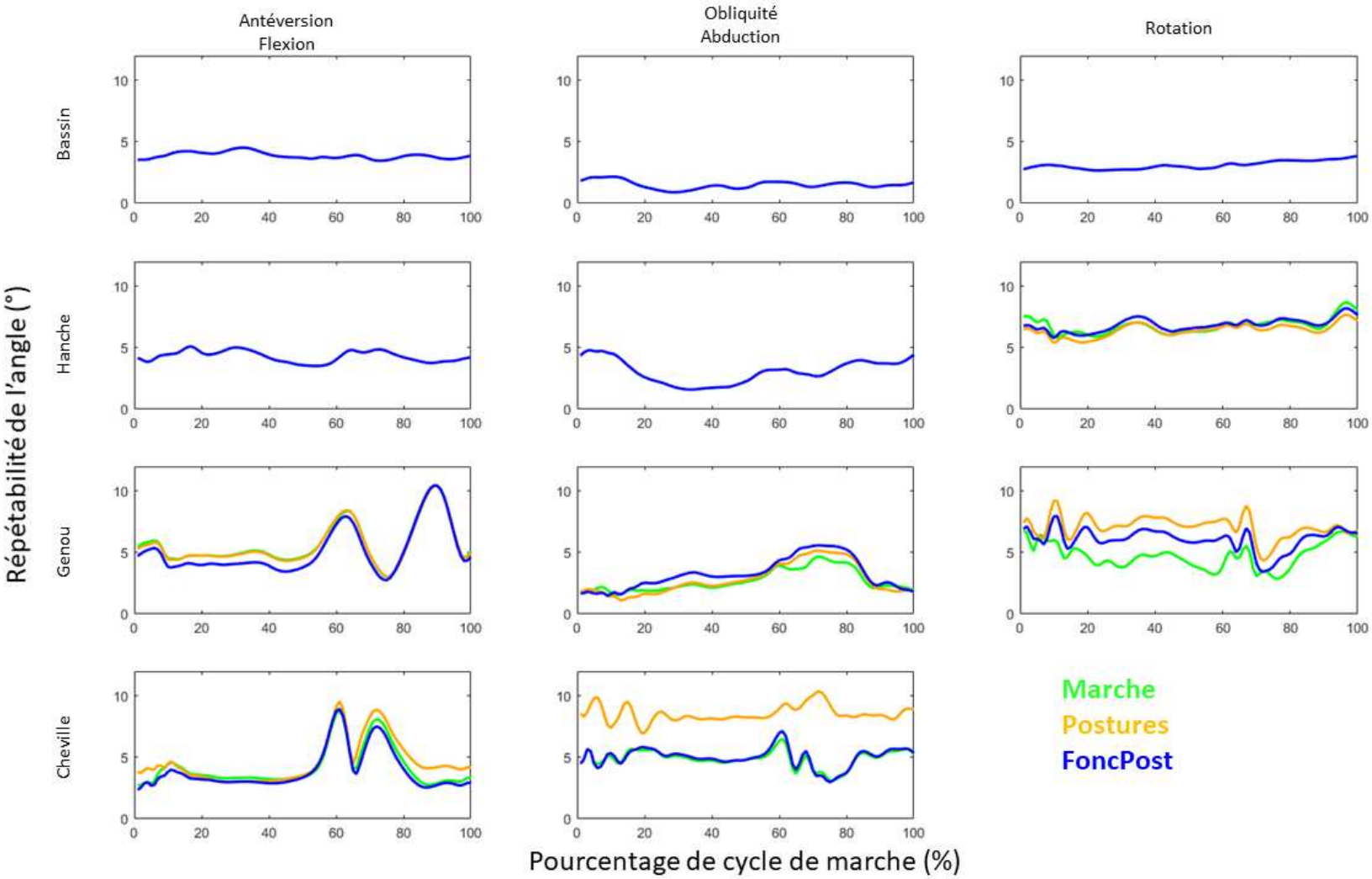


Figure 33: Répétabilité intersession moyenne de la cinématique en pourcentage de cycle de marche, avec les calibrages « Marche » en vert « Postures » en orange et « FoncPost » en bleu.

5.3.2. La course

La Figure 34 présente la cinématique de course d'un sujet avec les trois propositions de calibrage et la Figure 35 présente les cinématiques moyennes et écarts-types. Comme illustré par la Figure 34, nous avons un comportement similaire à celui observé pour la marche, soit des offsets dans le plan sagittal, pour les mêmes sujets, une surestimation de la flexion de hanche et un offset plus important pour l'abduction de cheville avec les propositions « Marche » et « FoncPost ». Des oscillations sont toujours présentes au moment de la pose du pied. Contrairement à la marche, le profil de la flexion de hanche semble moins bien respecté.

Ces résultats sont confirmés par le Tableau 15. Nous pouvons observer des RMSE allant de 4° pour la rotation du bassin à 33.5° pour l'abduction de la cheville pour les propositions « Marche » et « FoncPost ». Si l'on compare aux résultats obtenus avec la marche de manière globale, les RMSE sont plus importantes de quelques degrés. Mais les différences des RMSE entre les propositions restent toujours minimes. Les résultats de l'ANOVA mettent en avant un effet du type de calibrage utilisé sur la RMSE dans le plan frontal exclusivement pour la cheville ($F = 29.34, p < 0.01$). Le test post hoc affiche une RMSE plus petite pour la proposition « Postures » ($10.3° \pm 4.7°$) que pour les propositions « Marche » ($32.4° \pm 10.6°$) et « FoncPost » ($33.5° \pm 10.5°$).

Les coefficients de corrélations sont toujours bons dans le plan sagittal ($CC > 0.94$) sauf là encore pour le bassin qui a une amplitude de mouvement plus petite ($CC = 0.46$). Ces coefficients de corrélation ont tendance à être inférieurs à ceux de la marche dans le plan sagittal, mais supérieurs dans les autres plans. L'ANOVA a révélé un effet du type de calibrage sur l'abduction du genou ($F = 10.49, p < 0.01$), le test Post-hoc révélant un plus grand coefficient de corrélation pour le calibrage « FoncPost » (0.47 ± 0.21) que pour les calibrages « Marche » (0.37 ± 0.27) et « Postures » (0.32 ± 0.24).

Tout comme pour la marche les différences d'amplitudes les moins importantes sont dans le plan sagittal et le plan frontal du bassin, de la hanche, du genou ainsi que le plan transverse du bassin et la hanche avec des valeurs allant de $-1.0° \pm 4.8°$ à $9.5° \pm 5.7°$. Mais des différences plus importantes sont visibles pour la flexion de cheville ($14.0° \pm 5.6°$ pour la proposition « Marche »), l'abduction de cheville ($19.4° \pm 6.8°$ pour « FoncPost ») et la rotation de genou ($19.6° \pm 5.7°$ pour « FoncPost »). L'ANOVA révèle un effet du calibrage pour la flexion de cheville ($F = 9.4, p < 0.01$) avec un test Post-hoc qui montre un moindre écart d'amplitude avec la référence pour la proposition « Postures » ($5.0° \pm 6.0°$) que pour les propositions « Marche » ($13.9° \pm 5.1°$) et « FoncPost » ($14.0° \pm 5.6°$).

La Figure 36 illustre la variation de la répétabilité intersession en fonction du cycle de course. Nous pouvons observer un pic de cette répétabilité pour la flexion de genou à 50% et 80% du cycle de course

et 35% pour la flexion de cheville. Les autres répétabilités restent assez stables au cours du cycle. La répétabilité moyenne intersession de la cinématique varie entre 2.7° pour l'obliquité du bassin à 8.0° pour l'abduction de la cheville (Tableau 15). Globalement, les répétabilités sont très similaires pour les trois propositions et similaires à celle de la marche sauf pour la flexion de hanche et l'antéversion du bassin où l'on peut observer un gain de deux degrés.

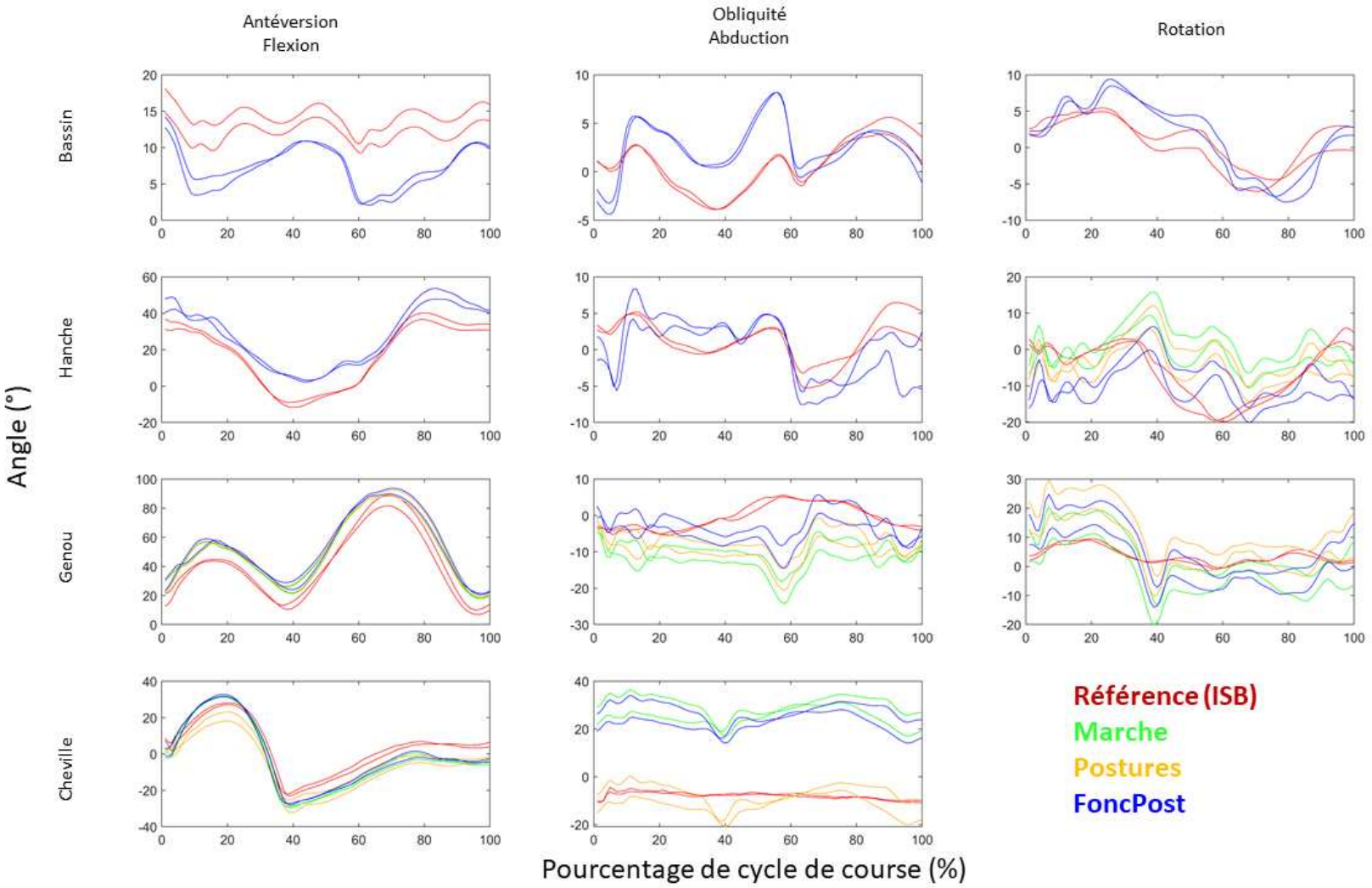


Figure 34: Cinématique obtenue pour un sujet pendant deux cycles de course. La cinématique de référence est en rouge, la cinématique avec les centrales inertielles avec calibrage « Marche » en vert « Postures » en orange et « FoncPost » en bleu. Les courbes de « Marche », « Postures » et « FoncPost » sont superposées pour le bassin et la flexion et abduction de hanche.

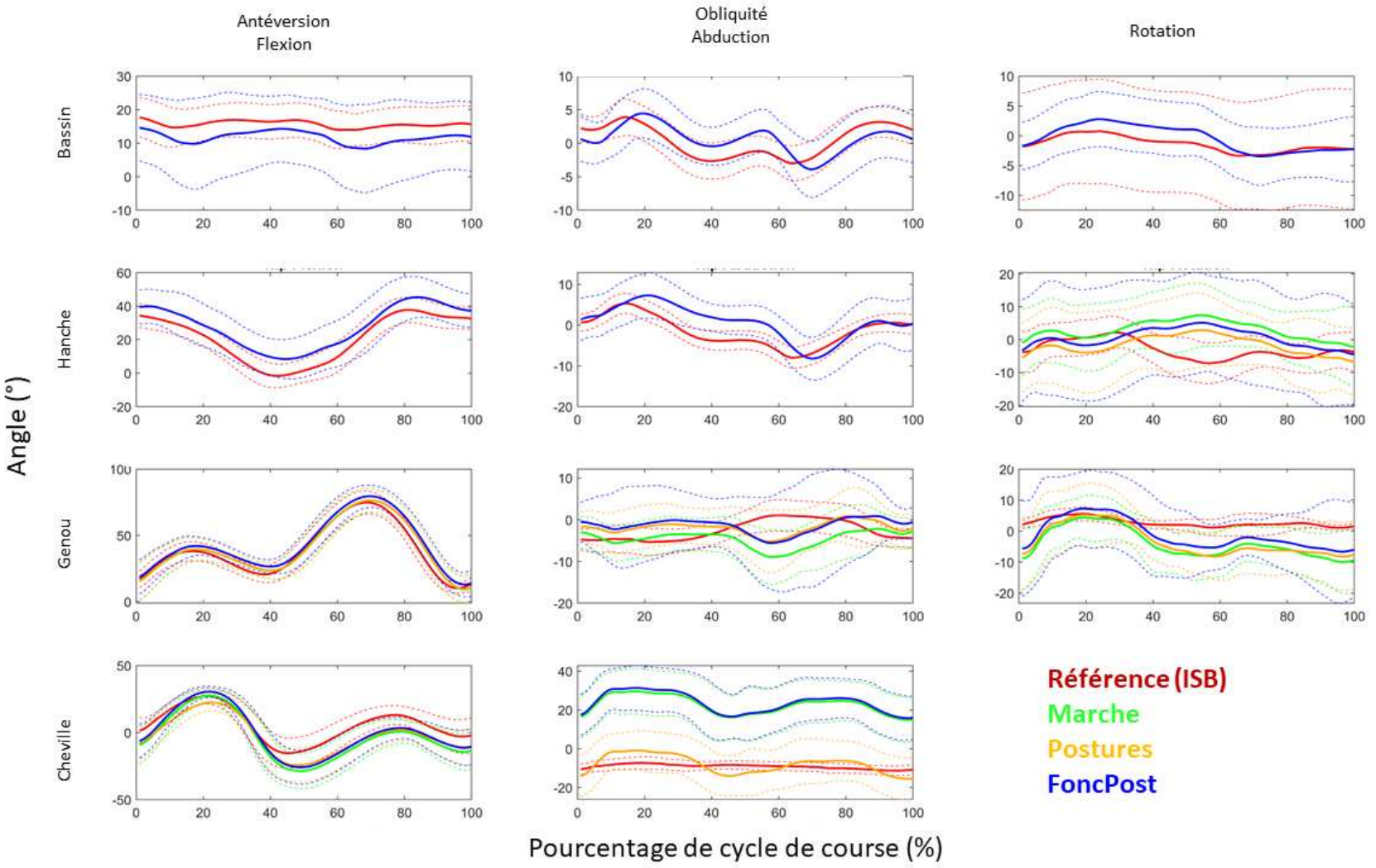


Figure 35: Cinématique moyenne obtenue pour tous les sujets pendant deux cycles de course. La cinématique de référence est en rouge, la cinématique avec les centrales inertielles avec calibrage « Marche » en vert « Postures » en orange et « FoncPost » en bleu. Les courbes de « Marche », « Postures » et « FoncPost » sont superposées pour le bassin et la flexion et abduction de hanche.

Tableau 15: RMSE, coefficients de corrélation (CC), différence d'amplitude de mouvement (ROM) moyen (écart-type) et répétabilité pour les trois propositions de cinématique pour la course.

		Antéversion /Flexion				Obliquité/Abduction				Rotation			
		RMSE (°)	**CC**	**ΔROM (°)**	**Répet (°)**	**RMSE (°)**	**CC**	**ΔROM (°)**	**Répet (°)**	**RMSE (°)**	**CC**	**ΔROM (°)**	**Répet (°)**
BASSIN	**Marche Postures FoncPost**	9.3(5.5)	0.46(0.26)	5.8(3.8)	6.6	4(2.2)	0.55(0.26)	1.7(1.9)	2.7	5(7.7)	0.73(0.29)	3.2(3.5)	3.6
HANCHE	**Marche**	11.4(6.6)	0.94(0.04)	-1(4.8)	6.4	5.3(2)	0.72(0.16)	2.9(3.6)	3.8	11.2(5.1)	0.35(0.2)	6.8(10.7)	4.4
	Postures	11.4(6.6)	0.94(0.04)	-1(4.8)	6.4	5.3(2)	0.72(0.16)	2.9(3.6)	3.8	11.6(4.6)	0.35(0.2)	6.8(10.7)	4.0
	FoncPost	11.4(6.6)	0.94(0.04)	-1(4.8)	6.4	5.3(2)	0.72(0.16)	2.9(3.6)	3.8	13.2(8.7)	0.35(0.2)	6.8(10.7)	4.8
	Anova	F = 0	F = 0	F = 0		F = 0	F = 0	F = 0		F = 0.62	F = 0.05	F = 0	
	p-value	p = 1	p = 1	p = 1		p = 1	p = 1	p = 1		p = 0.54	p = 0.95	p = 1	
	Post-hoc												
GENOU	**Marche**	8.9(4.7)	0.97(0.05)	3.6(3.7)	5.0	7(3)	0.37(0.27)	6.5(4.4)	3.7	9.4(4.1)	0.54(0.24)	18.3(5.7)	4.6
	Postures	8.8(4.7)	0.97(0.05)	3.4(3.8)	5.2	6.8(2.8)	0.32(0.24)	6(3.9)	3.4	10.2(4)	0.53(0.26)	17.8(5.3)	5.8
	FoncPost	8.7(5.4)	0.97(0.05)	3.1(3.9)	5.0	9.1(4)	0.47(0.21)	9.5(5.7)	4.3	11.7(5.7)	0.58(0.27)	19.6(5.7)	5.3
	Anova	F = 0	F = 1.56	F = 0.05		F = 1.74	F = 10.49	F = 1.78		F = 0.81	F = 0.74	F = 0.1	
	p-value	p = 1	p = 0.22	p = 0.95		p = 0.19	p < 0.01	p = 0.18		p = 0.45	p = 0.48	p = 0.9	
	Post-hoc						P,M < F						
CHEVILLE	**Marche**	11.8(4)	0.95(0.05)	13.9(5.1)	5.3	32.4(10.6)	0.47(0.24)	18.4(7)	4.8	9(3.3)	0.77(0.2)	11.2(6.5)	3.2
	Postures	9.9(3.6)	0.95(0.06)	5(6)	5.4	10.3(4.7)	0.47(0.25)	18(6.3)	8.0	8.7(3.9)	0.72(0.23)	6.4(4.9)	3.2
	FoncPost	10(2.5)	0.95(0.05)	14(5.6)	5.0	33.5(10.5)	0.47(0.24)	19.4(6.8)	5.3	8.3(3.5)	0.76(0.2)	12.3(5.9)	3.1
	Anova	F = 1.46	F = 0.24	F = 9.4		F = 29.34	F = 0.01	F = 0.21		F = 0.17	F = 0.24	F = 3.19	
	p-value	p = 0.24	p = 0.79	p < 0.01		p < 0.01	p = 0.99	p = 0.81		p = 0.84	p = 0.79	p = 0.05	
	Post-hoc			P < M,F		P < M < F							

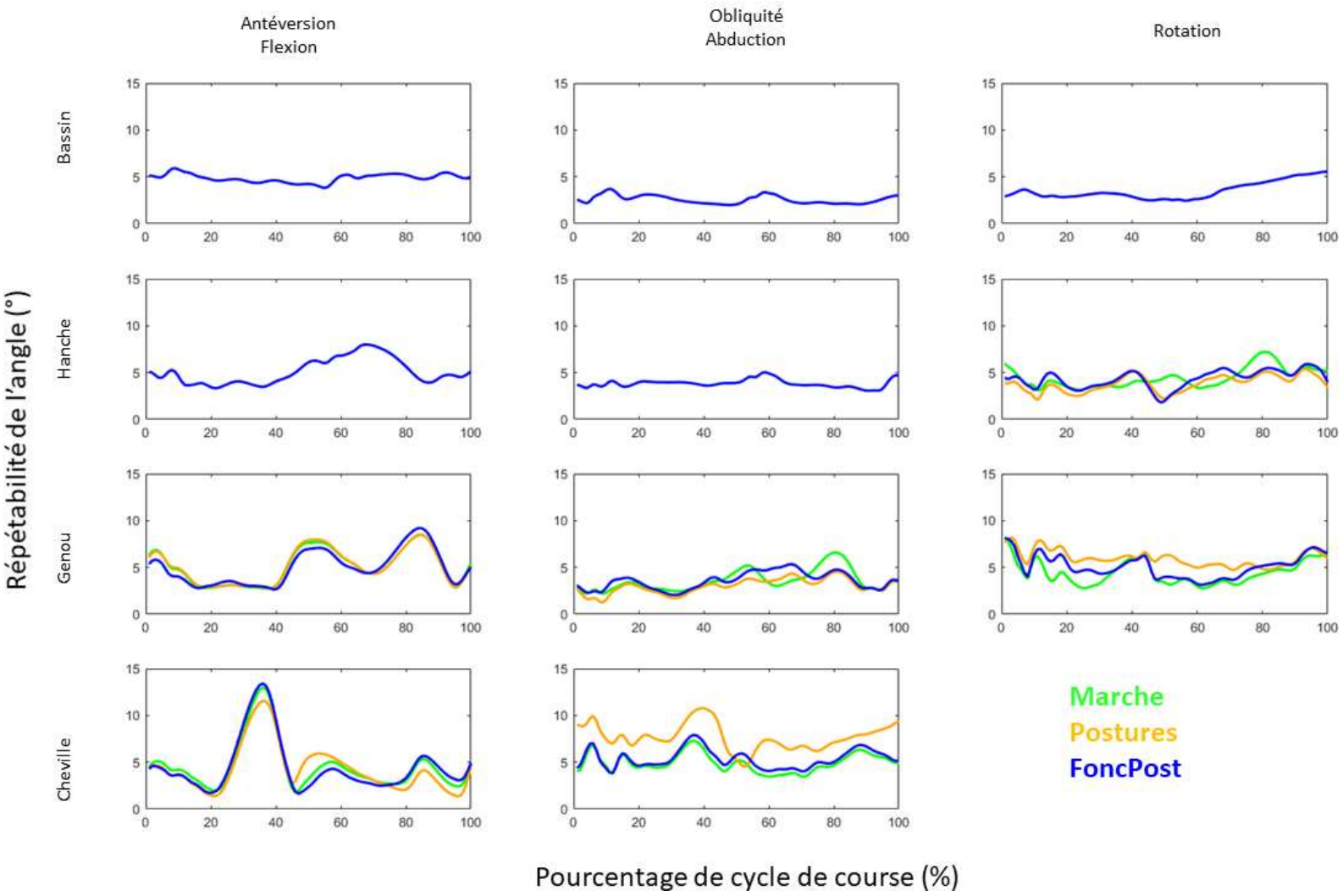


Figure 36: Répétabilité intersession moyenne de la cinématique en pourcentage de cycle de course, avec les calibrages « Marche », en vert « Postures » en orange et « FoncPost » en bleu.

5.3.3. L'ergocycle

La Figure 37 présente la cinématique sur ergocycle d'un sujet avec les trois propositions de calibrage et la Figure 38 présente les cinématiques moyennes et écarts-types. Les résultats pour l'ergocycle sont moins homogènes que pour les autres mouvements. Nous n'avons pas systématiquement une surestimation de la flexion de hanche comme pour la marche et la course, mais nous observons des offsets notables dans le plan sagittal. Ces offsets semblent plus importants pour l'abduction de cheville avec les propositions « Marche » et « FoncPost ». Nous observons aussi une augmentation de l'amplitude de mouvement dans les plans frontal et transverse et plus particulièrement au niveau de la rotation de hanche pour les cinématiques obtenues à partir des centrales inertielles comparativement à celles obtenues avec la référence. Ce phénomène est moins flagrant pour les autres mouvements.

Ces résultats sont confirmés par le Tableau 16. Nous pouvons observer des RMSE allant de 2.9° pour la rotation du bassin à 28.5° pour l'abduction de la cheville pour les propositions « Marche » et « FoncPost ». Si l'on compare aux résultats obtenus avec la marche de manière globale, les RMSE sont plus importantes de quelques degrés. Là encore, la différence de RMSE entre les trois calibrages demeure faible.

Les résultats de l'ANOVA mettent en avant un effet du calibrage sur la RMSE exclusivement dans le plan frontal pour la cheville ($F = 13.89, p < 0.01$). Le test post hoc affiche une RMSE plus petite pour la proposition « Postures » ($10.3° \pm 6.6°$) que pour les propositions « Marche » ($27.7° \pm 11.6°$) et « FoncPost » ($28.5° \pm 10.9°$).

Les coefficients de corrélation sont bons dans le plan sagittal ($CC > 0.97$) sauf pour le bassin qui a une amplitude de mouvement plus petite ($CC = 0.6$). Ces coefficients de corrélation ont tendance à être supérieurs à la course et similaires à ceux de la marche dans le plan sagittal. L'ANOVA n'a révélé aucun effet du calibrage sur les coefficients de corrélations.

Nous pouvons remarquer que pour l'ergocycle les différences d'amplitudes sont moins grandes que pour les autres mouvements entre $0° \pm 1.5°$ pour la rotation du bassin et $7.9° \pm 7.0°$ pour la rotation de hanche avec la proposition « FoncPost ». Il n'y a que la rotation de genou qui présente une différence supérieure à 8° avec $15.8° \pm 10.6°$ pour la proposition « FoncPost ». L'ANOVA ne révèle pas d'effet du calibrage centrale-à-segment sur la différence d'amplitude.

La Figure 39 illustre la variation de la répétabilité intersession en fonction du cycle de pédalage. Nous pouvons observer que cette répétabilité est bien supérieure dans le plan sagittal à celle observée pour la marche et la course, jusqu'à deux fois pour la flexion de hanche et de genou. Les pics de répétabilité élevés sont décalés entre la hanche (18% et 70% du cycle), le genou et la cheville (5% et 65% cycle). Ainsi la répétabilité moyenne intersession de la cinématique varie entre 1.2° pour l'obliquité du bassin à 13.1° pour la flexion de genou (Tableau 16). Généralement, les répétabilités sont très similaires pour les trois propositions sauf pour l'abduction de cheville ou la proposition « Postures » atteint 9.4° par rapport à la « Marche », 4.8° et la « FoncPost », 5.8°.

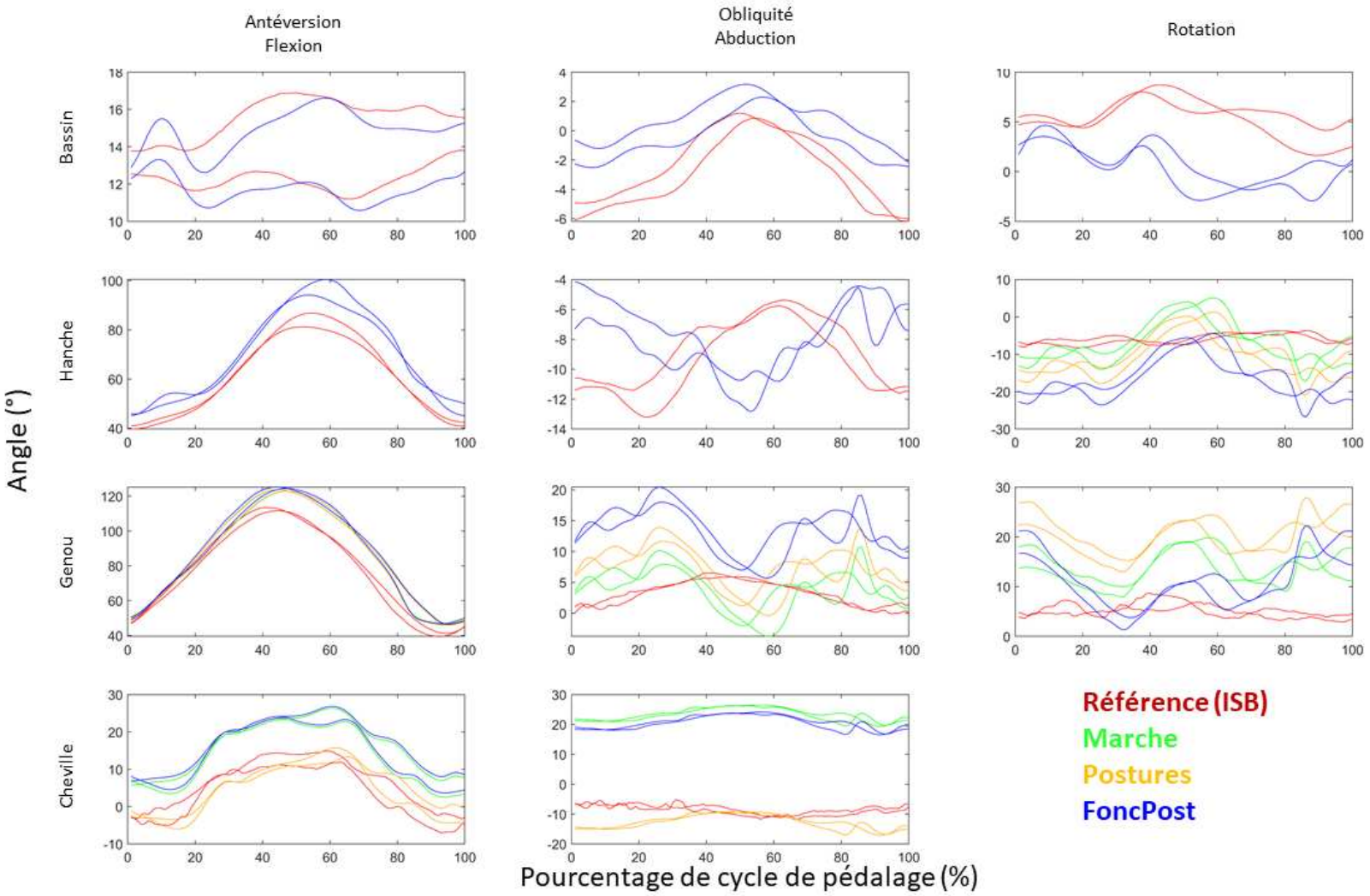


Figure 37: Cinématique obtenue pour un sujet pendant deux cycles d'ergocycle. La cinématique de référence est en rouge, la cinématique avec les centrales inertielles avec calibrage « Marche » en vert, « Postures » en orange et « FoncPost » en bleu.

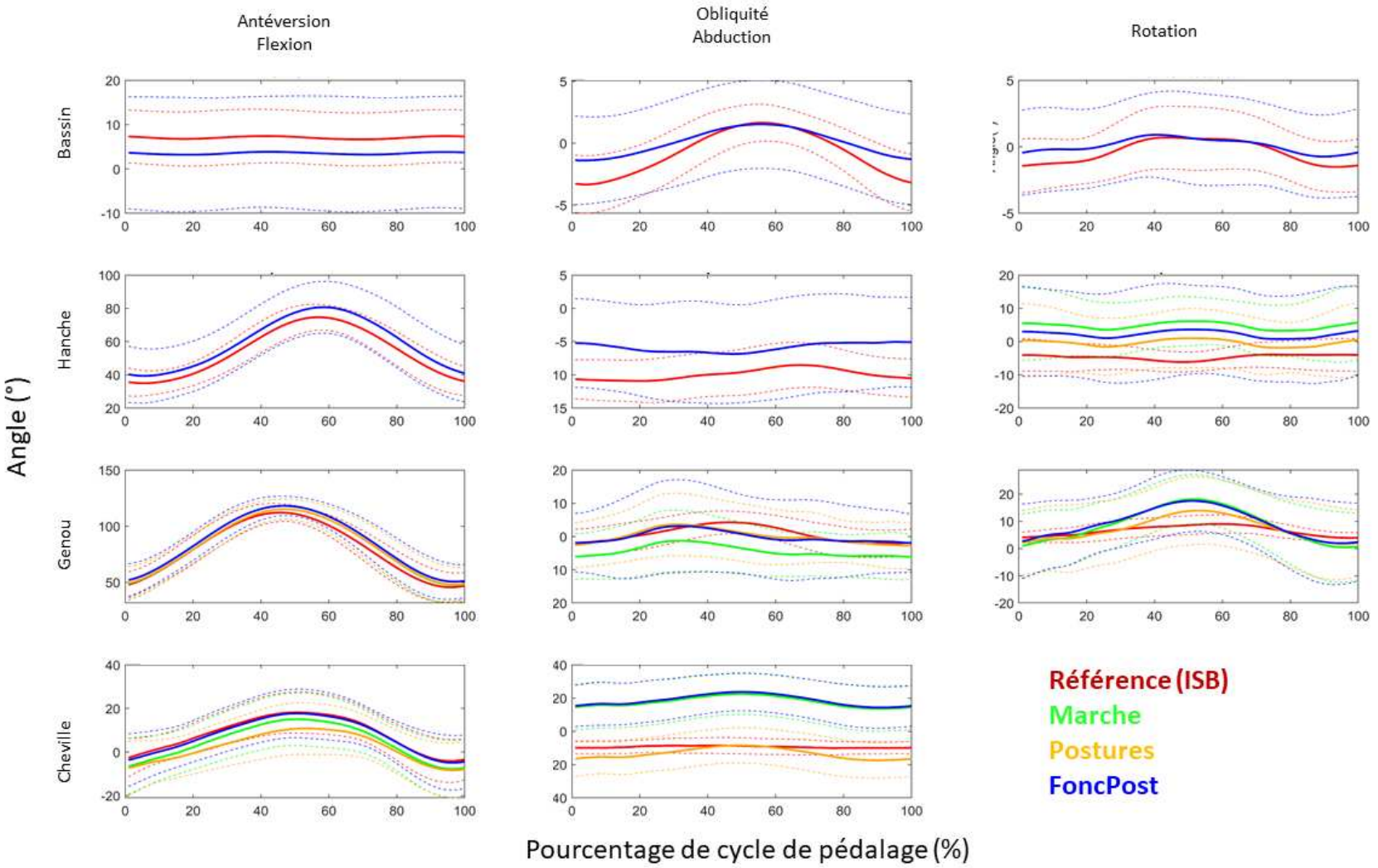


Figure 38 : Cinématique moyenne obtenue pour tous les sujets pendant deux cycles à gauche d'ergocycle. La cinématique de référence est en rouge, la cinématique avec les centrales inertielles avec calibrage « Marche » en vert, « Postures » en orange et « FoncPost » en bleu.

Tableau 16 : RMSE, coefficients de corrélation (CC), différence d'amplitude de mouvement (ROM) moyen (écart-type) et répétabilité pour les trois propositions de cinématique pour l'ergocycle.

		Antéversion /Flexion				Obliquité/Abduction				Rotation			
		RMSE (°)	**CC**	**ΔROM (°)**	**Répet (°)**	**RMSE (°)**	**CC**	**ΔROM (°)**	**Répet (°)**	**RMSE (°)**	**CC**	**ΔROM (°)**	**Répet (°)**
BASSIN	**Marche, Postures, FoncPost**	7.8(7.5)	0.6(0.25)	0.5(0.7)	6.1	3.1(2.4)	0.89(0.19)	-1.9(2.1)	2.0	2.9(2.3)	0.76(0.27)	0(1.5)	1.2
HANCHE	**Marche**	10.5(6.9)	0.99(0.02)	1.9(3)	10.5	6.7(4.3)	0.62(0.28)	1.6(2.5)	2.7	11.4(5.1)	0.47(0.25)	7.9(7)	4.4
	Postures	10.5(6.9)	0.99(0.02)	1.9(3)	10.5	6.7(4.3)	0.62(0.28)	1.6(2.5)	2.7	8.6(4.7)	0.47(0.25)	7.9(7)	3.1
	FoncPost	10.5(6.9)	0.99(0.02)	1.9(3)	10.5	6.7(4.3)	0.62(0.28)	1.6(2.5)	2.7	11.9(7.9)	0.47(0.25)	7.9(7)	3.6
	Anova	F = 0	F = 0	F = 0		F = 0	F = 0	F = 0		F = 1.12	F = 0.04	F = 0	
	p-value	p = 1	p = 1	p = 1		p = 1	p = 1	p = 1		p = 0.33	p = 0.96	p = 1	
	Post-hoc												
GENOU	**Marche**	7.3(4.7)	0.99(0.02)	1.5(3)	13.1	8.3(4.4)	0.5(0.28)	4(7.6)	3.4	9.8(6.4)	0.75(0.25)	15.4(8.7)	5.3
	Postures	7.3(4.8)	0.99(0.02)	1.1(3.1)	12.8	7.1(4.5)	0.51(0.28)	4.8(7.6)	2.4	10.5(7.4)	0.71(0.26)	11(8)	4.9
	FoncPost	7.8(5.2)	0.99(0.02)	1.4(3.3)	13.0	9.3(6.4)	0.49(0.27)	4.6(8)	2.8	10.7(8.1)	0.74(0.27)	15.8(10.6)	3.6
	Anova	F = 0.09	F = 5.04	F = 0.03		F = 0.83	F = 0.06	F = 0.02		F = 0.1	F = 0.45	F = 0.67	
	p-value	p = 0.92	p = 0.01	p = 0.97		p = 0.44	p = 0.94	p = 0.98		p = 0.91	p = 0.64	p = 0.52	
	Post-hoc												
CHEVILLE	**Marche**	6.4(4.3)	0.98(0.02)	1(4.5)	7.7	27.7(11.6)	0.49(0.27)	6.3(5)	4.8	13.6(8.3)	0.69(0.23)	1.2(6.3)	3.0
	Postures	7.5(5)	0.97(0.04)	-2.8(4.1)	7.8	10.3(6.6)	0.49(0.27)	6.7(4.8)	9.4	13.4(8.5)	0.63(0.25)	-0.3(6.7)	2.7
	FoncPost	5.7(2.5)	0.98(0.02)	0.7(4.5)	7.5	28.5(10.9)	0.5(0.27)	6.9(5.1)	5.8	12.5(8.5)	0.69(0.23)	1.4(6.6)	2.9
	Anova	F = 1.41	F = 3.22	F = 0.88		F = 13.89	F = 0.92	F = 0.01		F = 0.09	F = 0.5	F = 0.07	
	p-value	p = 0.25	p = 0.05	p = 0.42		p < 0.01	p = 0.41	p = 0.99		p = 0.91	p = 0.61	p = 0.93	
	Post-hoc					P < M <F							

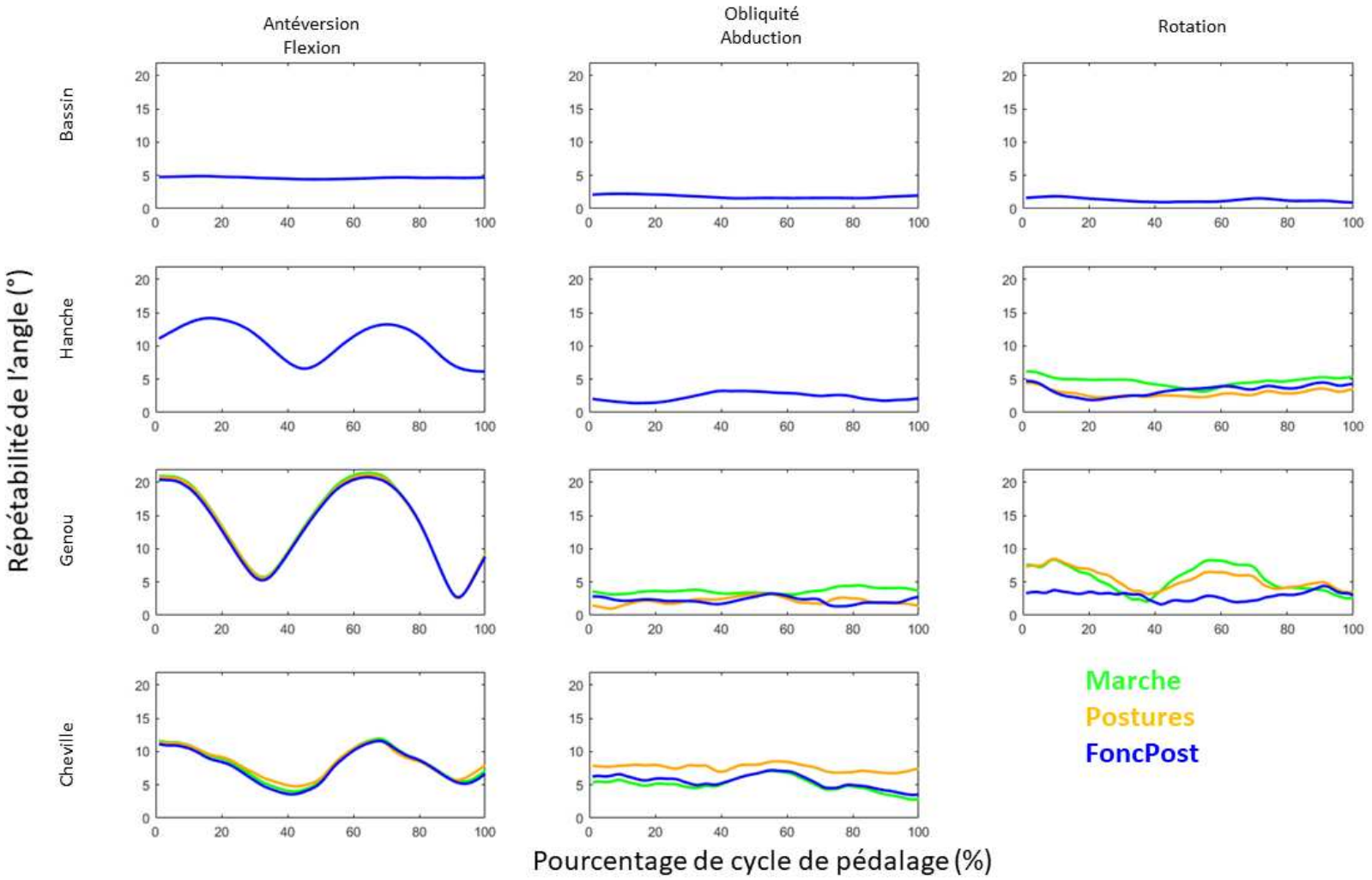


Figure 39: Répétabilité intersession moyenne de la cinématique en pourcentage de cycle de pédalage sur ergocyle, avec les calibrages « Marche » en vert « Postures » en orange et « FoncPost » en bleu.

5.4. Discussion

Dans ce chapitre nous avons abordé l'effet de différentes combinaisons de calibrages centrale-à-segment sur la cinématique articulaire des membres inférieurs obtenue cette fois-ci à partir de centrales inertielles, et ce, au cours de différentes activités. Les calibrages comparés ici sont extraits du Chapitre 4. Trois combinaisons ont été extraites à partir des postures et mouvements sélectionnés : la proposition « Marche » qui exploite deux postures et un mouvement de marche, la plus répétable, la proposition « Postures » qui est la plus simple à mettre en place avec deux postures et enfin la proposition « FoncPost » qui exploite le plus de postures et mouvements, mais serait la combinaison la plus juste. Ces trois propositions exploitent les postures debout, postures assises, le dispositif du bassin, les flexions du genou, la marche et la rotation de hanche jambe tendue.

Il est important de souligner que très peu de propositions ont été effectuées dans la littérature pour obtenir la cinématique complète des membres inférieurs à partir de centrales inertielles. Le plus souvent soit l'étude se concentre sur une articulation (Cordillet et al., 2019; Favre et al., 2009; O'Donovan et al., 2007) ou alors exclusivement dans le plan sagittal (Liu et al. 2009; Tadano et al., 2013; Takeda et al., 2009). À notre connaissance, seules quatre études présentent des méthodologies de calibrage centrale-à-segment pour obtenir la cinématique des membres inférieurs avec des centrales inertielles dans tous les plans (Ferrari et al., 2013; Lebleu et al., 2020; Nazarahari & Rouhani, 2019; Picerno et al., 2008a). Et encore, seulement une seule présente la cinématique du bassin (Lebleu et al., 2020).

Les erreurs sur la cinématique articulaire restent encore importantes puisqu'elles se situent en termes de RMSE entre 2.6° et 14°sauf pour l'abduction de cheville pour laquelle la RMSE atteint 34° avec les propositions « Marche » et « FoncPost ». Ces erreurs sont souvent supérieures à celles observées dans la littérature. Par exemple, Nazarahari et Rouhani (2019) présentent des erreurs sous forme de RMSE autour de 3° pour les flexions de hanche, genou et cheville avec un calibrage fonctionnel consistant en des flexion/extension et abduction/adduction de la hanche jambe tendue. L'étude de Cordillet et al. (2019) présente des erreurs de 4.8° pour la flexion du genou lors d'un mouvement de pédalage alors que nous obtenons 7.3° pour un calibrage similaire. Lebleu et al. (2020) ont, quant à eux, des erreurs allant de 0.9° pour l'antéversion du bassin à 4.1° pour la flexion du genou avec un calibrage similaire à la proposition « Postures ». Ces écarts avec notre étude peuvent s'expliquer par la cinématique de référence utilisée. Ces études fixent en effet les centrales inertielles sur des plates-formes rigides sur lesquelles des marqueurs sont positionnés, ces plates-formes sont parfois nommées clusters. Ainsi la méthode de référence utilisée avec les systèmes optoélectroniques est proche de la méthode CAST (A Cappozzo et al., 1995). Une phase initiale statique permet de localiser les points anatomiques et ainsi

les repères segmentaires dans le repère technique des clusters. Ce sont ensuite exclusivement ces clusters qui sont traqués et sont utilisés pour obtenir l'orientation des repères segmentaires de référence lors des mouvements. De ce fait, les marqueurs et les centrales inertielles subissent les mêmes artefacts de tissus mous et mesurent les mêmes orientations aux erreurs de mesures des capteurs et de l'algorithme de fusion près. Il n'est donc pas surprenant qu'avec cette méthode les erreurs entre la cinématique de référence et celles obtenues avec les centrales inertielles soient inférieures à celles de notre étude. Quelques rares études ne traquent pas des clusters positionnés sur les centrales, mais bien des marqueurs directement positionnés sur les segments (Favre et al., 2009; Ferrari et al., 2010; Kianifar et al., 2019; Tadano et al., 2013). Dans ce cas, les RMSE sont plus proches des nôtres. Par exemple Tadano et al. (2013) effectuent un calibrage similaire à la proposition « Postures » et obtiennent des résultats similaires aux nôtres pour la marche, avec une RMSE moyenne de 10.1° pour la flexion de hanche, de 7.9° pour la flexion du genou et 9.7° pour la flexion de cheville.

Les profils cinématiques sont relativement bien respectés dans le plan sagittal de la hanche, genou et pied, de façon similaire à ce que l'on peut trouver dans la littérature puisque les coefficients de corrélation sont supérieurs à 0.90 (Duong et al., 2019; Lebleu et al., 2020; Nazarahari et al., 2019b; Palermo et al., 2014; Tadano et al., 2013). Moins d'études présentent les résultats dans les autres plans et souvent la référence est basée sur les clusters. Ainsi les valeurs de coefficients de corrélation dans notre étude se retrouvent plus faibles (entre 0.44 et 0.88) que les 0.70 relevés dans la littérature basée sur la méthode clusters (Ferrari et al., 2010; Palermo et al., 2014).

La répétabilité intersession de la cinématique a été peu étudiée dans la littérature. Nos résultats sont similaires à la littérature pour les plans frontal et transverse (1.1° à 7.3°), mais supérieurs dans le plan sagittal (1.5° à 2.0°) (Picerno et al., 2008a). Là encore, dans l'étude de Picerno et al., ce sont des clusters qui sont utilisés comme référence et la répétabilité est calculée pendant la posture debout et non pendant un mouvement (Picerno et al., 2008a).

Globalement, nous observons un impact de la méthode de calibrage sur la cinématique. Il faut rappeler que pour le bassin, la méthode était similaire pour les trois propositions, la cinématique est donc identique.

Dans le plan sagittal, seules des différences sur les amplitudes articulaires sont observées, le calibrage « Postures » présente des écarts moindres avec la référence, surtout au niveau de la cheville, que les deux autres méthodes.

Il peut paraître un peu surprenant que les erreurs de RMSE soient plus importantes pour la cinématique de la hanche que pour la cinématique de genou. En effet, l'étude précédente affichait des

erreurs d'estimation des axes longitudinaux et médio-latéraux plus importantes pour les fémurs et tibias que pour le bassin. Obtenir des erreurs plus importantes pour les rotations entre les deux repères les moins justes semblait aller de soi. Ces résultats témoignent peut-être du problème de la référence ou bien que les erreurs se compensent.

Dans le plan frontal, nous pouvons noter une différence nette entre la proposition « Postures » et les deux autres au niveau de l'abduction de cheville. La RMSE moyenne au niveau de l'abduction de la cheville pour la proposition « Marche » et « FoncPost » avoisine les 30°. Cela paraît étonnant puisque la proposition « Marche » permettait de définir l'axe médio-latéral du pied de façon la plus juste (Tableau 9) dans le Chapitre 4. Or dans ce chapitre nous utilisions des marqueurs pour sélectionner les calibrages les plus appropriés. Avec les centrales inertielles, la mesure du mouvement est concentrée sur une petite surface, la centrale est aussi plus lourde. Nous faisons également l'hypothèse que le pied est considéré comme un seul segment rigide, ce qui n'est pas le cas, même si cette hypothèse reste largement répandue en analyse du mouvement humain (Deschamps et al., 2011). Chacun de ces paramètres peut induire une erreur dans la définition de l'axe médio-latéral du pied lors du mouvement de marche où le pied est fortement sollicité en vitesse et en accélération.

Néanmoins, les différences de cinématique obtenues entre les trois propositions sont faibles, cela peut s'expliquer par le fait que le calibrage centrale-à-segment est similaire. Par conséquent les vecteurs et axes segmentaires obtenus sont similaires. D'après une étude complémentaire présentée en Annexe 5, la plus grande erreur dans la cinématique serait toutefois bien imputable au calibrage centrale-à-segment. En effet, dans cette étude, la mesure inertielle a encore une fois été simulée à partir de données provenant d'un système optoélectronique. Comparativement à la référence, la RMSE obtenue avec les quaternions simulés est plus faible que la RMSE obtenue avec les centrales inertielles, mais est assez proche. Ceci laisse à penser que la mesure inertielle est moins « bonne » que la mesure optoélectronique, mais que la plus grande partie de l'erreur est attribuable à la méthode de calibrage.

Nous avons choisi de dissocier les résultats pour chaque activité réalisée. Si cela alourdit la présentation des résultats, cela permet de faciliter le choix d'une méthode en fonction de l'objectif expérimental. Ainsi, au laboratoire, des travaux sont réalisés sur la marche, la course et le pédalage. D'après nos résultats, il n'y a pas de différences remarquables en termes d'effet de la combinaison de calibrage centrale-à-segment pour les différentes activités. Toutefois, nous pouvons observer que les erreurs sont différentes en fonction des activités étudiées. Ainsi, dans le plan sagittal, l'erreur obtenue pour la hanche est plus importante pendant la course que pendant la marche. Ce phénomène peut

être dû aux artefacts induits par les tissus mous de la cuisse qui sont plus présents dans le cas de la course (Camomilla et al., 2017a; Reinschmidt et al., 1997).

Le profil cinématique est globalement moins respecté dans les plans frontal et transverse pour les activités course et pédalage qui sont plus rapides et plus amples. La première est bien connue et due au formalisme des angles articulaires : les angles d'Euler. Ces angles s'expriment par une séquence de trois rotations, malheureusement ceci engendre une amplification des erreurs entre la première rotation, dans le plan sagittal, la seconde, dans le plan frontal, et la dernière, dans le plan transverse. D'autres sources d'erreurs peuvent être évoquées. Ces erreurs peuvent être attribuables au calibrage qui ne serait pas parfait et donc générerait des mouvements parasites dans ces plans comme cela peut être observable sur la référence aussi lorsque les marqueurs sont mal placés (Ferrari et al., 2008; Frigo & Rabuffetti, 1998). De plus, des mouvements plus amples pourraient induire plus d'artefacts de tissus mous engendrant des mouvements dans ces plans. Un dernier élément pourrait aussi expliquer ces erreurs et pourrait être imputable à la mesure inertielle potentiellement moins bonne lors d'amplitude, de vitesse ou d'accélération importantes (Bhardwaj et al., 2018; Ricci et al., 2016). Un paramétrage optimal et adapté à l'activité de l'algorithme de fusion serait donc nécessaire (Nazarahari & Rouhani, 2021a).

Concernant les profils cinématiques, nous pouvons observer des oscillations importantes à la hanche et au genou et parfois à la cheville lors de la pose du pied pendant la marche. Cela semble là aussi témoigner de la présence d'artefacts de tissus mous plus importants que ceux observés avec la référence. On peut penser que les artefacts de tissus mous ont plus d'impact sur la mesure de la cinématique lors de l'usage de centrales inertielles. En effet, ces artefacts induisent des vitesses et accélérations supplémentaires qui pourraient générer des erreurs sur le calcul de l'orientation. Qui plus est, comme déjà indiquée, la mesure s'effectue en une seule localisation alors que plusieurs marqueurs sont positionnés sur un segment lors de l'utilisation de systèmes optoélectroniques. Nous pouvons imaginer que des études comparant la cinématique obtenue par des clusters à celle obtenue basée sur le suivi des points anatomiques à partir de système optoélectronique aient des résultats similaires en termes d'artefacts de tissus mous qu'avec des centrales. Effectivement, ces études confirment la présence d'amplitudes articulaires supérieures avec les clusters dans le plan transverse du genou et de la hanche (Collins et al., 2009; Alberto Ferrari et al., 2008; Kerkhoff et al., 2020). De plus, une étude observe bien la présence d'oscillations au niveau de l'abduction/adduction et rotation du genou, qui ne sont pas présentes avec les modèles basés exclusivement sur les points anatomiques, lors du contact au sol d'un saut (Kerkhoff et al., 2020).

Nos résultats montrent que la répétabilité de la mesure varie en fonction du cycle du mouvement. De manière assez intrigante, si l'évolution au cours du cycle de la répétabilité est assez semblable pour la marche aux résultats de Chia et Sangeux (2017), notamment pour le genou et la cheville dans le plan sagittal, c'est à la répétabilité inter-essai qu'elle ressemble le plus. Par exemple, on retrouve bien les pics de variabilité au début et en fin de phase d'oscillations (soit à 60% puis 90% du cycle de marche). Les valeurs relevées dans notre étude sont toutefois plus importantes que celles de l'étude de Chia et Sangeux. Plusieurs origines sont possibles. La mesure de l'orientation de la centrale peut être influencée par l'accélération (Ricci et al., 2016), les artefacts de tissus mous (Leardini et al., 2005) ou encore par la présence de champ magnétique non homogène dans l'espace de mesures. Par ailleurs, nous observons une variation de la répétabilité au cours d'un cycle de marche. Mais ni Chia et Sangeux, ni Schwartz et al. qui observent ces mêmes variations ne formulent d'hypothèses quant à leur origine (Chia & Sangeux, 2017; Schwartz et al., 2004). Il s'agit vraisemblablement d'un effet de variation intra-sujet plus marquée à différents instants du cycle de marche combinés à des perturbations aléatoires de la mesure plus marquées à certains instants. Mais comme la variabilité n'est pas normalisée par rapport à l'angle mesuré, il est assez hasardeux d'aller plus loin dans les propositions.

Cette étude présente elle aussi différentes limites. La plus importante à prendre en compte dans cette étude est là encore la référence utilisée qui n'est pas considérée comme le gold standard, mais comme silver standard. En effet nous pouvons observer des différences moyennes de cinématique inter méthodes entre 2° et 5°, mais qui peuvent atteindre 15° dans le plan transverse du genou au moment de la pose du pied (Collins et al., 2009; Ferrari et al., 2008). De ce fait, les erreurs relevées avec la mesure provenant de centrales inertielles sont à relativiser.

Les sujets qui ont participé à cette étude étaient tous asymptomatiques. En contexte clinique les patients peuvent avoir des limites de capacité principalement d'amplitude de mouvements, des difficultés à tenir certaines postures, des impossibilités à étendre la jambe ou avoir les pieds à plat et parallèles. De ce fait, les propositions de calibrage centrale-à-segment faites pourraient ne pas être adaptées aux populations pathologiques.

Nous pouvons aussi regretter que les mouvements qui sont utilisés pour comparer les cinématiques soient des mouvements principalement effectués dans le plan sagittal. Les résultats dans les autres plans étant peu amples, il est nécessaire d'interpréter les résultats avec précaution dans ces autres plans. D'autres mouvements hors plan sagittal pourraient être étudiés.

Ensuite, à cause d'une défaillance de l'une des centrales, les résultats ne portent que sur la jambe gauche. Nous observions une variation de la rotation de hanche incohérente visible sur la Figure 40.

Les deux courbes vertes présentent un décalage de plus de 20° alors qu'elles illustrent la cinématique pour une même jambe avec le même calibrage centrale-à-segment, mais sur deux essais différents. Nous avons initialement pensé à un problème de définition de repère global commun pour les centrales inertielles, problème qui est connu. Le repère terrestre North/West/Up est le repère global commun, mais certaines études montrent la présence d'une rotation autour de l'axe vertical qui serait due à une erreur de définition du Nord magnétique (Simonetti, 2020). Seulement, l'anomalie subsistait après l'application d'une procédure permettant de définir un nouveau repère commun. Ce problème souligne que la mesure inertielle est encore imparfaite et qu'il est important de pouvoir avoir un retour sur ce que mesure la centrale pour anticiper ce type de problème.

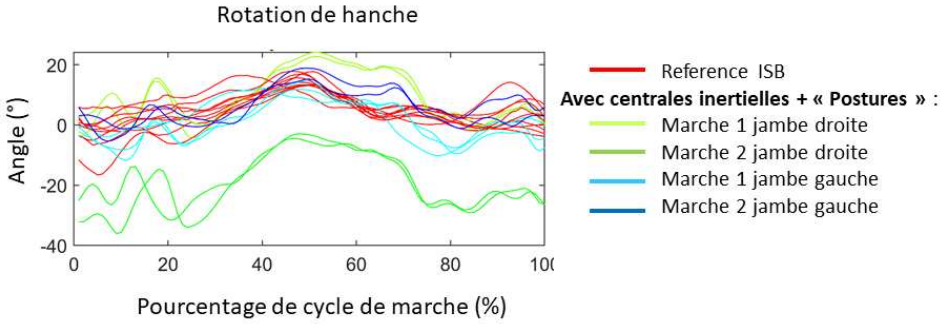


Figure 40: Cinématique d'un sujet présentant une anomalie de rotation de hanche en pourcentage de cycle de marche pour les deux cycles des deux marches testées. En rouge la cinématique obtenue avec la référence ISB, puis la cinématique obtenue avec les centrales inertielles après calibrage « Postures » pour la première marche sur la jambe droite en vert clair, jambe gauche en bleu clair, pour la seconde marche sur la jambe droite en vert foncé et la jambe gauche en bleu foncé.

Enfin nous avons choisi différents critères de sélection, l'erreur moyenne quadratique, le coefficient de corrélation, la différence d'amplitude et la répétabilité pour respectivement définir l'erreur de la cinématique, le respect du profil et le respect de l'amplitude du mouvement. Mais chacun de ces critères, étant des moyennes, ils ont leurs limites d'interprétation. Elles peuvent gommer certaines spécificités. Ainsi des calculs complémentaires spécifiques à la comparaison de méthodes pourraient être effectués, comme la méthode de Bland-Altman (Myles & Cui, 2007).

Par conséquent, si l'on prend en compte les différentes limites et les critères de sélection précédemment choisis la méthode « Postures » paraît la plus adaptée. Malgré le fait que les propositions ne présentent pas de différence majeure pour la plupart des articulations, la proposition « Postures » présente une meilleure justesse pour l'abduction de cheville. Qui plus est cette proposition présente le moins de contraintes à la réalisation. Elle ne nécessite que deux postures et un dispositif ; elle est donc rapide et simple à mettre en place.

5.5. Conclusion

Nous avons testé trois combinaisons de calibrage centrales-à-segment issues de nos résultats du chapitre précédent pour obtenir la cinématique des membres inférieurs à partir de centrales inertielles. Les combinaisons proposées ont finalement assez peu d'influence sur la cinématique. Pour une population non pathologique, la meilleure combinaison selon les critères de justesse, répétabilité et d'usage serait donc la posture debout contrôlée et la posture assise jambe tendue ainsi que l'utilisation du dispositif du bassin.

Toutefois, les résultats de cette étude doivent être pris avec précaution, car la référence utilisée n'est pas un gold standard. On peut également faire remarquer que l'artefact des tissus mous semble impacter particulièrement la mesure inertielle. Ainsi, afin de limiter ces effets l'utilisation d'une optimisation multisegmentaire pourrait être appropriée.

Synthèse du calibrage centrale-à-segment

Pour obtenir la cinématique des membres inférieurs à partir de centrales inertielles, le calibrage centrale-à-segment constitue une des étapes clés. En effet, afin de connaître l'orientation des segments les uns par rapport aux autres il est nécessaire de connaître le passage entre le repère de la centrale et le repère du segment. Pour cela nous avons répertorié les différents calibrages centrale-à-segment présents dans la littérature et les avons comparés dans un premier chapitre. Dans ce chapitre, le système optoélectronique était le seul système utilisé, cela permet d'être exempt des effets des mesures des capteurs ainsi que de l'algorithme de fusion. Ainsi nous avons comparé les vecteurs obtenus à partir des calibrages étudiés et ceux obtenus à partir de la référence. Différents critères de sélection ont été utilisés, le premier est un critère de justesse, le second de répétabilité et un dernier sur l'usage du calibrage. Ainsi pour les axes longitudinaux, la posture debout, le dispositif du bassin et la rotation de jambe complète ont été sélectionnés. Et deux postures et deux mouvements fonctionnels ont été sélectionnés pour définir les axes médio-latéraux : les postures debout et assise, la flexion extension du genou active et la marche.

À la suite de cette sélection, dans le chapitre suivant, nous avons combiné ces calibrages pour obtenir trois combinaisons :

- Une combinaison « Marche » exploitant les postures et le mouvement de marche, qui paraissait être la plus répétable,
- Une combinaison « Postures » exploitant exclusivement les postures,
- Une combinaison « FoncPost » considérée comme meilleure en termes de justesse.

Les résultats de cinématique, obtenus dans le chapitre 5, après l'application des trois calibrages centrale-à-segment avec les centrales inertielles mettent en avant une proposition : la combinaison « Postures ». Elle présente le meilleur compromis justesse/répétabilité/usage. Mais les erreurs obtenues sur les cinématiques restent importantes et sont plus marquées dans les plans transverses qui sont les plus sujets aux artefacts de tissus mous. Avec les centrales inertielles, la mesure de l'orientation du segment est concentrée sur une petite surface et non répartie sur le segment comme cela peut être le cas avec les marqueurs. Cela peut accroître les erreurs associées à des mouvements parasites par rapport au segment. Pour la mesure optoélectronique, il a été proposé d'utiliser l'optimisation multisegmentaire qui permet de contraindre la cinématique pour correspondre à un modèle prédéfini est très fréquemment utilisée pour limiter ces artefacts (Begon et al., 2018). L'intérêt de cette possibilité sera testé dans la prochaine partie.

Partie 3 Cinématique articulaire avec les centrales inertielles : intérêt de l'optimisation multisegmentaire

L'étape de calibrage centrale-à-segment qui permet de connaître l'orientation relative des centrales par rapport aux segments osseux a été abordée dans la partie 2 de ce manuscrit. Différentes méthodes et combinaisons ont pu être comparées et sélectionnées suivant trois critères : leur justesse, leur répétabilité et leur usage. Même si sur les deux premiers critères les différentes combinaisons sont relativement similaires, la méthode dite « Postures » semble plus intéressante du point de vue du critère de facilité d'utilisation puisqu'elle ne nécessite en effet que le maintien de deux postures par le sujet et un dispositif (Palermo et al., 2014) .

Toutefois, cette méthode présente malheureusement encore une précision perfectible puisque des erreurs de l'ordre de 5° à 10° sont observées sur la cinématique comparativement à la méthode de référence. Seulement, cette cinématique a été obtenue par « cinématique directe », c'est-à-dire en calculant l'orientation relative des repères des segments distaux par rapport aux segments proximaux obtenus à la suite du calibrage. C'est cette méthode que nous avons utilisée au chapitre 5 pour évaluer la justesse et la répétabilité des méthodes de calibrage sur la cinématique. Mais les centrales inertielles sont des dispositifs qui sont plus volumineux et lourds que des marqueurs et peuvent donc être particulièrement sensibles aux artefacts de tissus mous. Comme évoqué dans la revue de littérature (Pacher et al., 2020), il existe différentes manières d'obtenir la cinématique articulaire, et une solution fréquemment utilisée pour limiter ces artefacts en analyse du mouvement, emploie les chaînes cinématiques avec optimisation multisegmentaire. Dans le cadre de leur utilisation avec les systèmes optoélectroniques, elles sont pilotées par les trajectoires de marqueurs positionnés sur le sujet. Le principe est de minimiser la différence entre les trajectoires mesurées expérimentalement et les trajectoires dérivées du modèle qui est composé de contraintes rigides et cinématiques (Begon et al., 2018). Par ce principe les marqueurs sont rigidement liés aux segments, ce qui permet de corriger les trajectoires mesurées qui peuvent être perturbées par les artefacts de tissus mous. Dans le cas des centrales inertielles, les données obtenues sont des orientations, accélérations linéaires, vitesses angulaires et champ magnétique. Ainsi les données pour piloter une chaîne cinématique sont toutes autres. Si différentes propositions ont été faites dans la littérature (Cooper et al., 2009; Al Borno et al., 2021; Roetenberg et al., 2009), elles n'ont à notre connaissance pas été comparées. Dans cette partie, nous étudierons donc l'apport de chaînes cinématiques pour obtenir la cinématique des membres inférieurs.

Pour cela, nous allons comparer deux propositions dans un premier chapitre (chapitre 6). La société Xsens (Enschede, Pays-Bas) propose un processus clé en main pour obtenir la cinématique à partir d'une optimisation multisegmentaire (Schepers et al., 2018). Malheureusement avec cette proposition nous ne connaissons pas la méthode de calibrage utilisée, les caractéristiques de la chaîne cinématique, ni sa méthode de pilotage. De plus, ce modèle est commercialisé avec un coût important et n'est utilisable qu'avec les centrales inertielles de la société Xsens. Malgré tout, c'est un modèle qui est déjà utilisé dans le cadre de l'analyse du mouvement (Fong et al., 2010; Poitras et al., 2019; Tao et al., 2012).

Nous avons choisi d'évaluer une seconde proposition open source, gratuite, sans restriction, offerte sous la forme de l'extension OpenSense du logiciel de modélisation musculosquelettique OpenSim (Stanford, États-Unis). Nous pouvons ici maîtriser le calibrage, le pilotage et les contraintes de la chaîne cinématique (Al Borno et al., 2021). Cette chaîne cinématique n'est pilotée que par l'orientation des centrales inertielles dans un repère commun, orientation pouvant être obtenue avec n'importe quelle centrale inertielle.

Il aurait été envisageable de créer notre propre méthode d'optimisation, mais la proposition d'OpenSense nous permet d'accéder à toutes les fonctionnalités que propose OpenSim. Or, OpenSim permet d'effectuer des analyses de dynamiques inverses, mais aussi des analyses musculosquelettiques ce qui peut se révéler intéressant pour de futures études. Il semblait donc pertinent de tester cette proposition plutôt que de développer une nouvelle méthode.

Un second chapitre (chapitre 7) abordera l'effet de la redondance d'informations sur la cinématique obtenue par optimisation multisegmentaire. Nous allons modifier la chaîne cinématique proposée par OpenSense pour multiplier le nombre de centrales pilotant l'orientation des membres inférieurs. Ainsi l'optimisation multisegmentaire devra trouver un compromis entre les différentes orientations obtenues pour le segment. L'objectif est ici d'estimer l'impact de l'augmentation du nombre de points de mesure.

Cette partie a donc pour objectif de déterminer la contribution de l'optimisation multisegmentaire pour l'obtention de la cinématique de membre inférieur à partir de centrales inertielles.

Chapitre 6 Effet de l'optimisation multisegmentaire sur la cinématique des membres inférieurs avec centrales inertielles

6.1. Introduction

Dans ce chapitre, nous allons comparer quatre cinématiques différentes, la première constituant la référence obtenue à partir du système optoélectronique et trois cinématiques obtenues à partir des centrales inertielles. L'une de ces trois cinématiques est la cinématique « Directe », obtenue à partir de l'orientation des centrales inertielles et du calibrage centrale-à-segment « Postures ». Elle sert de point de comparaison pour évaluer l'apport des chaînes cinématiques. Une seconde cinématique fait appel à la méthode d'optimisation du modèle MVN commercialisée par l'entreprise Xsens (Schepers et al., 2018). Elle sera nommée « Xsens ». La publication décrivant ce modèle ne permet pas de connaître en détail les différentes méthodes utilisées, que ce soit le type de chaîne cinématique, le type de pilotage ou encore le type de calibrage centrale-à-segment utilisé (Schepers et al., 2018). Une dernière cinématique est ainsi étudiée, cinématique obtenue par le biais de l'extension OpenSense du logiciel d'OpenSim (Stanford, Etats-Unis) permettant d'optimiser la cinématique par l'intermédiaire de centrales inertielles (Al Borno et al., 2021). Elle sera nommée « OpenSense » dans ce manuscrit. Avec cette proposition nous avons accès à toutes les informations de l'optimisation multisegmentaire, nous pouvons contrôler le calibrage et connaissons la fonction objective utilisée (voir chapitre 3).

6.2. Matériel et méthode

6.2.1. Participants

Dans cette partie, 15 sujets asymptomatiques ont participé 7 femmes et 8 hommes (33.2 ± 9.5 ans, $69.6 \pm 11.65 Kg, 171.9 \pm 8.24\ cm$). Tous les sujets ont donné leurs consentements éclairés pour participer à cette étude. Ces sujets sont différents de l'étude précédente.

6.2.2. Matériel expérimental

Dans cette étude nous allons appliquer la même méthodologie que pour le Chapitre 5 pour la référence. Le système optoélectronique servant de référence était donc là encore composé de 19 caméras (Vicon, Nexus, Oxford, UK) fonctionnant à une fréquence d'échantillonnage de 150 Hz. Le sujet était équipé de 38 marqueurs comme présenté dans le Chapitre 5 et illustré par la Figure 41. Les marqueurs des membres inférieurs ont été placés suivant la proposition CGM2 (Leboeuf et al., 2019).

Dans cette partie nous n'avons cependant pas utilisé les mêmes centrales qu'au Chapitre 5. Ainsi, 7 centrales inertielles de la société Xsens ont ici été utilisées (Enschede, Pays-Bas). Les centrales inertielles ont été positionnées comme le présente la Figure 41, de la même manière que pour le Chapitre 5. Le positionnement des centrales et des marqueurs est en tout point similaire à la Partie 2.

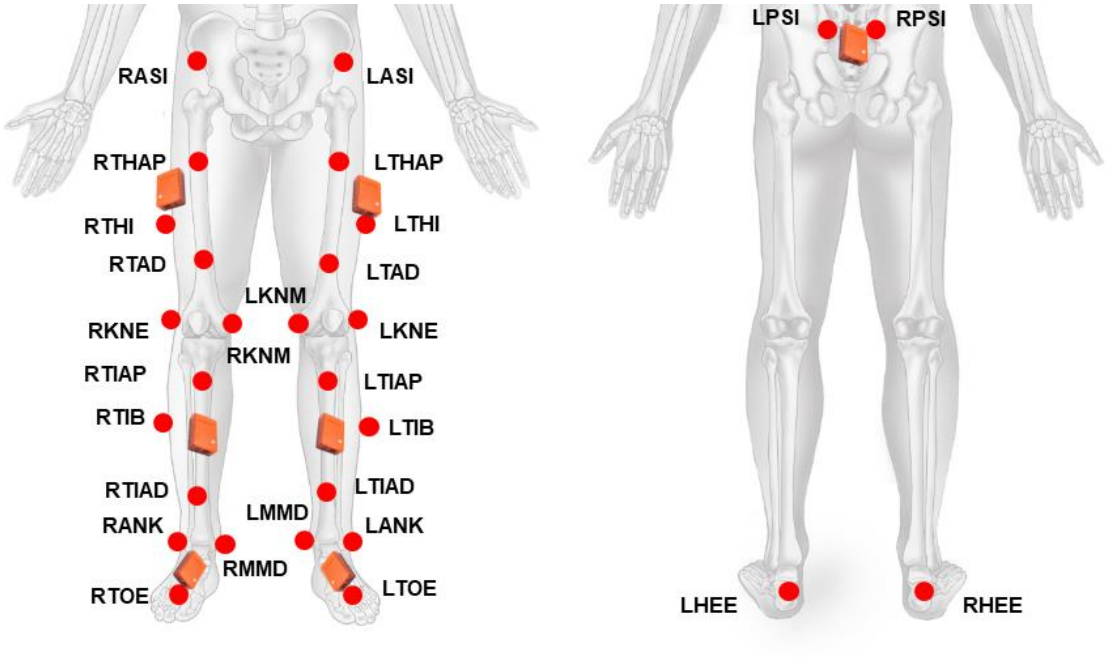


Figure 41 : Placement des marqueurs et centrales inertielles Xsens

6.2.3. Protocole

Dans un premier temps, les postures correspondant à la méthode de calibrage centrale-à-segment « Postures » ont été effectuées par le sujet. Celles-ci comprennent pour rappel : une posture debout avec une vérification de la part de l'expérimentateur de l'alignement vertical des centres articulaires pendant 5 secondes ; une posture assise, jambe tendue maintenue pendant 5 secondes. Il est à noter que nous n'avons pas ici utilisé le dispositif du bassin pour éviter trop de divergence avec le modèle MVN d'Xsens.

Pour la cinématique « Xsens », il est nécessaire d'effectuer une étape de calibrage centrale-à-segment. Durant cette étape le sujet effectue une posture statique debout nommée « N-pose » puis marche quelques pas, effectue un demi-tour et revient dans sa position d'origine.

Pour la définition des centres articulaire avec le système optoélectronique, différents mouvements fonctionnels ont été effectués : un mouvement en étoile autour de la hanche (Camomilla et al., 2006), 5 flexions actives du genou et 5 squats. Ces mouvements sont différents de ceux utilisés dans la partie

2 puisque nous n'avons pas effectué tous les mouvements de calibrage qui étaient étudiés dans le Chapitre 4.

Enfin, le sujet a effectué différents déplacements et activités physiques à allure confortable sélectionnée par le sujet lui-même. Chacun des sujets a donc effectué une marche, une course, une session d'ergocycle (pendant 15 secondes) et enfin un sirtaki. Ce mouvement est composé de croisement devant et derrière des pieds pendant un déplacement latéral, comme l'illustre la Figure 42. Ce mouvement a été proposé puisqu'il engendre des mouvements conséquents dans les plans frontaux et transverses.

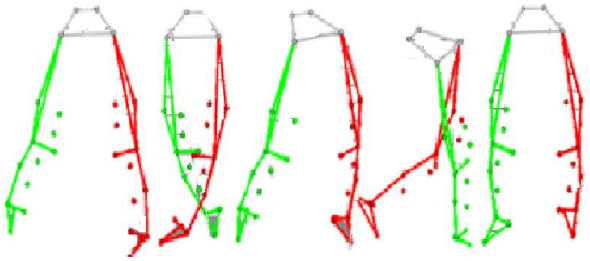


Figure 42 : Illustration du mouvement de sirtaki

6.2.4. Cinématique articulaire

6.2.4.1. De référence

Les définitions des axes, repères segmentaires et de la cinématique sont identiques à celles présentées dans la Partie 2 pour la référence.

6.2.4.2. Directe

Pour rappel, pour la cinématique directe, le calibrage centrale-à-segment utilisé est la proposition « Postures » présentée dans le chapitre 5, et les axes longitudinaux sont définis comme alignés avec l'accélération de pesanteur pendant la posture debout. Les axes médiaux latéraux sont obtenus par le produit vectoriel de l'accélération de pesanteur exprimé dans le repère local des centrales pendant la posture debout et la posture assise.

6.2.4.3. Optimisation multisegmentaire Xsens

Le logiciel Xsens MVN propose une optimisation multisegmentaire avec une chaîne cinématique qui présente trois degrés de liberté à chaque articulation des membres inférieurs. Ce n'est pas clairement spécifié dans le WhitePaper décrivant le modèle (Schepers et al., 2018) mais, lorsque l'on observe la cinématique obtenue avec le logiciel MVN, nous obtenons des valeurs dans les plans frontaux et

transverses de toutes les articulations. Nous ne connaissons pas les contraintes limites appliquées à ces différentes articulations ni le processus d'optimisation. Cette chaîne cinématique est mise à l'échelle par la mesure de différents paramètres :

- La taille du sujet, du sol à l'extrémité de la tête,
- La longueur des pieds, du talon à l'extrémité du premier orteil,
- La hauteur de hanche, du sol au grand trochanter,
- La largeur de hanche, la distance entre les deux épines iliaques antéro-supérieures,
- La hauteur de genou, du sol à l'épicondyle latéral,
- La hauteur de cheville, du sol à l'extrémité distale de la malléole latérale.

Pour « Xsens », la méthode mathématique exacte de calibrage centrale-à-segment n'est pas précisée. Nous savons que le sujet doit effectuer une posture debout, une marche et un demi-tour lors de cette étape.

6.2.4.4. Optimisation multisegmentaire OpenSense et processus de traitement

Cette optimisation de la cinématique exploite une chaîne cinématique particulière définie par des contraintes rigides et cinématiques pilotées par les quaternions des centrales inertielles. Le modèle utilisé ici est le modèle Rajagopal 2015 que nous avons modifié (Lai et al., 2017; Rajagopal et al., 2016). Nous avons choisi de libérer les degrés de liberté dans les plans frontal et transverse du genou et de la cheville puisque cela semble être le cas de la chaîne de Xsens MVN. D'après une étude de Duprey et al. (Duprey et al., 2010), leur libération n'affecterait que peu les résultats obtenus pour les flexions de hanche, genou et cheville.

Ainsi, chaque articulation est définie comme une rotule. Toutefois nous avons spécifié une amplitude limitée pour chaque degré de liberté. Ces amplitudes sont présentées dans le Tableau 17 définies par (Kapandji, 2009) :

Tableau 17 : amplitude de mouvement (en °) autorisé pour chacun des degrés de liberté du mouvement

Segment	Antéversion-Flexion	Obliquité- abduction	Rotation
Bassin	De -90° à 90°	De -90° à 90°	De -90° à 90°
Hanche	De -20° à 120°	De -45° à 30°	De -20° à 20
Genou	De -5° à 160°	De -15° à 15°	De -10° à 10°
Cheville	De -40° à 45°	De -15° à 15°	De -8° à 8°

Afin d'obtenir la cinématique articulaire, il est nécessaire de suivre le processus défini par OpenSense. La Figure 43 représente ce processus auquel nous avons apporté plusieurs adaptations. Tout d'abord, la création des données d'entrée est relativement simple, il n'y a donc pas besoin de passer par leur

système complet de conversion et d'importation de données. Ensuite, certaines anomalies qui restent encore inexpliquées et non résolues ont été relevées dans l'identification de la direction du mouvement. Or, cette direction du mouvement sert à orienter le repère du bassin. De ce fait, des adaptations ont été proposées. Enfin, une procédure permettant de tenir compte de notre propre calibrage centrale-à-segment a été mise en place.

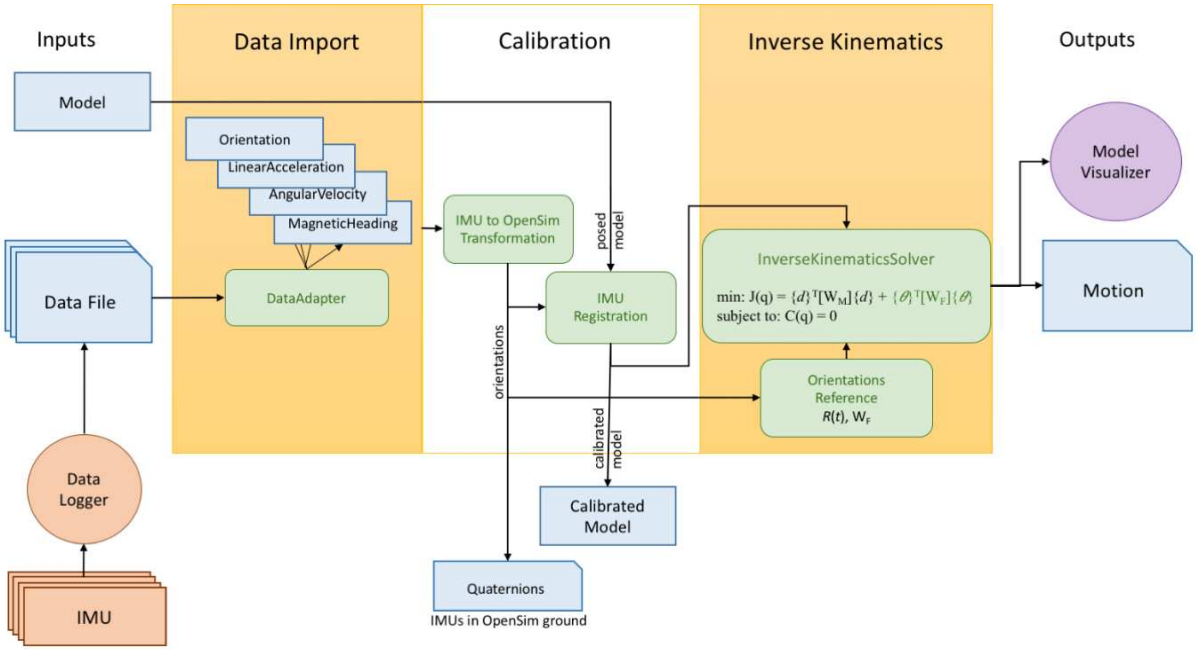


Figure 43 : Schéma du processus permettant d'utiliser OpenSense pour obtenir une cinématique pilotée par une chaîne cinématique extraite de https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/OpenSense+-+Kinematics+with+IMU+Data

Le processus de traitement se décompose en trois parties :

1) Conversion des données (bloc Data import sur la Figure 43)
2) Calibrage de la chaîne cinématique (bloc Calibration)
3) Calcul de la cinématique par pilotage de la chaîne cinématique (bloc Inverse Kinematics)

6.2.4.5. Conversion des données

La première partie du processus permet de convertir les fichiers des quaternions obtenus à partir des centrales inertielles en un fichier qui est lisible et adapté au repère global d'OpenSim. OpenSense propose dans un premier temps de lire des fichiers provenant de capteurs Xsens ou APDM et de les transformer en fichier .sto, un format texte particulier qui est utilisé par OpenSim comme fichier d'entrée. Cette étape calculée par OpenSense n'a pas été suivie, nous avons créé les fichiers sto par nos propres moyens. Les données d'entrée utilisées par OpenSense ne correspondaient pas au format

sous lequel nous stockions les données (e.g. avec le logiciel MVN, les données Xsens sont stockées sous format .xlsx ou .mvnx alors que les données prises en entrée par OpenSense sont en *.txt*, format correspondant au logiciel MT d'Xsens).

Ensuite, nous avons par nous-mêmes transformé les données dans le repère souhaité. Cette conversion se fait par l'intermédiaire de deux étapes illustrées par la Figure 44.

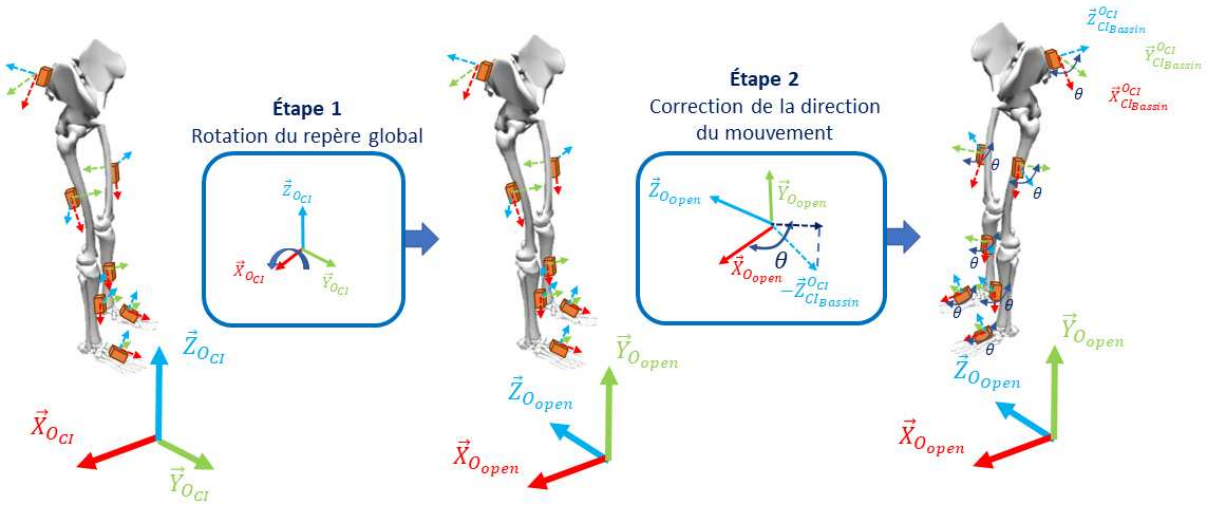


Figure 44 : Illustration du processus de conversion des quaternions des centrales inertielles

Dans cette partie du processus, nous avons donc choisi de transformer par nous-mêmes les quaternions qui définissent l'orientation des centrales inertielles dans le repère global des centrales inertielles. Pour les centrales Xsens, l'axe $\vec{Z}$ défini la verticale alors que dans le repère OpenSense, il s'agit de l'axe $\vec{Y}$ (étape 1 de la Figure 44).

Ainsi pour toutes les centrales, les quaternions obtenus sont réorientés dans le repère OpenSim en effectuant l'opération :

$$q_{IMU}^{O_{opens}} = q_{O_{IMU}}^{O_{opens}} \times q_{IMU}^{O_{IMU}} \tag{3.1}$$

Avec $q_{O_{IMU}}^{O_{opens}} = \begin{bmatrix} 0.7071 \\ 0 \\ 0 \\ 0.7071 \end{bmatrix}$ pour définir une rotation de 90° du repère autour de l'axe $\vec{X}$.

Le processus cherche ensuite à déterminer l'orientation relative du bassin par rapport au repère global lors des acquisitions afin d'adapter en conséquence l'orientation de la chaîne cinématique. Pour cela, l'angle entre la direction du mouvement et l'axe X du repère global est déterminé. À la suite de la découverte de quelques difficultés, nous avons choisi d'éviter cette transformation (étape 2 de la Figure 44) en ajustant nos données inertielles de sorte que la direction du mouvement soit alignée avec l'axe x du repère global. Pour cela, nous faisons l'hypothèse que la direction du mouvement est

opposée à l'axe perpendiculaire à la surface de la centrale du bassin (soit l'axe $\vec{Z}_{IMU_{Bassin}}^{O_{open}}$). Nous calculons l'angle θ entre l'axe $\vec{X}_{O_{open}}$ et le projeté dans le plan horizontal du repère global OpenSense $(\vec{X}_{O_{open}}, \vec{Z}_{O_{open}}) - \vec{Z}_{IMU_{Bassin}}^{O_{open}}$ suivant :

$$\theta = atan2\left(\frac{-\overrightarrow{Z_{p_{IMU_{Bassin}}}}^{O_{open}} . \vec{X}_{O_{open}}}{\left\|\overrightarrow{Z_{p_{IMU_{Bassin}}}}^{O_{open}}\right\| \times \left\|\vec{X}_{O_{open}}\right\|}, \frac{\left\|\overrightarrow{Z_{p_{IMU_{Bassin}}}}^{O_{open}} \wedge \vec{X}_{O_{open}}\right\|}{\left\|\overrightarrow{Z_{p_{IMU_{Bassin}}}}^{O_{open}}\right\| \times \left\|\vec{X}_{O_{open}}\right\|}\right) \quad (3.2)$$

À partir de cet angle, nous obtenons la matrice de rotation qui permet ainsi d'aligner les centrales avec la direction du mouvement :

$$M_{Oopen_{tourné}} = \begin{Bmatrix} cos\theta & 0 & sin\theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -sin\theta & 0 & cos\theta \end{Bmatrix}, \quad (3.3)$$

Cette matrice de rotation est transformée en quaternion $\vec{q}_{dir\ mvt}$ par l'intermédiaire de la fonction SpinCalc (Fuller, 2021) et appliquée à chacun des quaternions des centrales inertielles.

6.2.4.6. Calibrage de la chaîne

OpenSense effectue le calibrage centrale-à-segment lors de la posture debout. Par défaut, la chaîne cinématique est alors considérée en position anatomique de référence, les angles articulaires de la chaîne sont donc à 0°. OpenSense calcule les matrices de passage entre l'orientation des repères des centrales et les repères segmentaires (Figure 45-A).

Dans notre cas, lors de cette étape, nous exploitons les résultats du calibrage centrale-à-segment que nous avons choisi. Pour cela, dans le modèle, nous modifions les angles articulaires de la chaîne cinématique lors de la posture debout en appliquant les angles articulaires obtenus directement par les centrales inertielles après application du calibrage à la posture debout (Figure 45-B). OpenSense calcule alors la matrice de passage entre le repère du segment du modèle dont nous avons ajusté l'orientation et l'orientation mesurée par la centrale inertielle lors de cette posture debout (Figure 45-C).

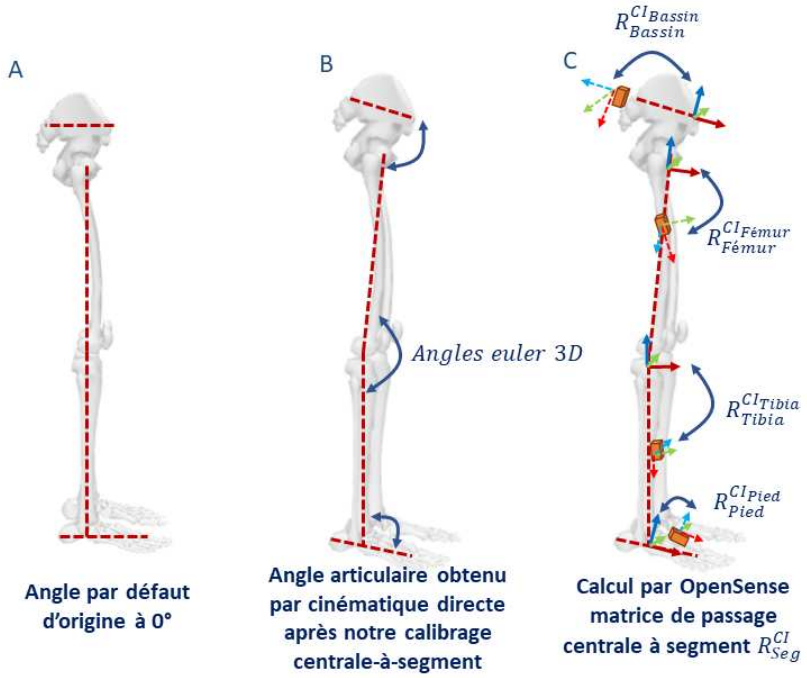


Figure 45: Différentes étapes du calibrage adapté pour OpenSense

6.2.4.7. Calcul de la cinématique

La dernière étape du processus exploite le solveur d'OpenSim afin de calculer la cinématique articulaire à partir des orientations des centrales inertielles exprimées sous forme de quaternions et des différentes contraintes incluses dans le modèle/chaîne cinématique. Ainsi, l'optimisation a pour but de minimiser la différence entre l'orientation mesurée et l'orientation modélisée par la fonction objective qui est :

$$\min_{q} \sum_{i \in IMUs} \omega_i \theta_i^2 \tag{3.4}$$

Avec q le vecteur des coordonnées généralisées, ω_i les pondérations imposées à chaque orientation des centrales, et θ_i l'angle entre l'orientation de la centrale virtuelle et de l'orientation mesurée expérimentalement.

Il est possible lors de cette étape de choisir d'accorder plus ou moins d'importance à la mesure de l'orientation de chacune des centrales inertielles (ω_i). Nous avons choisi ici de ne pas pondérer une centrale plus qu'une autre. En effet, nous n'avons qu'une seule centrale par segment osseux, il n'est donc pas justifiable de proposer une pondération plus importante à un segment en particulier.

6.2.5. Analyse des données

Afin de définir la précision des mesures cinématiques obtenue avec les centrales inertielles directement ou avec une optimisation multisegmentaire, une comparaison est faite avec la cinématique obtenue par l'intermédiaire de la référence. Pour cela, comme pour la partie 1, l'erreur quadratique moyenne et le coefficient de corrélation sont calculés pour chacune des trois cinématiques obtenues avec les centrales inertielles par rapport à celles obtenues avec la référence, et ce pour chacun des cycles de marche, course, vélo et sirtaki. Les résultats sont alors moyennés pour chaque sujet et chaque activité.

6.2.6. Traitements statistiques

Un test de Sapiro-Willk a été utilisé afin de définir la normalité des erreurs moyennes quadratiques de tous les sujets ainsi que des coefficients de corrélations. Afin de définir l'effet de la méthode sur l'erreur quadratique moyenne et le coefficient de corrélation, une ANOVA pour mesures répétées a été effectuée. Si l'ANOVA présente une valeur du p inférieure à 0.05, un test Post-hoc avec correction de Bonferroni a été appliquée aux données.

6.3. Résultats

6.3.1. La marche

La Figure 46 représente la cinématique pour deux cycles de marche pour un seul sujet. La Figure 47 représente la cinématique moyenne et écart-type pour tous les sujets obtenus au moyen des centrales inertielles par l'intermédiaire des trois propositions : directe, en vert, OpenSense, en orange et Xsens, en bleu. La cinématique de référence est présentée en rouge. Cette répartition des couleurs sera identique pour tout ce chapitre.

Dans le plan sagittal, nous pouvons observer très nettement la présence d'offsets entre les cinématiques obtenues avec les trois propositions pour le bassin, la hanche et la cheville. De plus, pour tous les sujets, l'antéversion du bassin ainsi que la flexion de hanche apparaissent en moyenne supérieures pour la cinématique directe et celle obtenue avec OpenSense comparativement à celle obtenue avec Xsens. Par ailleurs, si le profil de la cinématique semble bien respecté dans le plan sagittal, cela semble être moins le cas dans les autres plans.

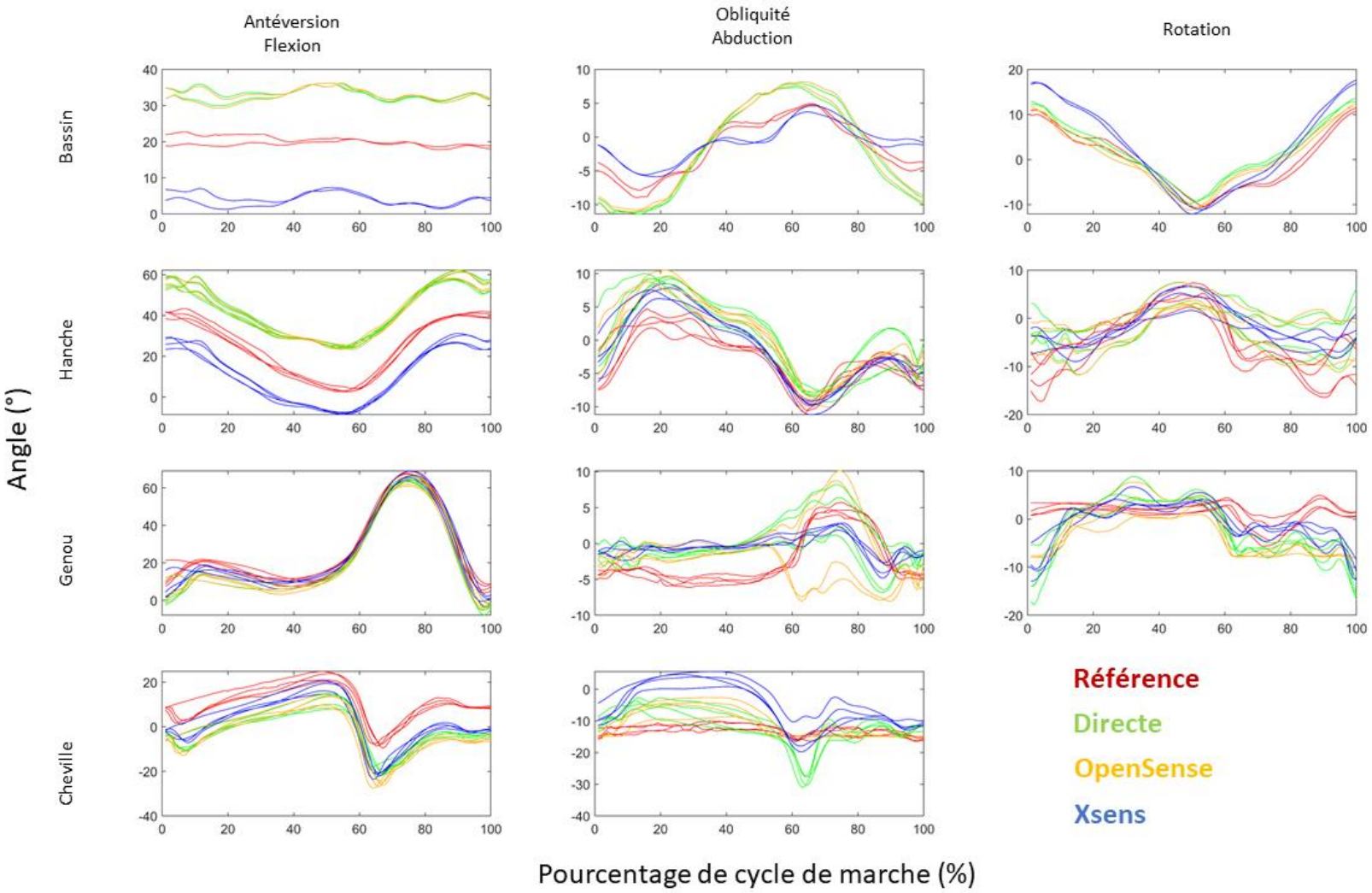


Figure 46: Cinématique obtenue pour un sujet pendant deux cycles de marche. Les cycles côté droit et gauche sont représentés sans être différenciés. La cinématique de référence est en rouge, la cinématique directe en vert, la cinématique obtenue avec OpenSense en orange et la cinématique obtenue avec Xsens est en bleu.

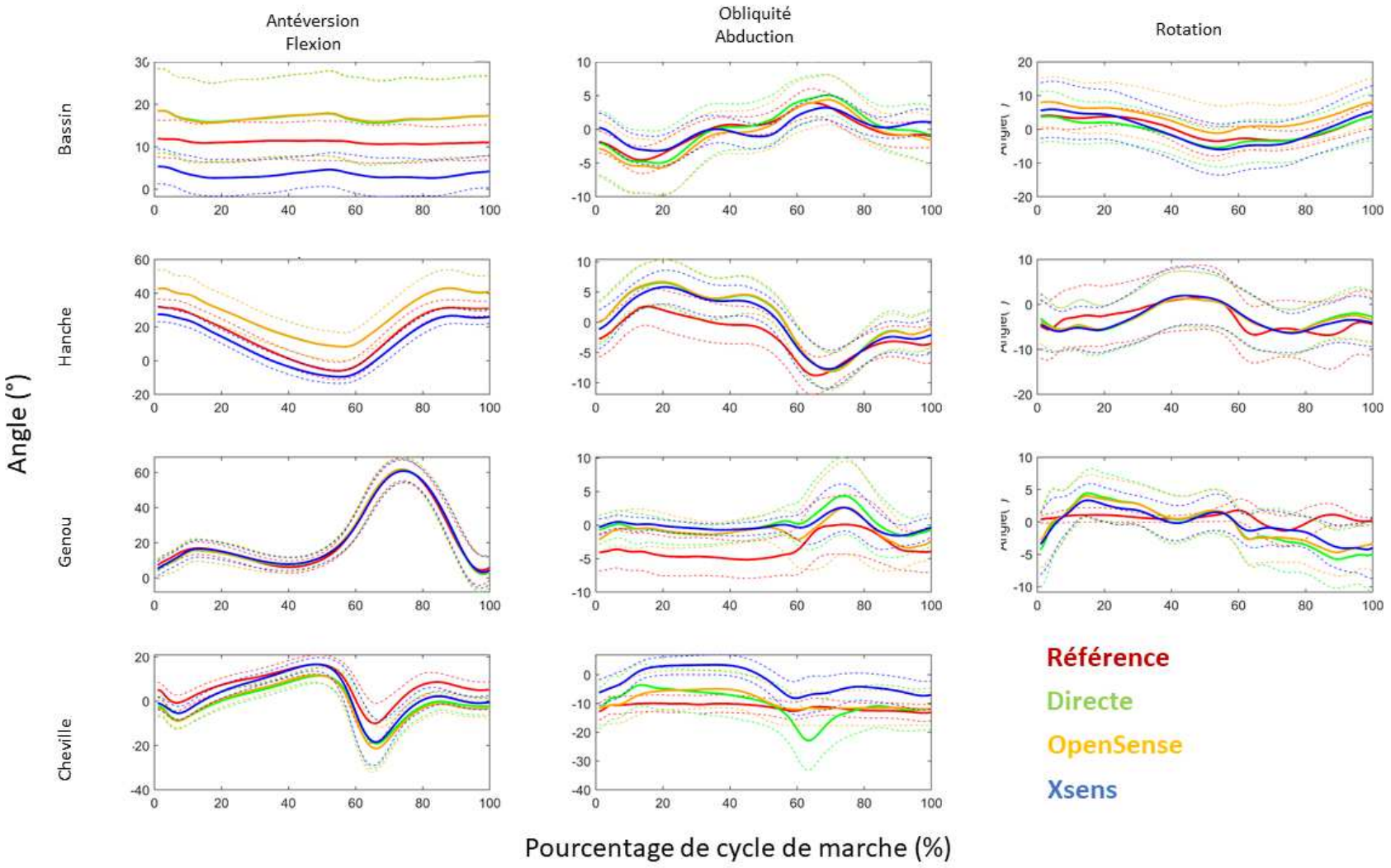


Figure 47: Cinématique moyenne obtenue pendant un cycle de marche. La cinématique de référence est en rouge, la cinématique directe en vert, la cinématique obtenue avec OpenSense en orange et la cinématique obtenue avec Xsens est en bleu. Les cinématiques moyennes sont en trait plein et les écarts-types, en trait pointillé.

Le Tableau 18 présente les résultats pour les erreurs quadratiques moyennes (RMSE), les coefficients de corrélation ainsi que les résultats statistiques. Tout d'abord les résultats des RMSE sont situés entre $2.8° \pm 1.6°$ pour l'obliquité du bassin avec Xsens et $12.4 \pm 8.7°$ pour la flexion de hanche toujours avec Xsens. Nous pouvons également constater que les RMSE moyennes ne diffèrent pas de plus de 3° entre les différentes méthodes pour toutes les articulations sauf pour la flexion de hanche et l'abduction de la cheville pour lesquelles les différences atteignent 6°.

L'ANOVA révèle un effet de la méthode pour obtenir la cinématique sur la RMSE pour la flexion de hanche ($F = 19.63, p < 0.01$), la flexion du genou ($F = 7.92, p < 0.01$) et la flexion dorsale/plantaire de la cheville ($F = 19.89, p < 0.01$). C'est également le cas dans le plan frontal pour l'obliquité du bassin ($F = 9.57, p < 0.01$) et l'abduction/adduction de hanche ($F = 5.01, p = 0.01$) et, dans le plan transverse, les rotations du bassin ($F = 4.67, p = 0.01$) et du genou ($F = 33.98, p < 0.01$),

Les test Post-hoc révèlent que le modèle d'Xsens présente de plus faibles RMSE pour six de ces degrés de liberté, à savoir, pour :

- La flexion de hanche $6.2° \pm 4.3°$ contre $12.4° \pm 8.7°$ (Directe) et $12.4° \pm 8.7°$ (OpenSense)
- La flexion du genou $2.8° \pm 1.4°$ contre $3.7° \pm 2.1°$ (Directe) et $3.9° \pm 2.4°$ (OpenSense)
- La dorsiflexion de la cheville $5.6° \pm 2.4°$ contre $7.9° \pm 3.3°$ (Directe) et $8.4° \pm 3.4°$ (OpenSense)
- L'obliquité du bassin $1.9° \pm 0.6°$ contre $2.6° \pm 1.6°$ (Directe) et $2.8° \pm 1.5°$ (OpenSense)
- L'abduction de hanche $3.3° \pm 1.4°$ contre $4.0° \pm 1.7°$ (Directe) et $4.1° \pm 1.7°$ (OpenSense)
- La rotation du genou $3.7° \pm 1.0°$ contre $4.1° \pm 1.4°$ (Directe) et $4.4° \pm 1.1°$ (OpenSense)

À l'inverse, des RMSE significativement plus petites sont notées pour la cinématique obtenue avec OpenSense pour l'abduction de la cheville ($5.7° \pm 4.8°$) contre $8.3° \pm 3.8°$ pour la cinématique Directe et $10.3° \pm 3.5°$ pour la proposition d'Xsens. Enfin la méthode Directe présente des RMSE inférieurs pour la rotation du bassin ($4.2° \pm 3.9°$) contre $5.8° \pm 4.1°$ pour OpenSense et $5.4° \pm 2.7°$ pour Xsens.

Les coefficients de corrélations sont très bons dans le plan sagittal ($CC > 0.96$) pour la cinématique de la hanche, du genou et de la cheville pour la hanche dans le plan frontal ainsi que pour le bassin dans le plan transverse et le plan frontal ($CC = 0.9$). Pour les autres degrés de liberté, les coefficients de corrélation sont beaucoup moins bons et l'on peut observer un coefficient de corrélation qui descend jusqu'à 0.32 pour le genou dans le plan transverse. L'ANOVA révèle un effet de la méthodologie d'obtention de la cinématique sur le coefficient de corrélation pour la flexion de hanche ($F = 5.01, p = 0.01$) ainsi que l'obliquité du bassin ($F = 27.81, p < 0.01$), l'abduction du genou ($F = 5.21, p = 0.01$), l'abduction de la cheville ($F = 32.71, p < 0.01$) et enfin la rotation de la cheville ($F = 30.48\ p < 0.01$). Les test Post-hoc présentent un coefficient de corrélation moyen significativement

plus grand pour la cinématique d'Xsens au niveau de la flexion de hanche (1.00 contre 0.99), les cinématiques Directe et OpenSense au niveau de l'obliquité du bassin (respectivement 0.91 et 0.90 contre 0.79), pour exclusivement la cinématique Directe au niveau de l'abduction du genou ($0.60\ vs\ 0.48\ et\ 0.46$), pour les cinématiques Xsens et OpenSense sur l'abduction de la cheville (respectivement $0.72\ et\ 0.70$) et pour la cinématique OpenSense sur la rotation de la cheville (0.84).

Les différences d'amplitudes articulaires entre la cinématique de référence et celles obtenues avec les centrales inertielles sont pour la plupart entre $0.1° \pm 2.8°$ pour la flexion du genou avec Xsens et $4.4° \pm 4.8°$ pour l'abduction de genou avec la proposition OpenSense. Nous pouvons observer que le test statistique de l'ANOVA a présenté un effet de la méthode d'obtention de la cinématique pour la flexion de hanche ($F = 14.47, p < 0.01$), la flexion de genou ($F = 8.02, p < 0.01$) , flexion de cheville ($F = 23.14, p < 0.01$), l'obliquité du bassin ($F = 14.105, p < 0.01$), l'abduction de hanche ($F = 8.02, p < 0.01$), l'abduction de genou ($F = 8.02, p < 0.01$), l'abduction de cheville ($F = 159.63, p < 0.01$), la rotation du genou ($F = 37.36, p < 0.01$) et la rotation de cheville ($F = 20.82, p < 0.01$). Les tests Post-hoc présentent un résultat inférieur pour la méthode Xsens pour six degrés de liberté pour :

- La flexion de hanche $-0.8° \pm 1.8°$ contre $2.4° \pm 2.3°$ (Directe et OpenSense)
- La flexion de genou $-0.1° \pm 2.8°$ contre $0.7° \pm 3.0°$ (OpenSense) qui est aussi inférieur à $1.8° \pm 2.8°$ (Directe)
- L'obliquité du bassin ($-1.4° \pm 2.1°$) contre $2.4° \pm 2.5°$ (Directe et OpenSense)
- L'abduction de hanche ($2.8° \pm 2.3°$) contre $4.1° \pm 2.1°$ (Directe) et $4.3° \pm 2.1°$ (OpenSense)
- L'abduction de genou ($0.7° \pm 3.9°$) contre $4.4° \pm 4.8°$ (Directe) et $3.8° \pm 4.6°$ (OpenSense)
- La rotation du genou ($9.1° \pm 4.3°$) et $8.9° \pm 2.4°$ (OpenSense) contre $13.6° \pm 4.6°$ (Directe).

La cinématique obtenue avec la méthode Directe présente des résultats inférieurs, d'après le test Post-hoc pour la flexion de cheville ($4.7° \pm 4.3°$) contre la proposition OpenSense ($7.2° \pm 2.7°$) et Xsens ($8.2° \pm 3.0°$), la rotation du bassin ($1.4° \pm 1.6°$) similaire à OpenSense ($1.3° \pm 1.5°$) face à Xsens ($3.1° \pm 2.5°$), rotation de cheville ($7.1° \pm 5.7°$) face à Xsens ($10.7° \pm 4.8°$) et OpenSense ($12.2° \pm 5.2°$). OpenSense présente des résultats statistiquement inférieurs pour la différence d'amplitude sur l'abduction de cheville ($4.3° \pm 4.8°$), face à Xsens ($10.7° \pm 4.1°$) qui est elle-même inférieure à la proposition Directe ($17.5° \pm 5.0°$).

Tableau 18 : RMSE, coefficients de corrélation (CC), différence d'amplitude de mouvement (ROM) moyen (écart-type) pour les trois propositions de cinématique pour la marche

		Antéversion /Flexion			Obliquité/Abduction			Rotation		
		RMSE (°)	**CC**	**ΔROM (°)**	**RMSE (°)**	**CC**	**ΔROM (°)**	**RMSE (°)**	**CC**	**ΔROM (°)**
BASSIN	**Directe**	8.8(7.3)	0.68(0.2)	1.9(2)	2.6(1.6)	0.91(0.1)	2.4(2.5)	4.2(3.9)	0.90(0.1)	1.4(1.6)
	Opensense	8.9(7.2)	0.7(0.2)	2(2.1)	2.8(1.5)	0.90(0.1)	2.4(2.6)	5.8(4.1)	0.90(0.1)	1.3(1.5)
	Xsens	8.0(5.9)	0.71(0.2)	1.2(1.6)	1.9(0.6)	0.79(0.2)	-1.4(2.1)	5.4(2.7)	0.90(0.2)	3.1(2.5)
	Anova	F = 0.45	F = 0.56	F = 4.03	F = 9.57	F = 27.81	F = 68.24	F = 4.67	F = 0.07	F = 21.54
	Valeur p	p = 0.64	p = 0.57	p = 0.02	p < 0.01	p < 0.01	p < 0.01	p = 0.01	p = 0.93	p < 0.01
	Post-hoc				X< D, O	D ,O > X	X < D,O	D> O, S		D,O < X
HANCHE	**Directe**	12.4(8.7)	0.99(0.0)	-2.4(2.2)	4.0(1.7)	0.91(0.1)	4.1(2.1)	7.0(3.1)	0.57(0.3)	0.6(5)
	Opensense	12.4(8.6)	0.99(0.0)	-2.4(2.3)	4.1(1.7)	0.90(0.1)	4.3(2.1)	6.7(3.1)	0.60(0.3)	0.1(4.6)
	Xsens	6.2(4.3)	1.00(0.0)	-0.8(1.8)	3.3(1.4)	0.91(0.1)	2.6(2.3)	6.4(3)	0.63(0.2)	-0.5(4.2)
	Anova	F = 19.63	F = 5.01	F = 14.47	F = 5.01	F = 0.38	F = 14.15	F = 0.77	F = 1.31	F = 1.25
	Valeur p	p < 0.01	p = 0.01	p < 0.01	p = 0.01	p = 0.69	p < 0.01	p = 0.47	p = 0.27	p = 0.29
	Post-hoc	X < D < O	X > D, O	X < D,O	X < D, O		X < D,O			
GENOU	**Directe**	3.7(2.1)	1.00(0.0)	1.8(2.8)	4.9(2.2)	0.60(0.3)	3.8(4.6)	5.1(1.4)	0.34(0.2)	13.6(4.6)
	Opensense	3.9(2.4)	1.00(0.0)	0.7(3)	5.0(2.2)	0.48(0.3)	4.4(4.8)	4.4(1.1)	0.33(0.2)	8.9(2.4)
	Xsens	2.8(1.4)	1.00(0.0)	0.1(2.8)	4.6(2.1)	0.46(0.3)	0.7(3.9)	3.7(1)	0.32(0.2)	9.1(4.3)
	Anova	F = 7.92	F = 1.18	F = 8.02	F = 0.6	F = 5.21	F = 8.02	F = 33.98	F = 0.37	F = 37.36
	Valeur p	p < 0.01	p = 0.31	p < 0.01	p = 0.55	p = 0.01	p < 0.01	p < 0.01	p = 0.69	p < 0.01
	Post-hoc	X < D, O		X < O < D		D > O, X	X < D,O	X < O < D		X,O < D
CHEVILLE	**Directe**	7.9(3.3)	0.96(0.0)	4.7(4.3)	8.3(3.8)	0.49(0.3)	17.5(5)	9.4(4.2)	0.68(0.2)	7.1(5.7)
	Opensense	8.4(3.4)	0.97(0.0)	7.2(2.7)	5.7(4.8)	0.70(0.2)	4.3(4.8)	11.3(5.2)	0.84(0.1)	12.2(5.2)
	Xsens	5.6(2.4)	0.97(0.0)	8.2(3)	10.3(3.5)	0.72(0.2)	10.7(4.1)	10.8(4.8)	0.83(0.1)	10.7(4.8)
	Anova	F = 19.89	F = 2.73	F = 23.14	F = 27.09	F = 32.71	F = 159.63	F = 3.61	F = 30.48	F = 20.82
	Valeur p	p < 0.01	p = 0.07	p < 0.01	p < 0.01	p < 0.01	p < 0.01	p = 0.03	p < 0.01	p < 0.01
	Post-hoc	X < D <O		D < O < X	O < D < S	X, O > D	O < X < D		O > X > D	D < X < O

D : Directe, O : OpenSense, X : Xsens

6.3.2. La course

La Figure 48 présente la cinématique obtenue pour un sujet typique lors de la course et la Figure 49 la cinématique moyenne et écart-type pour tous les sujets lors de ce mouvement.

Comme pour la marche, les Figure 48 et Figure 49 illustrent un offset qui est présent dans le plan sagittal pour la hanche, le genou et la cheville entre les méthodes basées sur la mesure inertielle et la référence, mais avec un respect du profil cinématique, excepté pour la hanche ou l'on peut voir une perturbation dans le profil de flexion/extension pour les cinématiques Directe et OpenSense. Nous observons pour la totalité des sujets une tendance à surestimer l'antéversion du bassin et la flexion de hanche pour les propositions Directe et OpenSense par rapport à la proposition Xsens. Dans les plans frontaux et transverses, nous pouvons remarquer des amplitudes de mouvements supérieures pour les méthodes inertielles que pour la référence en particulier pour l'abduction de la cheville et la rotation du genou.

Le Tableau 19 présente les résultats de RMSE, CC moyens ainsi que les statistiques pour la course. Pour la RMSE l'ANOVA met en avant un effet de la méthode pour la flexion de hanche ($F = 14.32, p < 0.01$), la flexion de cheville ($F = 13.79, p < 0.01$), ainsi que l'obliquité du bassin ($F = 14.84, p < 0.01$), l'abduction du genou ($F = 6.91, p < 0.01$), l'abduction de cheville ($F = 13.63, p < 0.01$) puis la rotation du bassin ($F = 18.96, p < 0.01$),et du genou ($F = 31.1\ p < 0.01$).

Les tests Post-hoc présentent une RMSE plus petite pour la proposition Xsens pour :

- La flexion de hanche ($7.4° \pm 3.6°$) contre $13.5° \pm 8.2°$ (Directe) et $13.5° \pm 8.2°$ (OpenSense)
- La flexion de cheville ($7.1° \pm 2.2°$) contre $9.3° \pm 3.3°$ (Directe) et $9.9° \pm 3.3°$ (OpenSense)
- L'obliquité du bassin ($2.4° \pm 1.0$) contre $4.5° \pm 3.1°$ (Directe) et $3.0° \pm 1.4°$ (OpenSense)
- L'abduction du genou ($5.0° \pm 1.9°$) contre $6.0° \pm 2.3°$ (Directe) et $6.5° \pm 2.5°$ (OpenSense)
- La rotation du bassin ($4.1° \pm 2.7°$) contre $9.0° \pm 5.6°$ (Directe) et $7.0° \pm 4.0°$ (OpenSense)
- La rotation du genou ($3.9° \pm 1.4°$) contre $6.8° \pm 2.5°$ (Directe) et $5.2° \pm 1.7°$ (OpenSense)

Ce même test met en avant une RMSE plus petite pour la proposition OpenSense pour l'abduction de cheville ($6.3° \pm 4.9°$) contre $8.5° \pm 4.2°$ pour la proposition Directe et $10.4° \pm 3.6°$ pour Xsens. Il est intéressant de noter que les différences entre les RMSE moyennes des différentes propositions sont souvent autour de 1° à 2°, sauf pour la flexion de hanche où la proposition Xsens présente un net avantage.

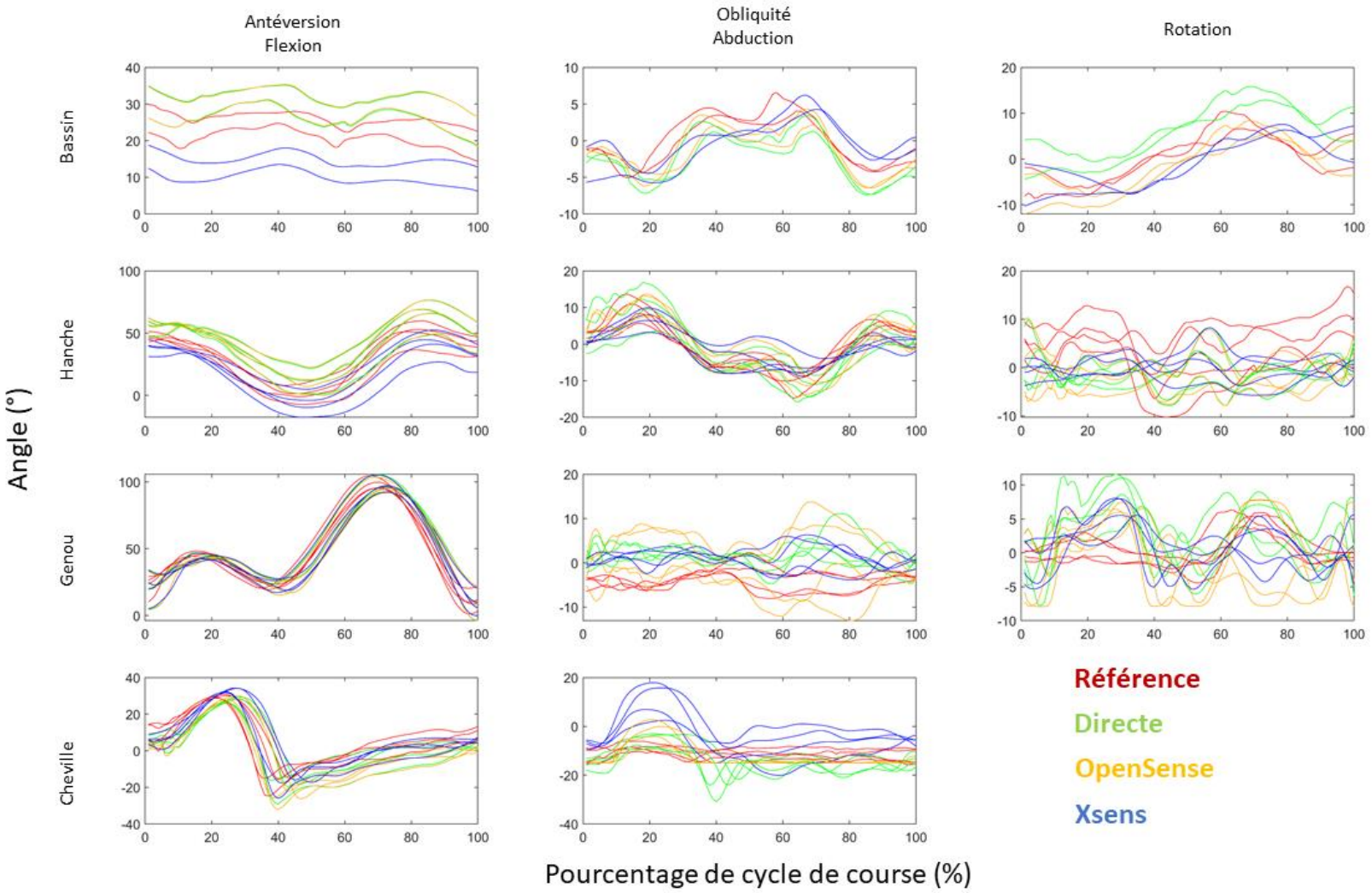


Figure 48 : Cinématique obtenue pour un sujet pendant deux cycles de course. Les cycles côté droit et gauche sont représentés sans être différenciés. La cinématique de référence est en rouge, la cinématique directe en vert, la cinématique obtenue avec OpenSense en orange et la cinématique obtenue avec Xsens est en bleu.

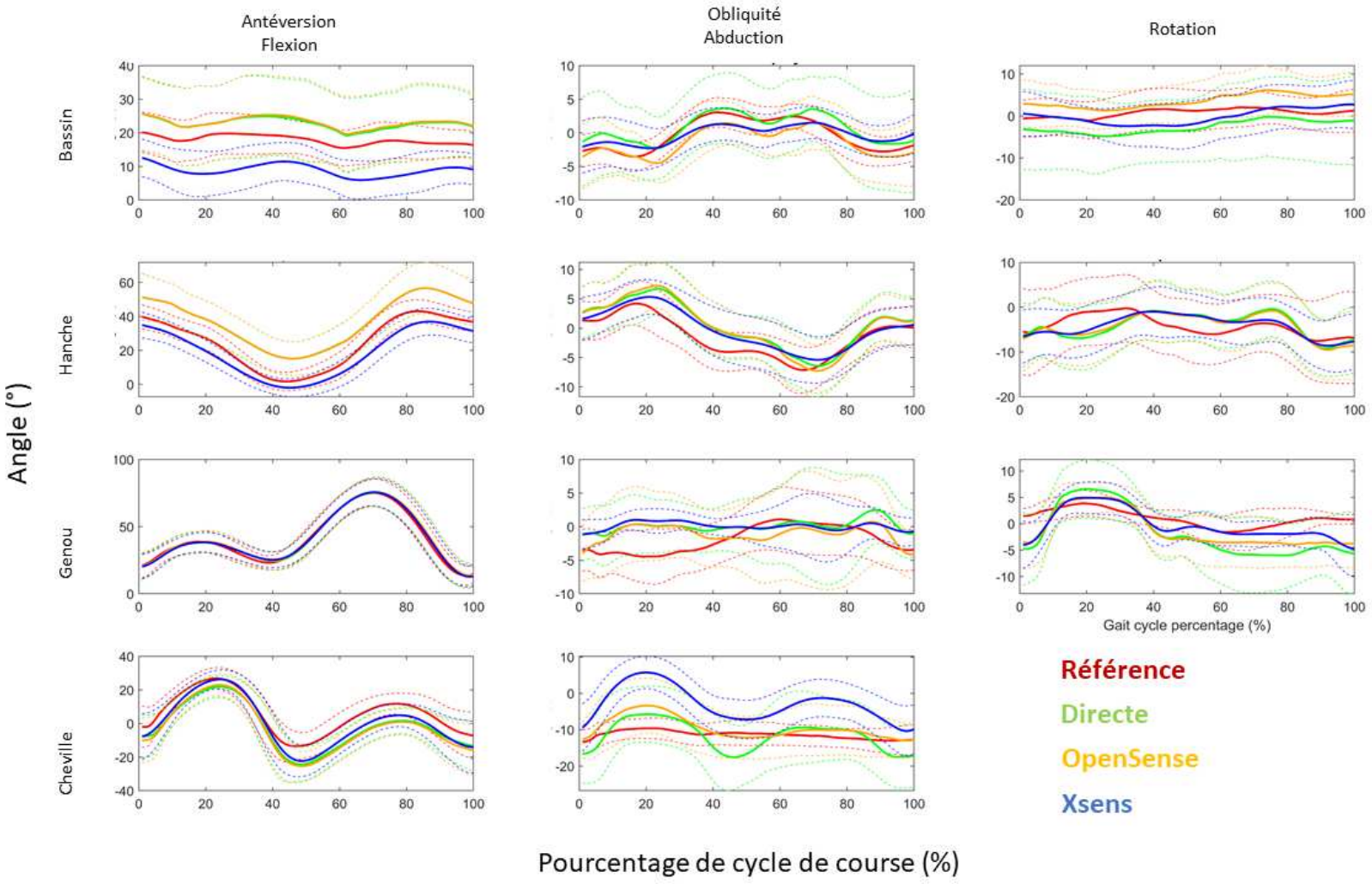


Figure 49 : Cinématique moyenne obtenue pendant un cycle de course. La cinématique de référence est en rouge, la cinématique directe en vert, la cinématique obtenue avec OpenSense en orange et la cinématique obtenue avec Xsens est en bleu. Les cinématiques moyennes sont en trait plein et les écarts-types, en trait pointillé.

Pour le coefficient de corrélations, le Tableau 19 présente des résultats supérieurs à 0.90 dans le plan sagittal de hanche, genou et cheville, mais ceux-ci sont inférieurs aux résultats obtenus pour la marche. L'ANOVA présente un effet de la méthode pour obtenir la cinématique sur le coefficient de corrélation pour la flexion de hanche ($F = 3.38, p = 0.04$), l'abduction de cheville ($F = 4.16, p = 0.02$), et la rotation de cheville ($F = 4.39, p = 0.01$). Les tests Post-Hoc présentent un $CC = 0.97$ supérieur pour la proposition Xsens au niveau de la flexion de hanche contre $CC = 0.96$ pour les autres propositions. Les propositions OpenSense et Xsens ont des coefficients de corrélations supérieures au niveau de l'abduction de la cheville (respectivement $0.55 \pm 0.3, 0.57 \pm 0.3$) contre 0.44 pour la cinématique Directe et de la rotation de la cheville (respectivement 0.82 ± 0.1 et 0.81 ± 0.1 contre 0.44 pour la cinématique Directe).

Les différences d'amplitudes articulaires entre la cinématique de référence et celles obtenues avec les centrales inertielles sont pour la plupart entre $0.7° \pm 2.8°$ pour la flexion du genou avec OpenSense et $6.5° \pm 3.7°$ pour la flexion de cheville avec la proposition Xsens. Mais certaines sont supérieures pour la rotation du genou avec $13.9° \pm 6.9°$ avec Directe et l'abduction de cheville avec $14.1° \pm 5.2°$ avec Xsens et $12.5° \pm 4.4°$ avec Directe.Nous pouvons observer que le test statistique de l'ANOVA a présenté un effet de la méthode d'obtention de la cinématique pour l'antéversion du bassin ($F = 9.73, p < 0.01$), la flexion de hanche ($F = 8.76, p < 0.01$), la flexion de cheville ($F = 8.71, p < 0.01$), l'obliquité du bassin ($F = 60.71, p < 0.01$), l'abduction de hanche ($F = 48.04, p < 0.01$), de genou ($F = 17.51, p < 0.01$), de cheville ($F = 51.08, p < 0.01$), la rotation de hanche ($F = 17.06, p < 0.01$), de genou ($F = 34.46, p < 0.01$), de cheville ($F = 4.29, p < 0.01$). Les tests Post-hoc présentent un résultat inférieur pour la méthode Xsens pour cinq degrés de liberté, soit :

- L'antéversion du bassin ($-1.8° \pm 3.2°$) face à $4.2° \pm 3.6°$ pour la proposition Directe et OpenSense ($4.3° \pm 3.6°$).
- L'abduction de hanche ($-1.3° \pm 2.9°$) face à pour la proposition Directe ($2.7° \pm 2.6°$) et et OpenSense ($3.6° \pm 2.9°$).
- L'abduction de genou ($0.7° \pm 4.1°$) face à $4.7° \pm 4.8°$ pour la proposition Directe et $4.3° \pm 4.3°$ pour la proposition OpenSense.
- La rotation du genou ($6.7° \pm 4.3°$) ainsi que pour OpenSense ($6.1° \pm 3.8°$) face à la proposition directe ($13.9° \pm 6.9°$).
- La rotation de cheville ($4.0° \pm 5.4°$) ainsi que pour OpenSense ($4.2° \pm 5.3°$) face à la proposition directe ($7.0° \pm 7.1°$).

La cinématique obtenue avec la méthode Directe présente des résultats inférieurs, d'après le test Post-hoc pour la flexion de hanche ($1.2° \pm 4.9°$) ainsi que la proposition OpenSense ($1.0° \pm 4.9°$) face à

Xsens ($-1.9° \pm 3°$), la flexion de cheville ($3.5° \pm 4.4°$) contre la proposition OpenSense ($5.7° \pm 3.7°$) et Xsens ($6.5° \pm 3.7°$) .OpenSense présente des résultats statistiquement inférieurs pour la différence d'amplitude sur l'obliquité du bassin ($1.2° \pm 1.6°$) face à Directe ($1.6° \pm 1.7°$) et Xsens ($-2.2° \pm 2.6°$), l'abduction de cheville ($5.0° \pm 5.4°$), face à Xens ($14.1° \pm 5.2°$) et proposition Directe ($12.5° \pm 4.4°$), sur la rotation de hanche ($1.8° \pm 5.3°$) face à Xsens ($-2.5° \pm 4.7°$) et Directe ($-2.8° \pm 5.3°$).

Tableau 19 : RMSE, coefficients de corrélation (CC), différence d'amplitude de mouvement (ROM) moyen (écart-type) pour les trois propositions de cinématique pour la course

		Antéversion /Flexion			Obliquité/Abduction			Rotation		
		RMSE (°)	**CC**	**ΔROM (°)**	**RMSE (°)**	**CC**	**ΔROM (°)**	**RMSE (°)**	**CC**	**ΔROM (°)**
BASSIN	**Directe**	9.5(6.2)	0.52(0.3)	4.2(3.6)	4.5(3.1)	0.75(0.2)	1.6(1.7)	9(5.6)	0.71(0.2)	1.7(2.2)
	Opensense	9.8(6.3)	0.53(0.3)	4.3(3.6)	3.0(1.4)	0.76(0.2)	1.2(1.6)	7.0(4.0)	0.72(0.2)	1.5(2.1)
	Xsens	9.6(5.1)	0.51(0.3)	1.8(3.2)	2.4(1.0)	0.70(0.2)	-2.2(2.6)	4.1(2.7)	0.66(0.3)	1.6(3.5)
	Anova	F = 0.04	F = 0.08	F = 9.73	F = 14.87	F = 1.14	F = 60.71	F = 18.96	F = 1.11	F = 0.11
	Valeur p	p = 0.96	p = 0.92	p < 0.01	p = 0	p = 0.32	p < 0.01	p = 0	p = 0.33	p = 0.9
	Post-hoc			X < D,O	X > O > D		O < D < X	X < D,O		
HANCHE	**Directe**	13.5(8.2)	0.96(0.0)	1.2(4.8)	3.8(1.4)	0.82(0.2)	2.7(2.6)	7.6(2.7)	0.42(0.2)	2.8(5.3)
	Opensense	13.5(8.2)	0.96(0.0)	1.0(4.9)	3.9(1.5)	0.82(0.1)	3.6(2.9)	7.2(2.8)	0.47(0.3)	1.8(5.3)
	Xsens	7.4(3.6)	0.97(0.0)	-1.9(3.0)	3.5(1.2)	0.81(0.2)	-1.3(2.9)	6.4(2.9)	0.49(0.3)	-2.5(4.7)
	Anova	F = 14.32	F = 3.38	F = 8.76	F = 1	F = 0.12	F = 48.04	F = 2.82	F = 1.09	F = 17.06
	Valeur p	p = 0	p = 0.04	p < 0.01	p = 0.37	p = 0.89	p < 0.01	p = 0.06	p = 0.34	p < 0.01
	Post-hoc	X < D, O	X > D, O	D,O < X			X < D < O			O < D,X
GENOU	**Directe**	5.1(2.7)	0.98(0.02)	1.8(2.9)	6.0(2.3)	0.41(0.3)	4.7(4.8)	6.8(2.5)	0.60(0.2)	13.9(6.9)
	Opensense	5.2(2.4)	0.98(0.02)	0.7(2.8)	6.5(2.5)	0.36(0.3)	5.3(4.3)	5.2(1.7)	0.55(0.2)	6.1(3.8)
	Xsens	4.3(2.0)	0.99(0.0)	1.2(3.5)	5.0(1.9)	0.34(0.2)	0.7(4.1)	3.9(1.4)	0.55(0.2)	6.7(5.3)
	Anova	F = 2.54	F = 0.77	F = 1.7	F = 6.91	F = 1.24	F = 17.51	F = 31.1	F = 0.81	F = 34.46
	Valeur p	p = 0.08	p = 0.46	p = 0.19	p = 0	p = 0.29	p < 0.01	p = 0	p = 0.45	p < 0.01
	Post-hoc				X < D,O		X < D, O	X < O < D		X,O < D
CHEVILLE	**Directe**	9.3(3.3)	0.96(0.0)	3.5(4.4)	8.5(4.2)	0.44(0.2)	12.5(4.4)	8.6(3.9)	0.74(0.2)	7.0(7.1)
	Opensense	9.9(3.3)	0.96(0.0)	5.7(3.7)	6.3(4.9)	0.55(0.3)	5.0(5.4)	10.1(5.6)	0.82(0.1)	4.2(5.3)
	Xsens	7.1(2.2)	0.96(0.0)	6.5(3.7)	10.4(3.6)	0.57(0.3)	14.1(5.2)	9.8(4.7)	0.81(0.1)	4.0(5.4)
	Anova	F = 13.79	F = 0.84	F = 8.71	F = 13.63	F = 4.16	F = 51.08	F = 1.51	F = 4.39	F = 4.29
	Valeur p	p = 0	p = 0.43	p < 0.01	p = 0	p = 0.02	p < 0.01	p = 0.22	p = 0.01	p = 0.02
	Post-hoc	X < D <O		D < X, O	O < D < X	O,X > D	O< D, X		O,X > D	X, O < D

D : Directe, O : OpenSense, X : Xsens

6.3.3. L'ergocycle

La Figure 50 représente la cinématique typique d'un sujet effectuant du vélo et la Figure 51 la cinématique moyenne et écarts-types de cette même activité pour tous les sujets.

Comme les Figure 50 et Figure 51 l'illustrent, nous pouvons observer un offset moins important pour l'antéversion lorsque les méthodes Directe et OpenSense sont utilisées. Nous observons le même phénomène que pour les autres mouvements au niveau de la flexion de hanche, soit la flexion pour les propositions Directe et OpenSense sont supérieures à celle estimée par Xsens. De plus, les profils cinématiques sont moins bien respectés dans les plans frontal et transverse.

Le Tableau 20 présente les résultats de RMSE et coefficients de corrélation ainsi que les tests statistiques pour la cinématique obtenue lors des essais sur ergocycle. L'ANOVA révèle un effet de la méthode d'obtention de la cinématique sur la RMSE pour tous les degrés de liberté de chacune des articulations à l'acception de l'abduction de hanche et la flexion du genou. Ainsi il y a présence d'un effet pour, l'antéversion du bassin ($F = 73.59, p < 0.01$), la flexion de hanche ($F = 8.74, p < 0.01$), la flexion de cheville ($F = 165.78, p < 0.01$), l'obliquité du bassin ($F = 39.96, p < 0.1$), l'abduction du genou (F=4.76, p<0.01), l'abduction de la cheville ($F = 57.62, p < 0.01$), la rotation du bassin ($F = 111.69, p < 0.01$), la rotation de hanche ($F = 14.93\ p < 0.01$), la rotation du genou ($F = 7.6, p < 0.01$) et enfin la rotation de la cheville ($F = 4.37, p = 0.01$).

Les tests Post-hoc présentent une RMSE plus petite pour la cinématique :

- Directe et OpenSense sur l'antéversion du bassin ($8.2° \pm 7.0°, et\ 8.1° \pm 6.3°$) par rapport à $13.1 \pm 7.7°$ pour la cinématique obtenue avec Xsens.
- Directe sur la flexion de hanche ($9.9° \pm 7.5°$) par rapport à OpenSense ($10.0° \pm 7.6°$) et Xsens ($11.7° \pm 6.4°$).
- Directe et Xsens sur l'obliquité du bassin ($2.1° \pm 2.8°\ et\ 2.2° \pm 1.0°$), par rapport à OpenSense ($3.3° \pm 2.6°$).
- OpenSense sur l'abduction de cheville ($7.6° \pm 5.9°$) par rapport à Directe ($8.3 \pm 4.8°$) et Xsens ($11.3° \pm 5.6°$).
- Directe sur la rotation du bassin ($1.9° \pm 3.2°$) par rapport à OpenSense ($4.7° \pm 3.1°$) et Xsens ($3.9° \pm 2.3°$).
- OpenSense et Xsens pour la rotation du genou ($6.7° \pm 31°\ et\ 7.1° \pm 3.8°$) par rapport à Directe ($7.7° \pm 4.0°$) et la rotation de cheville ($8.6° \pm 6.1°\ et\ 8.5° \pm 5.0°$) par rapport à Directe ($9.5° \pm 5.6°$).
- Xsens pour la rotation de hanche ($6.1° \pm 3.0°$) par rapport à Directe ($7.3° \pm 4.1°$) et OpenSense ($7.2° \pm 3.5°$) et la flexion de cheville ($4.5° \pm 2.7°$) par rapport à Directe ($8.1° \pm 3.9°$) et OpenSense ($8.3° \pm 3.7°$).

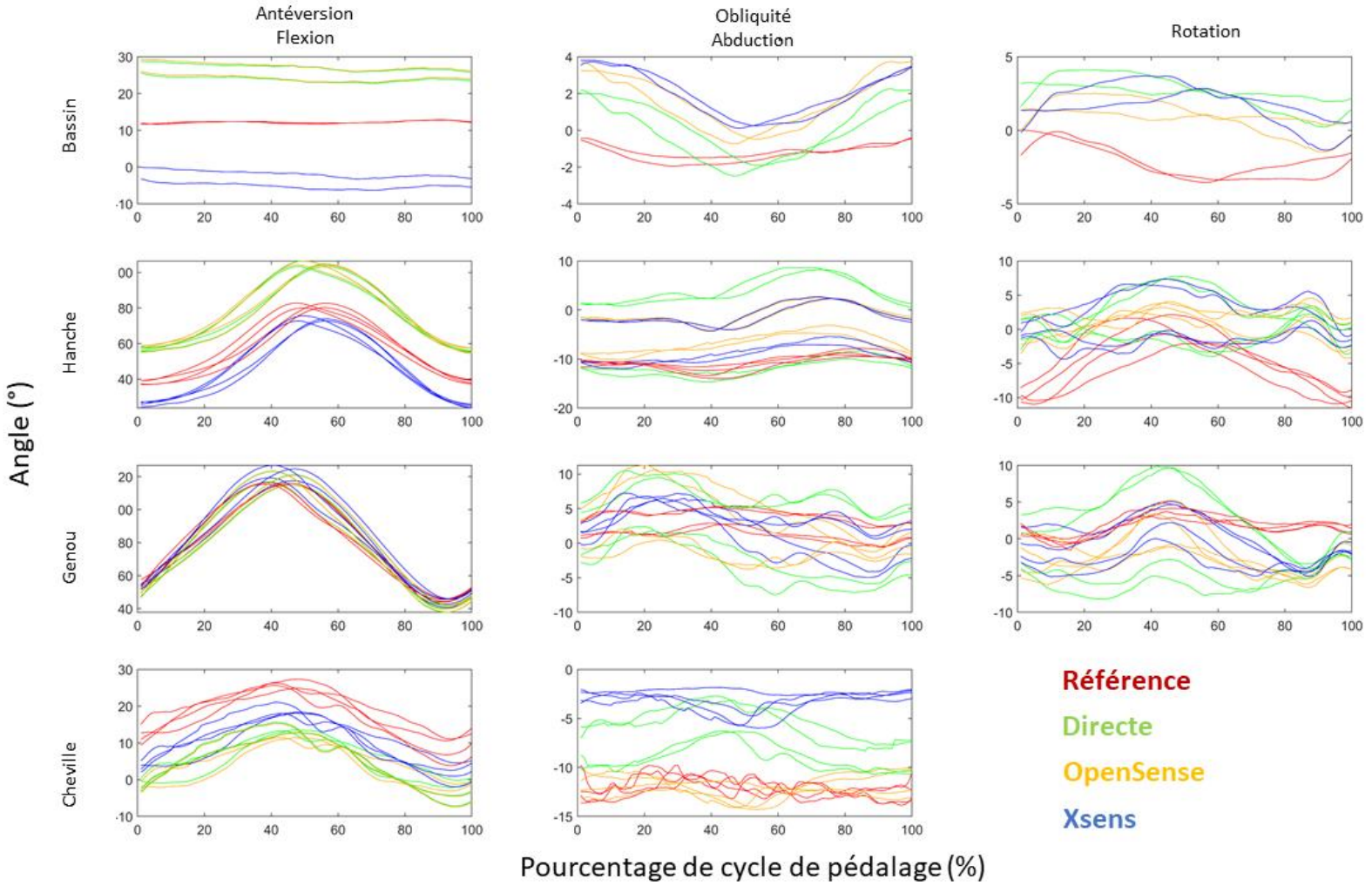


Figure 50: Cinématique obtenue pour un sujet pendant deux cycles de pédalage sur ergocycle. Les cycles côté droit et gauche sont représentés sans être différenciés. La cinématique de référence est en rouge, la cinématique directe en vert, la cinématique obtenue avec OpenSense en orange et la cinématique obtenue avec Xsens est en bleu.

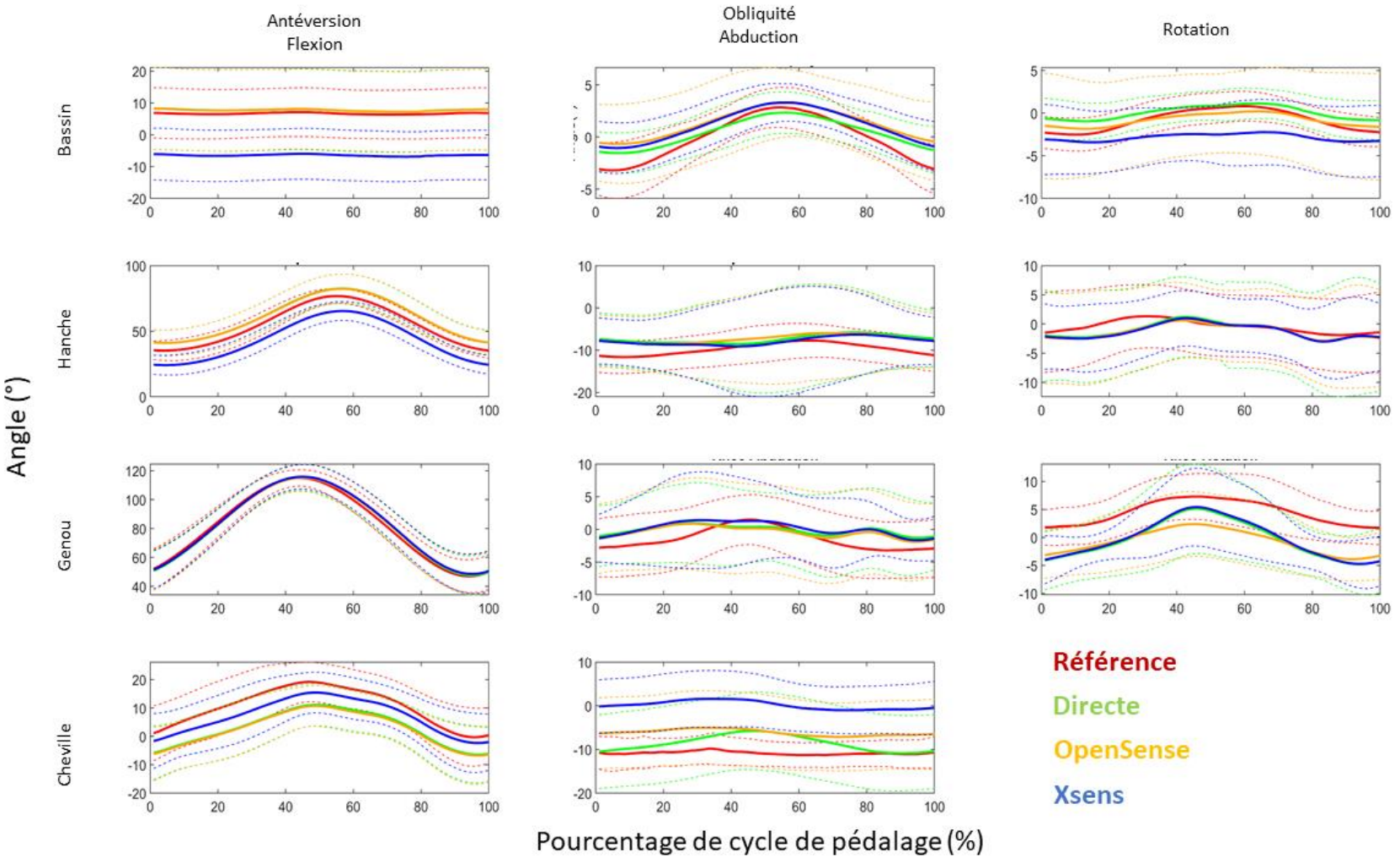


Figure 51: Cinématique moyenne obtenue pendant un cycle de pédalage sur ergocycle. La cinématique de référence est en rouge, la cinématique directe en vert, la cinématique obtenue avec OpenSense en orange et la cinématique obtenue avec Xsens est en bleu. Les cinématiques moyennes sont en trait plein et les écarts-types, en trait pointillé.

Les analyses statistiques présentent un effet de la méthode sur les coefficients de corrélations principalement dans le plan frontal de la cheville ($F = 5.46°, p < 0.01$) et transverse de toutes les autres articulations : bassin ($F = 14.18, p < 0.01$), hanche ($F = 4.81, p = 0.01$), genou ($F = 3.62, p = 0.03$), cheville ($F = 100.54, p < 0.01$). Les tests Post-hoc mettent en avant un coefficient de corrélation supérieur pour la cinématique :

- OpenSense et Xsens pour l'abduction de cheville (0.43 et 0.42) par rapport à Directe (0.38).
- Directe sur la rotation du bassin (0.77) par rapport à OpenSense (0.75) et Xsens (0.66) et de genou (0.71) par rapport à OpenSense (7.1) et Xsens (6.7).
- OpenSense pour la rotation de hanche (0.49) par rapport à Directe et Xsens (0.68).
- Xsens pour la rotation de cheville (0.72) par rapport à Directe (0.47) et OpenSense (0.61).

Pour la différence des amplitudes articulaires, nous pouvons remarquer qu'elles sont particulièrement basses pour la plupart des degrés de liberté entre $0.0° \pm 5.1°$ pour la rotation de cheville avec Xsens et $3.6° \pm 5.4°$ pour l'abduction de hanche toujours avec Xsens. La valeur la plus haute est observable pour la rotation du genou avec Xsens ($6.3° \pm 8.3°$). Le test statistique de l'ANOVA met en avant un effet de la méthode d'obtention de la cinématique pour la flexion de genou ($F = 8.05, p < 0.01$), l'abduction de hanche ($F = 4.96, p < 0.01$), l'abduction de cheville ($F = 25.77, p < 0.01$) , la rotation de genou ($F = 91.63, p < 0.01$), la rotation de cheville ($F = 5.79, p < 0.01$). Le test Post-hoc présente une différence d'amplitude plus petite pour OpenSense sur la flexion du genou ($-0.1° \pm 3.8°$) face à Xsens ($0.4° \pm 3.0°$) qui est lui-même inférieur à la proposition Directe ($0.8° \pm 3.1°$), sur l'abduction de hanche ($2.5° \pm 5.4°$) face à la cinématique Directe ($3.1° \pm 5.5°$) qui est elle-même plus petite que Xsens ($3.6° \pm 5.4°$), sur l'abduction de cheville ($0.2° \pm 5.4°$) face à Xsens ($2.0° \pm 5.9°$ et Directe ($2.9° \pm 5.7°$), sur la rotation de genou ($0.4° \pm 5.3°$) face à Directe ($5.9° \pm 7.6°$) et Xsens ($6.3° \pm 8.3°$). Enfin Xsens présente des différences d'amplitude plus petites pour la rotation de cheville ($0.0° \pm 5.1°$) face à OpenSense ($-0.9° \pm 5.1°$) et Directe ($-1.2° \pm 5.6°$).

Tableau 20: RMSE, coefficients de corrélation (CC), différence d'amplitude de mouvement (ROM) moyen (écart-type) pour les trois propositions de cinématique pour l'ergocycle

		Antéversion /Flexion			Obliquité/Abduction			Rotation		
		RMSE (°)	**CC**	**ΔROM (°)**	**RMSE (°)**	**CC**	**ΔROM (°)**	**RMSE (°)**	**CC**	**ΔROM (°)**
BASSIN	**Directe**	8.2(7.0)	0.61(0.3)	0.8(7.9)	2.1(2.8)	0.9(0.2)	-1.9(5)	1.9(3.2)	0.77(0.3)	0.0(6.8)
	Opensense	8.1(6.3)	0.60(0.3)	0.6(2.9)	3.3(2.6)	0.91(0.2)	-1.9(3.8)	4.7(3.1)	0.75(0.3)	-0.3(1.5)
	Xsens	13.1(7.7)	0.57(0.3)	0.5(2.0)	2.2(1.0)	0.91(0.2)	-1.6(2.5)	3.9(2.3)	0.66(0.3)	-0.7(1.7)
	Anova	F = 73.59	F = 2.25	F = 0.55	F = 39.96	F = 0.33	F = 0.68	F = 111.69	F = 14.18	F = 3.57
	Valeur p	p = 0	p = 0.11	p = 0.58	p < 0.01	p = 0.72	p = 0.5	p < 0.01	p <0.01	p = 0.03
	Post-hoc	D,O < X			D,X < O			D < X < O	D > O >X	
HANCHE	**Directe**	9.9(7.5)	0.99(0.1)	0.4(3.2)	7.4(4.9)	0.68(0.3)	3.1(5.5)	7.3(4.1)	0.45(0.3)	3.2(7.1)
	Opensense	10.0(7.6)	0.99(0.1)	0.3(3.4)	7.1(4.7)	0.68(0.3)	2.5(4.8)	7.2(3.5)	0.49(0.3)	2.1(5.5)
	Xsens	11.7(6.4)	0.99(0.1)	0.1(3.0)	7.2(4.5)	0.70(0.3)	3.6(5.4)	6.1(3.0)	0.43(0.3)	2.4(5.7)
	Anova	F = 8.74	F = 0.03	F = 0.55	F = 0.47	F = 0.49	F = 4.96	F = 14.93	F = 4.81	F = 3.97
	Valeur p	p < 0.01	p = 0.97	p = 0.58	p = 0.63	p = 0.61	p = 0.01	p < 0.01	p = 0.01	p = 0.02
	Post-hoc	D < O < X					O < D < X	X < O,D	O > X, D	
GENOU	**Directe**	5.0(4.2)	0.99(0.07)	0.8(3.1)	6.1(2.9)	0.48(0.2)	2.4(4.6)	7.7(4.0)	0.71(0.2)	5.9(7.6)
	Opensense	5.2(4.1)	0.99(0.07)	-0.1(3.8)	6.7(3.2)	0.5(0.3)	2.4(3.6)	7.1(3.8)	0.67(0.3)	0.4(5.3)
	Xsens	4.9(3.9)	0.99(0.1)	0.4(3.0)	6.2(2.8)	0.5(0.3)	2.8(4.4)	6.7(3.1)	0.67(0.3)	6.3(8.3)
	Anova	F = 0.82	F = 0.02	F = 8.05	F = 4.76	F = 1.35	F = 1.63	F = 7.6	F = 3.62 p =	F = 91.63
	Valeur p	p = 0.44	p = 0.98	p < 0.01	p = 0.01	p = 0.26	p = 0.2	p < 0.01	0.03	p < 0.01
	Post-hoc			O < X < D	D,X < O			O, X < D	D > O, X	O < D ,X
CHEVILLE	**Directe**	8.1(3.9)	0.95(0.1)	-1.0(3.1)	8.3(4.8)	0.38(0.2)	2.9(5.7)	9.5(5.6)	0.47(0.3)	-1.2(5.6)
	Opensense	8.3(3.7)	0.96(0.1)	-1.1(3)	7.6(5.9)	0.43(0.2)	0.2(5.4)	8.6(6.1)	0.61(0.3)	-0.9(5.1)
	Xsens	4.5(2.7)	0.95(0.1)	-0.9(2.6)	11.3(5.6)	0.42(0.2)	2.0(5.9)	8.5(5)	0.72(0.2)	0.0(5.1)
	Anova	F = 165.78	F = 0.6	F = 0.97	F = 57.62	F = 5.46	F = 25.77	F = 4.37	F = 100.54	F = 5.79
	Valeur p	p < 0.01	p = 0.55	p = 0.38	p < 0.01	p < 0.01	p < 0.01	p = 0.01	p < 0.01	p < 0.01
	Post-hoc	X < D <O			O < D < S	O, X > D	O < X <D	O, X < D	X > O > D	X < O < D

D : Directe, O : OpenSense, X : Xsens

6.3.4. Le sirtaki

Le sirtaki est un mouvement qui permet d'augmenter les mouvements effectués hors plan sagittal. La Figure 52 présente la cinématique pour un sujet et la Figure 53 la cinématique moyenne et écart-type. Comme ces figures l'illustrent, nous observons la présence d'offset dans le plan sagittal. Comme pour la marche et la course, pour tous les sujets, il est à noter une surestimation de l'antéversion du bassin et de la flexion de hanche pour les propositions Directe et OpenSense par rapport à la proposition Xsens. Pour l'abduction de genou nous pouvons observer un plateau avec OpenSense lorsque l'amplitude articulaire atteint la valeur d'angle limite imposée à la chaine cinématique. Nous pouvons aussi relever une augmentation de l'amplitude du mouvement pour les cinématiques avec les centrales inertielles dans les plans frontal et transverse du genou et de la cheville.

Le Tableau 21 présente les résultats de RMSE et coefficients de corrélation ainsi que les statistiques obtenues pour le mouvement de sirtaki. Pour la RMSE, nous pouvons observer ici que, contrairement aux activités précédentes sollicitant des mouvements aux articulations principalement dans le plan sagittal, il n'y a de différence significative entre les trois cinématiques que pour trois degrés de liberté. L'ANOVA présente ainsi un effet de la méthodologie sur la flexion de hanche ($F = 6.56, p < 0.01$), la rotation du bassin ($F = 8.12, p < 0.01$), et l'abduction de cheville ($F = 4.8, p = 0.01$). Les tests Post-Hoc présentent des RMSE significativement plus petites pour la proposition :

- Xsens pour la flexion de hanche ($7.9° \pm 3.8°$) par rapport à Directe ($13.8° \pm 7.8°$) et OpenSense ($14.1° \pm 7.7°$).
- Directe pour la rotation du bassin ($5.8° \pm 4.3°$) par rapport à OpenSense ($10° \pm 5.3°$) et Xsens ($12.4° \pm 7.1°$).
- Xsens et OpenSense pour la rotation du genou (respectivement $6.3° \pm 1.0°$ et $6.9° \pm 2.0°$) par rapport à Directe ($8.4° \pm 1.6°$).
- OpenSense pour la rotation de cheville ($7.1° \pm 4.6°$) par rapport à Directe ($9.9° \pm 3.3°$) et Xsens ($11.5° \pm 4.1°$).

Pour les coefficients de corrélation, l'ANOVA présente un effet de la proposition sur la flexion de cheville ($F = 3.74, p = 0.03$), l'obliquité du bassin ($F = 58.06\ p < 0.01$), l'abduction de hanche ($F = 4.84, p = 0.01$), l'abduction de cheville ($F = 7.09, p < 0.01$) et la rotation de cheville ($F = 14.35, p < 0.01$). Les tests Post-hoc mettent en avant un coefficient de corrélation plus grand pour la proposition :

- OpenSense et Xsens pour la flexion de cheville (0.96) par rapport à Directe (0.91).
- Directe et OpenSense pour l'obliquité du bassin (respectivement 0.95 et 0.91) par rapport à Xsens (0.5).
- Xsens pour l'abduction de hanche (0.96), l'abduction de cheville (0.82) et la rotation de cheville (0.91) par rapport à Directe (respectivement 0.95, 0.68, 0.80) et OpenSense (respectivement 0.93, 0.66, 0.89).

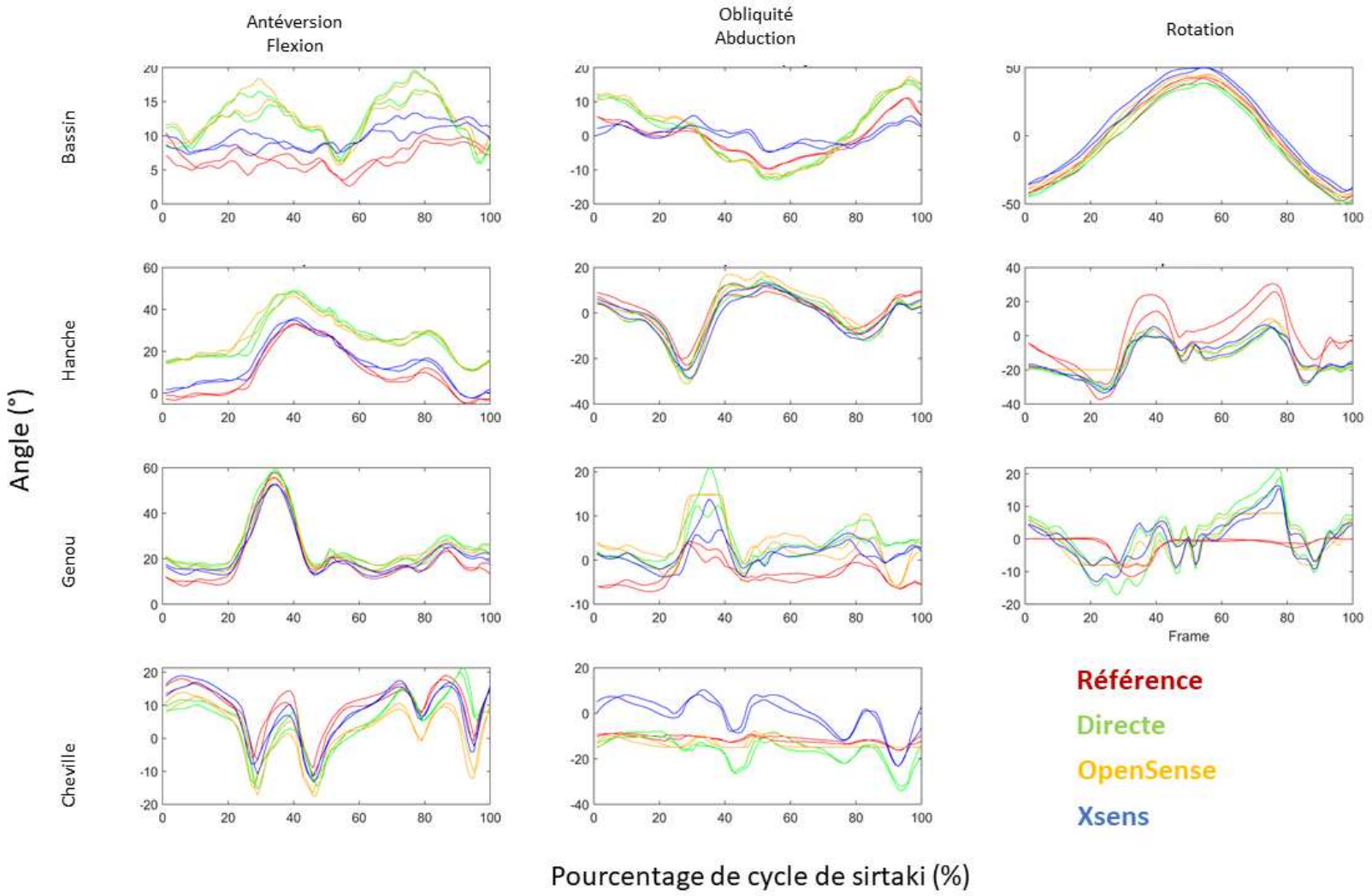


Figure 52 : Cinématique obtenue pour un sujet pendant deux cycles de sirtaki. Les cycles côté droit et gauche sont représentés sans être différenciés. La cinématique de référence est en rouge, la cinématique directe en vert, la cinématique obtenue avec OpenSense en orange et la cinématique obtenue avec Xsens est en bleu.

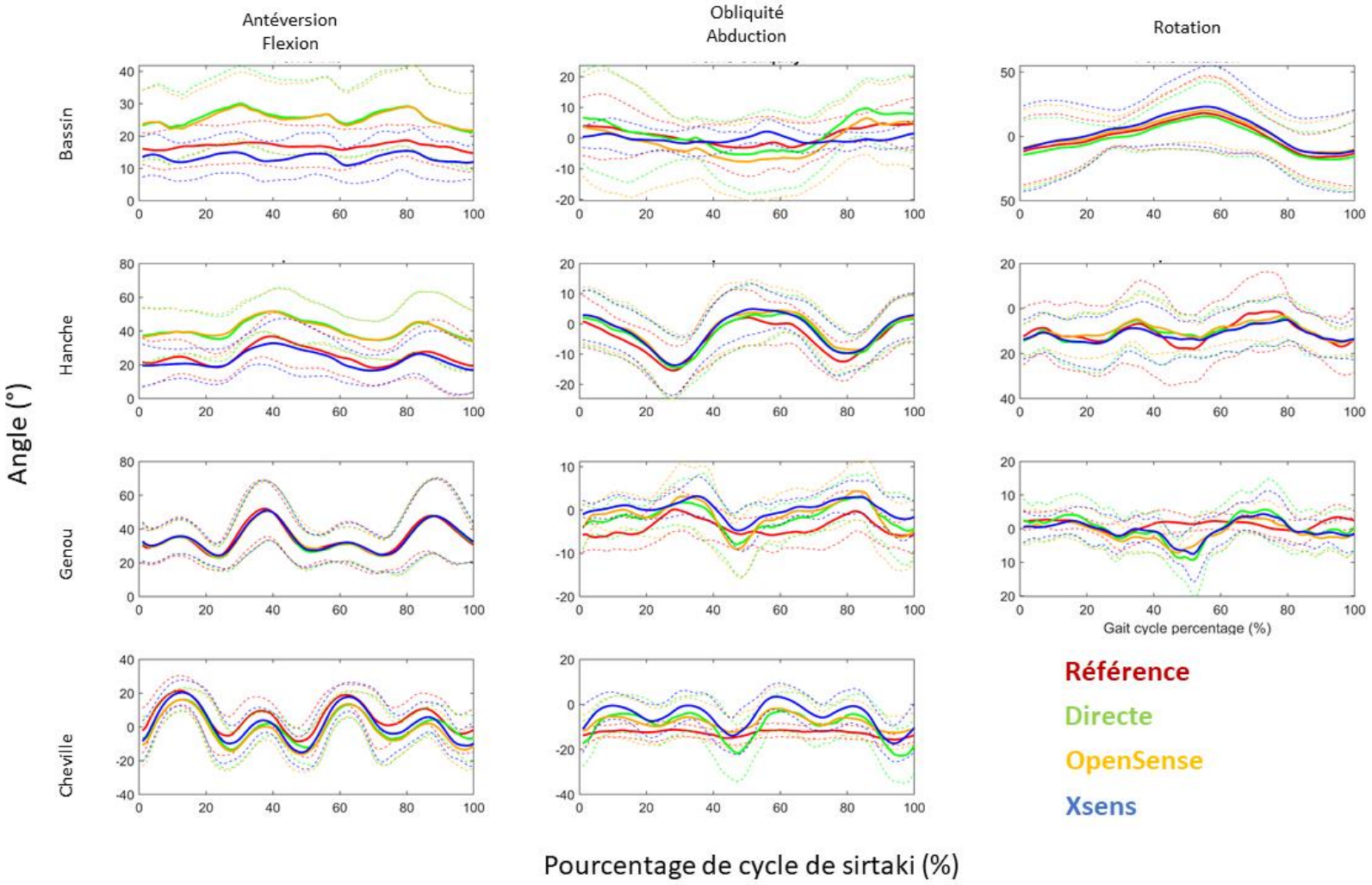


Figure 53 : Cinématique moyenne obtenue pendant un cycle de sirtaki. La cinématique de référence est en rouge, la cinématique directe en vert, la cinématique obtenue avec OpenSense en orange et la cinématique obtenue avec Xsens est en bleu. Les cinématiques moyennes sont en trait plein et les écarts-types, en trait pointillé.

Les différences d'amplitudes articulaires entre la cinématique de référence et celles obtenues avec les centrales inertielles sont pour la plupart entre $-0.3° \pm 3.6°$ pour la flexion du genou avec Xsens et $-12.1° \pm 5.3°$ pour l'obliquité du bassin avec la proposition Xsens. Mais certaines sont supérieures au niveau de l'abduction de cheville ($26.0° \pm 7.3°$) pour Xsens par exemple, mais aussi au niveau du plan transverse de la hanche ($-16.7° \pm 9.9°$, avec OpenSense), genou ($19.7° \pm 7.1°$ avec Directe) et cheville ($20.6° \pm 9.1°$ avec Directe). Nous pouvons observer que le test statistique de l'ANOVA a présenté un effet de la méthode d'obtention de la cinématique pour l'antéversion du bassin ($F = 56.71, p < 0.01$), la flexion de cheville ($F = 16.05, p < 0.01$), l'obliquité du bassin ($F = 147.66, p < 0.01$), l'abduction de hanche ($F = 9.59, p < 0.01$), de cheville ($F = 122.18, p < 0.01$), la rotation du bassin ($F = 45.48, p < 0.01$), de genou ($F = 57.85, p < 0.01$), de cheville ($F = 4.96, p < 0.01$).Les tests Post-hoc présentent un résultat inférieur pour la méthode Xsens pour L'antéversion du bassin $0.5° \pm 2.6°$) face à $6.4° \pm 3.1°$ pour la proposition Directe et OpenSense ($9.1° \pm 4.9°$) et l'abduction de hanche ($1.0° \pm 3.2°$) face à Directe ($2.3° \pm 3.3°$) elle-même inférieure à OpenSense ($4.4° \pm 4.1°$). Ce même test Post-hoc met en avant une différence d'amplitude inférieure pour OpenSense sur :

- L'obliquité du bassin ($10.2° \pm 7.0°$) face à pour la proposition Directe ($11.8° \pm 8.2°$) et et Xsens ($-12.1° \pm 5.3°$).
- L'abduction de cheville ($4.5° \pm 7.3°$) face à $25.1° \pm 6.1°$ pour la proposition Directe et $26.0° \pm 7.3°$ pour la proposition Xsens.
- La rotation du bassin ($-0.7° \pm 4.2°$) ainsi que pour Directe ($-1.2° \pm 4.1°$) face à la proposition Xsens ($6.0° \pm 2.9°$).
- La rotation du genou ($5.1° \pm 4.1°$) face à Xsens ($13.1° \pm 6.5°$) elle-même inférieure à Directe ($19.7° \pm 7.1°$).
- La rotation de cheville ($15.5° \pm 4.8°$) face à Xsens ($18.2° \pm 6.8°$) elle-même inférieure à Directe ($20.6° \pm 9.1°$).

La cinématique obtenue avec la méthode Directe présente des résultats inférieurs, d'après le test Post-hoc pour la flexion de cheville ($-0.6° \pm 6.9°$) face à OpenSense ($4.0° \pm 5.3°$) elle-même inférieur à Xsens ($7.4° \pm 6.4°$).

Tableau 21 : RMSE, coefficients de corrélation (CC), différence d'amplitude de mouvement (ROM) moyen (écart-type) pour les trois propositions de cinématique pour le sirtaki

		Antéversion /Flexion			Obliquité/Abduction			Rotation		
		RMSE (°)	**CC**	**ΔROM (°)**	**RMSE (°)**	**CC**	**ΔROM (°)**	**RMSE (°)**	**CC**	**ΔROM (°)**
BASSIN	**Directe**	8.6(5.2)	0.51(0.3)	6.4(3.1)	5.9(3.3)	0.95(0.0)	11.8(8.2)	5.8(4.3)	0.99(0.0)	-1.2(4.1)
	Opensense	8.9(5.2)	0.49(0.2)	9.1(4.9)	7.4(3.9)	0.91(0.1)	10.2(7.0)	10.0(5.3)	0.99(0.0)	-0.7(4.2)
	Xsens	9.1(4.6)	0.41(0.3)	0.5(2.6)	6.7(2.3)	0.50(0.2)	-12.1(5.3)	12.4(7.1)	0.99(0.0)	6.0(2.9)
	Anova	F = 0.06	F = 0.82	F = 56.71	F = 1.28	F = 58.06	F = 147.66	F = 8.12	F = 2.87	F = 45.48
	Valeur p	p = 0.94	p = 0.44	p < 0.01	p = 0.28	p < 0.01	p < 0.01	p < 0.01	p = 0.06	p < 0.01
	Post-hoc			X < D < O		D, O > X	O < D < X	D < X < O		D,O < X
HANCHE	**Directe**	13.8(7.8)	0.95(0.0)	-0.5(4.4)	4.2(1.4)	0.95(0.0)	2.3(3.0)	9.1(2.6)	0.77(0.1)	-12.0(8.3)
	Opensense	14.1(7.7)	0.94(0.0)	-0.4(4.2)	4.7(1.6)	0.93(0.0)	4.4(4.1)	9.1(2.8)	0.76(0.2)	-16.7(9.9)
	Xsens	7.9(3.8)	0.96(0.0)	-2.8(4.1)	3.7(1.2)	0.96(0.0)	1.0(3.2)	8.7(3.1)	0.84(0.1)	-16.2(6.5)
	Anova	F = 6.56	F = 1.1	F = 3.79	F = 2.77	F = 4.84	F = 9.59	F = 0.2	F = 3.51	F = 3.78
	Valeur p	p < 0.01	p = 0.34	p = 0.03	p = 0.07	p = 0.01	p < 0.01	p = 0.82	p = 0.04	p = 0.03
	Post-hoc	X < D, O				X > D > O	X < D <O			
GENOU	**Directe**	5.3(1.9)	0.97(0.0)	1.9(3.6)	6.5(2.3)	0.59(0.2)	11.1(5.9)	8.4(1.6)	0.22(0.2)	19.7(7.1)
	Opensense	5.4(2.2)	0.97(0.0)	1.0(3.3)	6.9(2.0)	0.55(0.2)	11.2(4.6)	6.9(2.0)	0.22(0.2)	5.1(4.1)
	Xsens	4.4(1.3)	0.98(0.0)	-0.3(3.6)	5.8(2.1)	0.48(0.2)	5.0(5.5)	6.3(1.0)	0.18(0.2)	13.1(6.5)
	Anova	F = 2.16	F = 0.53	F = 3.7	F = 1.63	F = 2.17	F = 3.7	F = 10.63	F = 0.55	F = 57.85
	Valeur p	p = 0.12	p = 0.59	p = 0.03	p = 0.2	p = 0.12	p = 0.03	p < 0.01	p = 0.58	p < 0.01
	Post-hoc							X, O < D		O < X < D
CHEVILLE	**Directe**	8(2.8)	0.91(0.1)	-0.6(6.9)	9.8(3.6)	0.68(0.2)	25.1(6.1)	9.9(3.3)	0.80(0.1)	20.6(9.1)
	Opensense	8.9(3.7)	0.96(0.0)	4.0(5.3)	7.1(4.6)	0.66(0.2)	4.5(7.3)	10.1(4.7)	0.89(0.0)	15.5(4.8)
	Xsens	6.9(2.8)	0.96(0.0)	7.4(6.4)	10.2(2.8)	0.82(0.1)	26.0(7.3)	11.5(4.1)	0.91(0.0)	18.2(6.8)
	Anova	F = 2.46	F = 3.74	F = 16.05	F = 4.8	F = 7.06	F = 122.18	F = 1.22	F = 14.35	F = 4.96
	Valeur p	p = 0.09	p = 0.03	p < 0.01	p = 0.01	p < 0.01	p < 0.01	p = 0.3	p < 0.01	p = 0.01
	Post-hoc		O,X > D	D < O < X	O < D, X	X > O, D	O < D, X		X > O > D	O < X < D

D : Directe, O : OpenSense, X : Xsens

6.4. Discussion

Dans cette étude, nous souhaitions évaluer l'apport de différentes méthodes d'optimisation pour obtenir la cinématique des membres inférieurs avec des centrales inertielles. Pour cela nous avons choisi de présenter l'optimisation proposée par la société Xsens (Enschede, Pays-Bas) et par OpenSim (Stanford, Etats-Unis) par l'intermédiaire des logiciels MVN et du module OpenSense. Malheureusement le modèle appelé MVN de la société Xsens est propriétaire et nous n'avons pas le détail sur la méthode mathématique derrière le calibrage effectué ainsi que la chaîne cinématique utilisée. Malgré cela, cette proposition est fréquemment utilisée dans le domaine de l'analyse du mouvement, car elle est clé en main (Poitras et al., 2019; Schepers et al., 2018). En revanche, la proposition OpenSense est open source. Nous connaissons donc la méthode d'optimisation utilisée et nous pouvons contrôler le calibrage et les contraintes appliquées à la chaîne cinématique. De plus, cette optimisation multisegmentaire est contrôlée exclusivement avec l'orientation des centrales inertielles ce qui dispense de connaître la position de la centrale sur le segment et optimise ainsi le temps d'expérimentation. Par ailleurs, OpenSense est une extension offerte par OpenSim, un logiciel qui permet la modélisation musculosquelettique. De ce fait, il est envisageable d'utiliser les centrales inertielles pour procéder en une analyse des efforts musculaires via OpenSense/OpenSim.

Nos résultats sont assez similaires à ce qui est présenté dans la littérature. Dans l'étude de Schepers et al., la cinématique obtenue avec le modèle MVN d'Xsens est comparée à une cinématique obtenue à l'aide d'un système optoélectronique et soumis à une optimisation multisegmentaire effectuée avec OpenSim (Schepers et al., 2018). Leurs résultats de RMSE lors d'essais de marche sont très semblables à ceux que nous obtenons puisqu'ils présentent des RMSE de l'ordre de $10°$ pour la flexion de hanche, $3.2°$ pour la flexion du genou et $4.5°$ pour la flexion de cheville. Mais nous n'avons pas d'informations sur le calibrage centrale-à-segment appliqué.

Concernant les données d'OpenSense, nous pouvons observer que nos résultats de RMSE sont légèrement supérieurs à ceux de Al Borno et al.. Ces auteurs proposent d'utiliser OpenSense pour obtenir la cinématique des membres inférieurs pendant la marche. Ils présentent en effet des RMSE de l'ordre de 3° à 6° degrés en utilisant la chaîne cinématique Rajagopal 2015 (Al Borno et al., 2021). Toutefois, la référence utilisée dans leur étude est très différente de la nôtre. Tout d'abord, Al Borno et al. utilisent des plates-formes/clusters sur lesquelles des marqueurs sont fixés ainsi que les centrales. De ce fait, les mouvements des marqueurs traqués par le système optoélectronique subissent les mêmes artefacts que les centrales inertielles. Qui plus est, la cinématique de référence

basée sur la mesure optoélectronique résulte elle aussi d'une optimisation de la cinématique. Finalement, le calibrage appliqué à leur chaîne cinématique est effectué à partir des angles obtenus par la mesure optoélectronique lors de la posture statique. Malgré cela, Al Borno et al. observent des erreurs importantes pour la rotation de hanche (12.7° de RMSE en moyenne contre 6.7° dans notre étude), erreurs que ces auteurs attribuent à des perturbations magnétiques s'appliquant aux centrales positionnées sur le pied. Néanmoins, lors de la prise en main d'OpenSense, nous observions des phénomènes similaires. Seulement, notre analyse ne permet pas de conclure à un problème imputable aux perturbations magnétiques. En effet, nous avons créé des quaternions imitant les centrales inertielles à l'aide du système optoélectronique et le problème subsistait. Nous pensons donc qu'une anomalie existe dans la manière dont OpenSense définit la direction du mouvement, direction utilisée par le logiciel pour définir la rotation initiale de la chaîne cinématique par rapport au repère global. Nous avons donc fait le choix de transformer les données inertielles de sorte que la chaîne cinématique n'ait pas besoin d'être initialement tournée dans le repère global au moment de la conversion des données.

Nous pouvons aussi comparer les résultats obtenus pour la cinématique directe dans cette partie avec ceux obtenus dans la partie 2 du manuscrit, ceux-ci faisant entre autres appel à un autre type de centrales, les centrales Opal (APDM, Portland, Etats-Unis). Les différences les plus notables sont dans le plan sagittal et transverse avec des RMSE parfois inférieures, parfois supérieures pour la présente étude. Ainsi, pour la marche, nous obtenions pour l'antéversion du bassin 6.4° de RMSE moyenne dans l'étude précédente contre 8.8° dans cette étude et, pour la flexion de hanche, 9.2° contre 12.4° dans cette étude. Ici, la différence peut s'expliquer par le calibrage centrale-à-segment effectué pour le bassin. Nous n'avons pas utilisé le dispositif du bassin pour définir l'axe longitudinal du bassin, ce qui a des conséquences sur le repère du bassin qui est utilisé pour calculer les angles du bassin et de la hanche. Ceci dans le but de nous éloigner le moins possible du modèle MVN d'Xsens. À l'inverse, cette étude présente des résultats bien meilleurs pour la cinématique directe pour les autres articulations dans les plans sagittal et transverse. La flexion de genou a une RMSE divisée par presque deux avec 3.7° de moyenne contre 6.4° dans l'étude précédente tandis que la RMSE pour la rotation de hanche passe de 10.9° à 7° et pour la rotation du genou de 9.8° à 5.1°. Les calibrages centrale-à-segment étant identiques à l'exception du bassin, nous pouvons penser que la différence réside dans l'algorithme de fusion des centrales. Celui de MVN pourrait être plus performant. Compte tenu que cela est particulièrement notable dans le plan transverse, nous pouvons penser que la prise en compte du magnétomètre est particulièrement performante puisqu'un travail important aurait été fourni pour minimiser les effets des perturbations magnétiques sur le modèle des centrales Xsens (Daniel Roetenberg et al., 2005; Schepers et al., 2018). Toutefois, nous devons admettre des réserves sur cette

dernière explication. En effet, certaines études ont révélé des écarts dans la définition du repère global, le repère North/West/UP des centrales, et, plus particulièrement, ont révélé la présence de rotation autour de l'axe Z imputable à une erreur dans la définition du Nord magnétique (Simonetti, 2020). Nous soupçonnons donc que les données sur l'orientation des capteurs fournies par le logiciel MVN ne sont pas directement celles des centrales, mais qu'elles subissent une transformation. Nous pensons notamment qu'un nouveau repère global est défini sans doute en se basant sur l'essai de marche. Nous avons, en effet, tenté d'utiliser le dispositif pour calibrer le bassin comme dans la partie 2 en utilisant le capteur placé par la suite sur le tibia gauche. Les résultats obtenus, quand bien même la procédure était en tout point similaire à celle employée lors de la partie 2, n'étaient pas cohérents ce qui nous a menés par ailleurs à renoncer à son utilisation. Si ces données d'orientation des capteurs sont belles et bien différentes de celles nommées « orientations des segments » nous n'avons pas été en mesure de comprendre les transformations qu'elles subissaient.

Assez classiquement, en termes de respects des profils, nous pouvons noter que la cinématique se dégrade entre les plans sagittal, frontal puis transverse, et ce, quel que soit le mouvement effectué. Ceci s'explique en partie par le fait que les angles sont obtenus à l'aide d'une séquence d'Euler définissant les angles de rotation autour des axes médio-latéraux puis antéro-postérieurs et enfin longitudinaux. Les derniers angles cumulent alors les erreurs des deux premières rotations. Néanmoins, comme évoqué dans la littérature (Selbie & Brown, 2017; Stagni et al., 2005), l'artefact des tissus mous peut particulièrement affecter la cinématique dans le plan transverse par le biais de la composante appelée « mouvement à l'unisson ». Nous souhaitions tester l'apport de l'optimisation cinématique pour la réduction de cet artefact. Malheureusement, les différences entre les cinématiques Directe et celles obtenues par optimisation ne sont pas significatives. Par exemple, pour le sirtaki pour lequel les mouvements hors plan sagittal sont les plus importants, l'écart entre les RMSE de cinématique directe et d'optimisation multisegmentaire est faible et les profils cinématiques, si ce n'est à la cheville, ne sont pas significativement améliorés à en juger par les coefficients de corrélation.

Les faibles effets de l'optimisation multisegmentaire peuvent s'expliquer par différents facteurs. Tout d'abord, il est à noter que pour le modèle MVN et pour le modèle utilisé sur OpenSim, trois degrés de liberté sont considérés à chaque articulation. Or, si l'on souhaite diminuer l'effet des artefacts de tissus mous, il est necessaire de contraindre les degrés de liberté (Gasparutto et al., 2015). L'absence d'apport de l'optimisation multisegmentaire pourrait donc en partie s'expliquer par l'absence de contraintes cinématiques sur la chaîne. Nous avons testé en Annexe 8 une autre version du modèle Rajagopal 2015, à savoir un modèle des membres inférieurs avec uniquement 2 degrés de liberté aux

genoux et un à la cheville. La seule différence notable se situe au niveau de l'abduction/adduction de la hanche pour laquelle la RMSE et le coefficient de corrélation sont meilleurs pour le modèle modifié à 3 degrés de liberté. La définition des articulations semble donc avoir un effet limité ici. Nous avons donc tendance à préférer la version modifiée du modèle. En effet, il est intéressant d'observer les mouvements dans les autres plans du mouvement, puisque la référence en laisse paraître et qu'il en existe physiologiquement. Malgré tout, une définition plus « physiologique » des articulations pourrait avoir son importance (Duprey et al., 2010; Gasparutto et al., 2015).

Le faible apport de l'optimisation multisegmentaire pourrait alors s'expliquer par le fait que l'orientation des segments servant d'entrée à la chaîne cinématique provient d'une unique centrale fixée sur le segment et non, comme pour les systèmes optoélectroniques, de plusieurs marqueurs répartis sur le segment. Les contraintes dites rigides qui considèrent que tous les points de mesure du mouvement du segment sont liés rigidement à celui-ci n'existent donc pas ici.

Pour pallier l'absence de contraintes et de rigidification, nous avons imposé des limites d'amplitude articulaire en nous basant sur les travaux de Kapandji (Kapandji, 2009). Pour le modèle MVN d'Xsens, nous n'avons pas d'information à ce sujet. Nous pouvons observer des phénomènes de saturation avec le modèle OpenSense notamment au niveau de l'abduction/adduction et de la rotation du genou. En observant les données obtenues à l'aide de la référence, nous pouvons confirmer que la saturation fait sens en empêchant l'atteinte d'amplitude articulaire inappropriée. Toutefois, il serait intéressant que les limites rentrées soient personnalisées au sujet étudié.

Il semblerait donc que l'apport de l'optimisation multisegmentaire pour l'obtention de la cinématique à partir de centrales inertielles soit ici faible par rapport à la cinématique directe du fait de l'absence de contraintes cinématiques et de réelle rigidification.

Si l'on regarde les différences entre les deux propositions d'optimisation, Xsens et OpenSense, nous pouvons remarquer que la flexion de hanche est mieux définie par Xsens. Ceci s'explique sans doute pour partie par la différence de qualité du calibrage centrale-à-segment du bassin. Comme évoqué précédemment, celui appliqué à la cinématique directe et aux données OpenSense donne des RMSE plus importantes que ce qui avait été obtenu avec le dispositif dans l'étude de la partie 2. Xsens a aussi une cinématique plus proche de la cinématique de référence dans le plan transverse du genou. Par ailleurs, nous ne voyons pas de phénomène de saturation comme cela est observé par l'optimisation OpenSense. Nous pouvons aussi remarquer que le mouvement effectué exerce une influence sur les résultats. Sur ergocycle, nous pouvons voir que la tendance à avoir avec des erreurs importantes pour l'antéversion du bassin et la flexion de hanche disparaît pour les propositions Directe et OpenSense.

La proposition Xsens a dans ce cas tendance à sous-estimer la flexion de hanche et l'antéversion du bassin. Cette différence est sans doute imputable à la posture. Sur l'ergocycle, le tronc du sujet est fléchi en avant, cela pourrait avoir une influence sur l'orientation de la centrale du bassin qui aurait tendance à « remonter » sur les lombaires et ne plus être sur le sacrum et ainsi diminuer l'angle de l'antéversion du bassin.

Les différences entre les propositions sont beaucoup moins importantes pour le mouvement de sirtaki qui est hors du plan sagittal comparativement aux autres mouvements. Ces résultats montrent donc des spécificités de la chaîne implémentée, des degrés de liberté et amplitude libérée et de la méthode d'optimisation utilisée. Cette diminution de la différence pourrait provenir des liaisons mécaniques qui sont définies et de leurs contraintes limites (Duprey et al., 2010). Seulement, nous n'avons que très peu d'informations sur le modèle MVN d'Xsens pour être en mesure de préciser les différences.

Cette étude met aussi en avant l'intérêt primordial du calibrage centrale-à-segment, comme nous pouvons l'observer pour les résultats sur l'antéversion du bassin et la flexion de hanche. Ainsi si le calibrage n'est pas optimal, nous pourrons observer des conséquences non négligeables sur la cinématique qui ne seront pas compensées par l'optimisation de la cinématique.

Cette étude présente des limites et des choix qui peuvent être discutés. Comme pour la partie 2, nous pouvons rappeler que la référence utilisée basée sur une mesure optoélectronique ne constitue pas le « gold standard » puisqu'elle se base sur l'utilisation de marqueurs externes pour estimer l'orientation des segments osseux. Les mouvements mesurés sont soumis à beaucoup d'erreurs (Chiari et al., 2005; Leardini et al., 2005).

Ce qui est ici particulièrement notable est que, contrairement à la littérature, nous avons fait le choix de ne pas utiliser dans le corps de ce manuscrit une cinématique de référence résultant d'une optimisation multisegmentaire. En effet, à la fin de la partie 2 nous faisions l'hypothèse que les cinématiques provenant de la mesure inertielle pouvaient être particulièrement affectées par l'artefact de tissus mous. Il nous semblait donc plus pertinent de continuer à utiliser les données de cinématique de référence provenant d'un modèle sans utilisation d'optimisation multisegmentaire. Toutefois, nous avons soumis la mesure optoélectronique à la même chaîne cinématique qu'OpenSense. Les résultats sont en annexe (Annexe 7), nous obtenons des résultats similaires en matière de RMSE, coefficient de corrélation et différence d'amplitude entre les cinématiques obtenue avec OpenSense et les centrales face à la cinématique optimisée à partir du système optoélectronique. Nous aurions pu imaginer que les différences entre les cinématiques soient plus petites, mais

l'optimisation se fait à partir des marqueurs répartis sur le segment, et des centres articulaires et non de clusters comme cela peut se faire dans littérature (Al Borno et al., 2021). La différence est donc nécessairement plus importante.

Pour cette étude, nous avons utilisé les données d'orientation provenant du modèle MVN d'Xsens pour tester l'optimisation multisegmentaire d'OpenSense. Il est à noter que nous avons assez peu d'informations concernant ces données d'orientation. Comme évoqué précédemment, nous pensons que ces orientations récupérées par l'intermédiaire du logiciel MVN (Xsens, Enschede Pays-Bas) ne résultent pas directement des capteurs, mais subissent une modification associée au modèle MVN.

6.5. Conclusion

Cette étude nous permet de confirmer qu'il est possible d'utiliser des chaînes cinématiques pour obtenir la cinématique de membres inférieurs avec des centrales inertielles. Néanmoins, elle ne permet pas de conclure sur un apport très significatif d'une optimisation multisegmentaire imposant des contraintes par rapport à une cinématique directe. L'absence de résultats peut pour partie s'expliquer par la faiblesse des contraintes cinématiques (3 degrés de liberté existaient aux articulations) et de rigidification des segments (seule l'orientation provenant d'un capteur par segment servait de données d'entrée).

Les résultats soulignent également que la qualité du calibrage reste primordiale pour l'obtention de cette cinématique.

Mais la personnalisation de la chaîne cinématique en ce qui concerne l'amplitude articulaire, du type de liaison mécanique, de calibrage pourrait apporter une amélioration de l'estimation de la cinématique. Une seconde possibilité pour améliorer la cinématique des membres inférieurs avec les centrales inertielles pourrait être d'augmenter le nombre de centrales par segment afin de diminuer l'effet de la concentration de mesure en un unique point. Ainsi une redondance d'informations sur l'orientation des segments pourrait aussi améliorer l'estimation de la cinématique articulaire, en posant par exemple deux centrales par segment. C'est sur cette hypothèse que s'appuiera le chapitre suivant.

Chapitre 7 Évaluation de l'effet de la redondance d'informations sur la cinématique articulaire

7.1. Introduction

Dans le chapitre précédent, nous avons montré qu'une optimisation multisegmentaire permettait d'obtenir une cinématique articulaire et que, malgré un léger avantage de la proposition de la société Xsens, OpenSense proposait une optimisation intéressante et relativement proche en matière d'erreur par rapport à la référence optoélectronique. Afin d'améliorer l'obtention de la cinématique par ces chaînes cinématiques, il pourrait être pertinent de contrer l'effet de la concentration de mesure par une seule centrale par segment en multipliant ce nombre de centrales par segment. Ainsi nous pourrons évaluer l'effet d'une redondance d'informations lors de l'obtention de la cinématique articulaire par optimisation. Nous avons choisi d'utiliser de nouveau OpenSense puisque l'utilisation de multiples centrales ainsi que sa paramétrisation sont possibles. Si l'exploitation de la redondance d'informations est largement répandue lors de la mesure par systèmes optoélectroniques (Ausejo et al., 2011), ce n'est pas le cas de la mesure inertielle. Il n'y a à notre connaissance aucune étude qui a testé l'effet de la redondance d'informations sur l'obtention de la cinématique par optimisation multisegmentaire.

Pour tester cela dans ce chapitre, nous avons modifié la chaîne cinématique précédemment utilisée dans le chapitre 6 pour qu'elle accepte l'orientation de deux centrales par segment. Ainsi nous allons comparer la cinématique obtenue par l'intermédiaire des centrales inertielles directement après calibrage (Directe), la cinématique obtenue avec optimisation multisegmentaire par une centrale par segment (OpenSense), la cinématique obtenue avec une optimisation multisegmentaire par l'intermédiaire de deux centrales sur le fémur et deux centrales sur le tibia et une centrale sur les autres segments (Redondance). Ces trois cinématiques seront comparées à une cinématique obtenue avec un système optoélectronique.

7.2. Matériel et méthode

7.2.1. Participants

Cinq sujets asymptomatiques ont participé à cette étude, 2 femmes et 3 hommes (29.6 ± 6.1 ans, $66 \pm 11.46\ kg, 173 \pm 8.71\ cm$). Tous les sujets ont donné leurs consentements éclairés pour participer à cette étude.

7.2.2. Matériel expérimental

Le même matériel que celui du chapitre 5 a été utilisé, et ce, dans les mêmes conditions, pour rappel, il s'agit d'un système optoélectronique Vicon (Nexus, Oxford, UK) avec 38 marqueurs réfléchissants.

Pour les centrales inertielles, le même modèle que pour le chapitre 5 a été utilisé. Les sujets étaient équipés de 11 centrales inertielles Opal (APDM, Portland, États-Unis) positionnées comme l'illustre la Figure 54. En plus des centrales placées comme au chapitre 5, une centrale supplémentaire était placée sur les cuisses, sur la partie antérieure distale, et sur la jambe, toujours sur le plateau tibial, mais en position distale.

Le dispositif du bassin a aussi été utilisé.

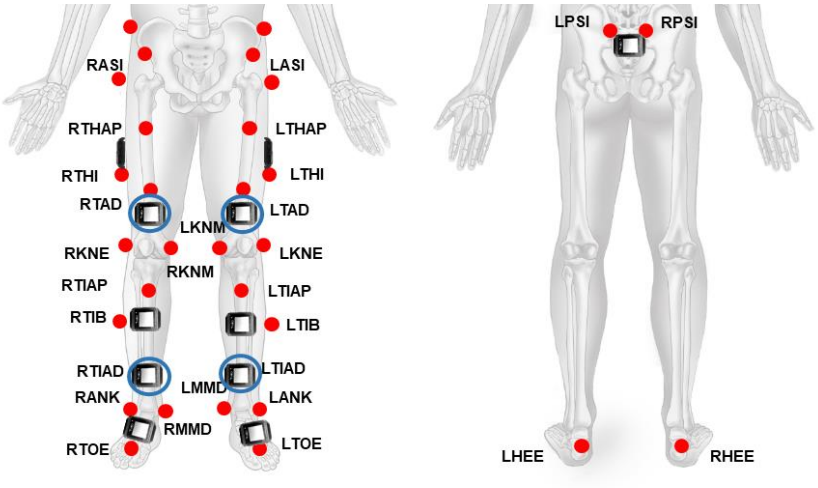


Figure 54: Placement des marqueurs et centrales inertielles, les centrales entourées en bleu sont les centrales supplémentaires pour la redondance

Les magnétomètres ont été préalablement calibrés avant les expérimentations par une procédure proposée par le constructeur. Pour obtenir l'orientation des centrales inertielles dans l'espace, l'algorithme de fusion constructeur qui propose de tenir compte d'un champ magnétique variable a été utilisé.

7.2.3. Protocole

Pendant l'expérimentation, la procédure de calibrage centrale-à-segment « Postures » a été mise en œuvre. Pour rappel, les sujets doivent tout d'abord prendre une posture debout avec une vérification de la part de l'expérimentateur de l'alignement vertical des centres articulaires pendant 5 secondes puis les sujets doivent se tenir assis jambes tendues pendant 5 secondes. Le dispositif du bassin a pu être utilisé dans cette étude, le sujet a donc été équipé du dispositif et s'est tenu debout immobile pendant cinq secondes.

Les mêmes mouvements fonctionnels qu'évoqués dans le chapitre 5 pour définir les centres articulaires à l'aide de la mesure optoélectronique ont été effectués à savoir les mouvements de flexion/extension, abduction/adduction, rotation autour de la hanche ainsi que des flexions actives du genou, des squats et des fentes.

Enfin les sujets ont effectué deux essais de marches, courses ainsi que d'ergocycle (15 secondes) à une allure confortable sélectionnée par le sujet lui-même.

7.2.4. Calcul des cinématiques

Trois cinématiques différentes sont obtenues dans cette partie : la cinématique de référence avec le système optoélectronique, la cinématique Directe et deux cinématiques obtenues par OpenSense l'une avec une seule centrale par segment (OpenSense) et l'une avec deux centrales pour le fémur et le tibia (Redondance). Ces trois dernières cinématiques sont obtenues à partir des centrales inertielles.

Les centres et axes articulaires, les repères segmentaires et la cinématique de référence sont obtenus avec la même méthode que celle utilisée dans les chapitres 5 et 6.

La cinématique Directe est obtenue directement par l'intermédiaire des centrales inertielles après calibrage centrale-à-segment. Ce calibrage est le calibrage «Postures» composé de deux postures l'une debout et l'autre assise pour définir les axes longitudinaux et médio-latéraux des segments comme décrit dans la partie 2. Ici, nous avons pu de nouveau utiliser le dispositif du bassin pour obtenir l'axe longitudinal du bassin. La méthodologie complète détaillant l'obtention des axes segmentaires, des repères segmentaires ainsi que de la cinématique est précisée dans le chapitre 5.

Pour les deux cinématiques obtenues avec OpenSense, nous avons utilisé le même processus que précédemment (chapitre 6). C'est donc la même chaîne cinématique, la chaîne Rajagopal 2015 (Lai et al., 2017; Rajagopal et al., 2016), et les mêmes contraintes limites à chaque degré de liberté basé sur les données de Kapandji (2009) qui ont été utilisées.

Pour rappel, différentes étapes sont nécessaires à l'application de l'optimisation multisegmentaire sous OpenSense. Nous avons tout d'abord converti les données d'orientation extraites des centrales, dans cette étude sous format *.h5*, dans le repère global d'OpenSim. Nous commençons par appliquer une rotation du repère global puis une rotation pour que la direction du mouvement coïncide avec l'axe X du repère global OpenSim. La seconde étape consiste à appliquer le calibrage central à segment dans le modèle en modifiant la chaîne cinématique lors de la posture debout en tenant en compte des angles réellement obtenus à l'aide de la cinématique directe. OpenSense par la suite calcule le passage entre le repère segmentaire et le repère des centrales inertielles dans cette posture. Enfin, la dernière

étape est celle du calcul de la cinématique optimisée à partir du solveur OpenSim et des données d'orientation des centrales inertielles.

Pour la cinématique avec redondance d'information sur les fémurs et tibias, nous avons simplement configuré les fichiers *.sto* donnant les orientations des centrales inertielles pour que deux centrales supplémentaires soient liées aux fémurs et tibias. Dans cette étude nous avons choisi de garder les pondérations des centrales inertielles identiques puisque nous n'avions pas d'argument qui nous permettait d'en privilégier une plus qu'une autre.

7.2.5. Analyse des données

Pour évaluer l'effet du pilotage par redondance d'informations sur l'optimisation multisegmentaire nous avons utilisé la même méthodologie que présentée précédemment. L'erreur quadratique moyenne et le coefficient de corrélation ont été calculés pour chaque cycle de mouvement de marche, course et vélo, entre la cinématique de référence, la cinématique Directe, la cinématique OpenSense et la cinématique OpenSense faisant appel à la Redondance. Puis, pour chaque sujet, les résultats ont été moyennés pour chaque activité.

7.2.6. Traitements statistiques

Le Test de Shapiro-Wilk a là encore été appliqué pour tester la normalité des erreurs quadratiques moyennes (RMSE) et des coefficients de corrélation. Afin de définir l'effet des différentes méthodes pour obtenir la cinématique à partir des centrales inertielles, une ANOVA pour mesures répétées a été mise en place. Dans les cas où la valeur du p était inférieure à 0.05, un test Post-hoc avec correction de Bonferroni a été effectué.

7.3. Résultats

7.3.1. La marche

La Figure 55 représente la cinématique de marche d'un sujet représentatif et Figure 56 la cinématique moyenne et écart-type de marche pour les quatre cinématiques. Sur les deux figures, nous pouvons observer des offsets entre la cinématique de référence et les autres cinématiques. Nous pouvons aussi constater que les cinématiques obtenues par l'intermédiaire de chaînes cinématiques atteignent la valeur seuil imposée à la chaîne dans les plans transverses et frontaux du genou pour le sujet de la Figure 55. Les profils de cinématique semblent particulièrement respectés dans le plan sagittal. Par ailleurs, les deux optimisations multisegmentaires paraissent très proches.

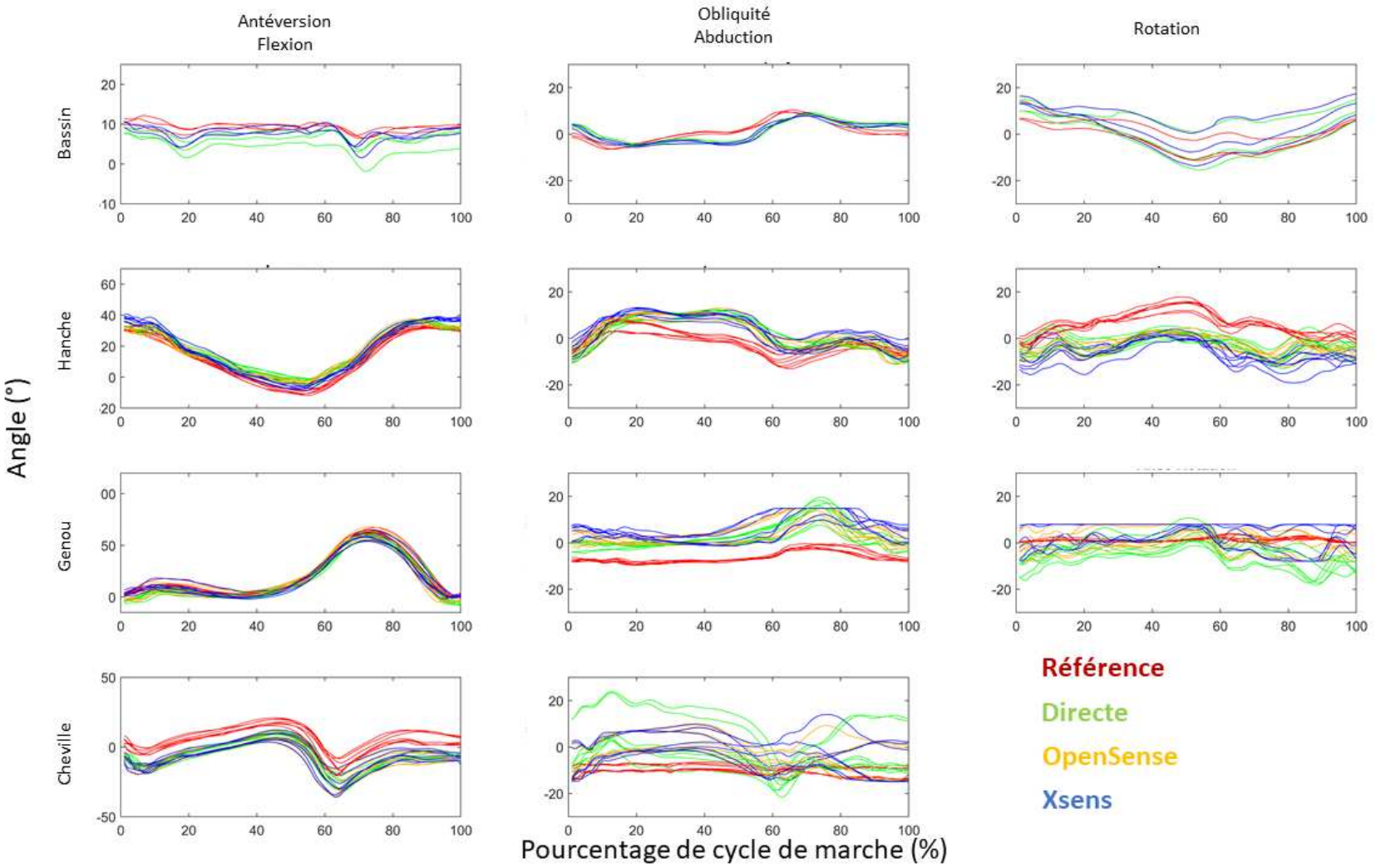


Figure 55: Cinématique de marche d'un sujet en pourcentage de cycle de marche. Les cycles côté droit et gauche sont représentés sans être différenciés avec la référence en rouge, la cinématique directe obtenue par mesure inertielle en vert, la cinématique obtenue avec OpenSense sans redondance en jaune et la cinématique obtenue avec OpenSense et redondance d'informations en bleu.

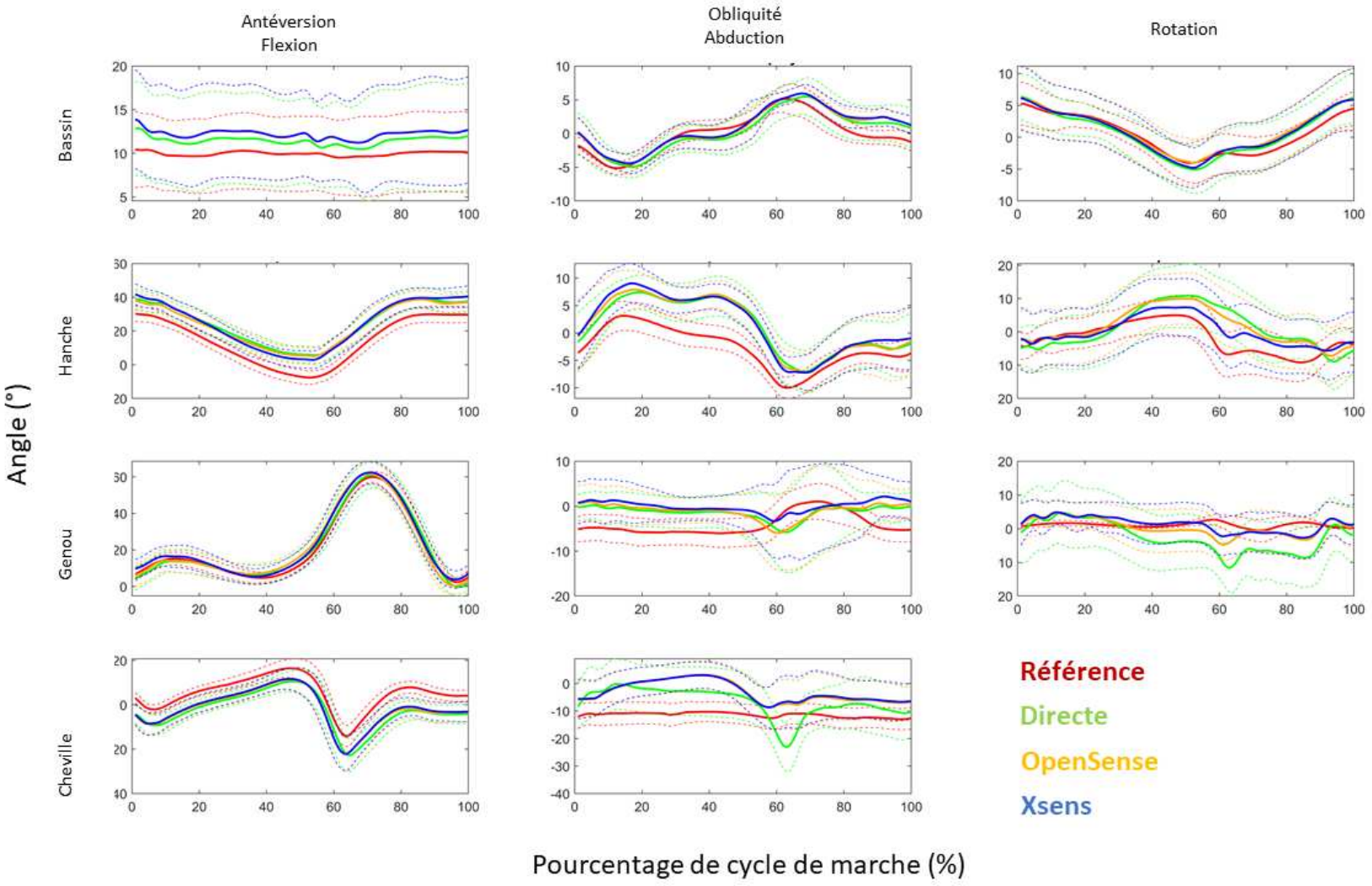


Figure 56 : Cinématique de marche moyenne en ligne pleine et écart-type en ligne pointillée en pourcentage de cycle de marche, Les cycles côté droit et gauche sont représentés sans être différenciés avec la référence en rouge, la cinématique directe avec centrale inertielle en vert, la cinématique obtenue avec OpenSense sans redondance en jaune et la cinématique obtenue avec OpenSense et redondance d'information en bleu.

Le Tableau 22 présente les résultats moyens et écarts-types des RMSE et coefficients de corrélation et de différence d'amplitude articulaire pour toutes les cinématiques obtenues. De manière générale, les trois cinématiques sont assez proches en termes de RMSE avec des différences de l'ordre du degré. Les différences les plus observables et révélées par l'ANOVA et le test Post-hoc sont au niveau de la flexion de cheville ($F = 6.99, p < 0.01$) . Le test post-hoc indique que la RMSE obtenue par redondance ($7.6° \pm 3.9°$) est statistiquement inférieure à la RMSE obtenue avec les méthodes Directe ($8.8° \pm 3.3°$) et sans redondance ($8.0° \pm 3.9°$). L'ANOVA met également en avant un effet au niveau de l'abduction de la cheville ($F = 9.93, p < 0.01$) avec ici la cinématique Directe qui présente une RMSE plus faible ($10.0° \pm 4.4°$) par rapport à la cinématique OpenSense ($10.1° \pm 4.9°$) et Redondance ($10.2° \pm 4.9°$) ainsi qu'au niveau de la rotation du genou ($F = 59.14$; $p < 0.01$) avec un avantage de la méthode Redondance ($5.4° \pm 1.3°$) par rapport à la cinématique Directe (9.2°+-3.0°) et la cinématique OpenSense ($5.8° \pm 0.9°$).

En matière de coefficients de corrélation, ceux-ci sont supérieurs à 0.90 dans le plan sagittal pour la hanche, le genou et la cheville et supérieurs à 0.80 dans le plan frontal du bassin et de la hanche ainsi que le plan transverse du bassin. Nous pouvons remarquer un effet de la méthode pour obtenir la cinématique sur le coefficient de corrélation pour la rotation de hanche ($F = 12.01, p < 0.01$) avec un avantage pour la méthode Redondance (0.66) par rapport à la cinématique Directe (0.43) et OpenSense (0.58).

Les différences d'amplitudes entre les cinématiques obtenues avec les centrales comparées à la référence sont comprises pour la plupart entre $0.1° \pm 2.2°$ pour l'obliquité du bassin et $8.7° \pm 10.1°$ pour la rotation de hanche. Nous pouvons remarquer que ces différences sont supérieures pour la cinématique Directe au niveau de la rotation de genou ($20.2° \pm 5.0°$), pour toutes les méthodes au niveau de l'abduction de cheville ($11.2° \pm 4.3°$ à $21.4° \pm 8.4°$) et la rotation de cheville ($7.7° \pm 4.4°$ à $13.4° \pm 6.1°$). Le test statistique de l'ANOVA présente un effet de la méthode d'obtention de la cinématique sur la flexion de hanche ($F = 83.17, p < 0.01$), la flexion de genou ($F = 5.2, p < 0.01$), l'abduction de hanche ($F = 3.71, p = 0.03$), l'abduction de cheville ($F = 36.07, p < 0.01$), la rotation de hanche ($F = 7.74, p < 0.01$), genou ($F = 96.24, p < 0.01$) et cheville ($F = 13.39, p < 0.01$). Les test Post-hoc présentent une différence inférieure pour la méthode Redondance sur la flexion de hanche ($1.3° \pm 2.0°$) face aux méthodes Directe ($-3.6° \pm 1.7°$) et OpenSense ($-3.5° \pm 2.0°$), sur la flexion de genou ($1.9° \pm 3.1°$) face aux méthodes Directe ($3.5° \pm 1.8°$) et OpenSense ($3.4° \pm 2.4°$), sur rotation de hanche ($1.3° \pm 5.9$) face à la méthode OpenSense ($4.6° \pm 8.5°$) elle-même inférieure à la méthode Directe ($8.7° \pm 10.1°$), sur la rotation de genou ($6.2° \pm 5.4°$) face à la méthode d'OpenSense ($8.5° \pm 3.6°$) elle-même inférieure à la méthode Directe ($20.2° \pm 5.0°$). Le test Post-hoc présente une différence d'amplitudes inférieures pour la méthode Directe sur l'abduction de

hanche ($3.2° \pm 2.7°$) face aux méthodes OpenSense ($5.0° \pm 3.9°$) et Redondance ($5.2° \pm +3.7°$), sur la rotation de hanche ($7.7° \pm 4.4°$) face aux méthodes OpenSense ($13.0° \pm 5.4°$) et Redondance ($13.4° \pm 6.1°$). Enfin les méthodes Opensense et Redondance ont des différences inférieures pour l'abduction de cheville (respectivement $11.4° \pm 4.2°$ et $11.2° \pm 4.3°$) face à la méthode Directe ($21.4° \pm 8.4°$).

Tableau 22 : RMSE, coefficients de corrélation (CC), différence d'amplitude de mouvement (ROM) moyen (écart-type) pour les trois méthodes de cinématique pour la marche

		Antéversion /Flexion			Obliquité/Abduction			Rotation		
		RMSE (°)	**CC**	**ΔROM (°)**	**RMSE (°)**	**CC**	**ΔROM (°)**	**RMSE (°)**	**CC**	**ΔROM (°)**
BASSIN	**Directe**	3.6(2.0)	0.64(0.2)	1.5(1.4)	2.7(1.2)	0.87(0.1)	0.1(2.2)	2.3(0.9)	0.9(0.1)	2.6(3.3)
	Opensense	3.5(2.4)	0.65(0.2)	1.7(1.6)	2.1(0.7)	0.88(0.1)	0.2(2.3)	2.9(1.4)	0.86(0.2)	2.1(3.7)
	Redondance	3.5(2.4)	0.65(0.2)	1.7(1.6)	2.1(0.8)	0.88(0.1)	0.2(2.1)	3.0(1.3)	0.88(0.1)	2.6(3.6)
	Anova	F = 0.06	F = 0.02	F = 0.17	F = 4.84	F = 0.05	F = 0.02	F = 3.13	F = 0.81	F = 0.31
	Valeur p	p = 0.95	p = 0.98	p = 0.84	p = 0.01	p = 0.95	p = 0.98	p = 0.05	p = 0.45	p = 0.73
	Post-hoc				O,R < D					
HANCHE	**Directe**	10.8(5.1)	0.99(0.0)	-3.6(1.7)	5.5(2.6)	0.87(0.1)	3.2(2.7)	11.5(4.8)	0.43(0.2)	8.7(10.1)
	Opensense	10.2(4.6)	0.99(0.0)	-3.5(2.0)	5.5(2)	0.85(0.1)	5.0(3.9)	10.8(4.6)	0.58(0.2)	4.6(8.5)
	Redondance	10.4(4.7)	0.99(0.0)	1.3(2.0)	5.6(2.1)	0.89(0.1)	5.2(3.7)	10.9(4.2)	0.66(0.2)	1.3(5.9)
	Anova	F = 0.15	F = 6.04	F = 83.17	F = 0.04	F = 1.63	F = 3.71	F = 0.24	F = 12.27	F = 7.74
	Valeur p	p = 0.86	p < 0.01	p < 0.01	p = 0.96	p = 0.2	p = 0.03	p = 0.79	p < 0.01	p < 0.01
	Post-hoc		D > R > O	R < D,O			D < O,R		R > O > D	R < O < D
GENOU	**Directe**	5.0(3.1)	0.99(0.0)	3.5(1.8)	7.9(1.7)	0.61(0.3)	5.3(5.1)	9.2(3.0)	0.34(0.2)	20.2(5.0)
	Opensense	5.4(2.7)	0.99(0.0)	3.4(2.4)	8.0(2.3)	0.58(0.3)	5.1(4.0)	5.8(0.9)	0.27(0.2)	8.5(3.6)
	Redondance	4.7(2.7)	0.99(0.0)	1.9(3.1)	8.6(2.9)	0.58(0.3)	3.3(4.5)	5.4(1.3)	0.29(0.2)	6.2(5.4)
	Anova	F = 0.61	F = 19.29	F = 5.2	F = 0.92	F = 0.1	F = 2.3	F = 43.73	F = 1.26	F = 96.24
	Valeur p	p = 0.55	p < 0.01	p = 0.01	p = 0.4	p = 0.9	p = 0.1	p < 0.01	p = 0.29	p < 0.01
	Post-hoc		D, R > O	R < D,O				O,R < D		R < O < D
CHEVILLE	**Directe**	8.8(3.3)	0.95(0.0)	3.3(5.0)	10.0(4.4)	0.46(0.2)	21.4(8.4)	9.0(3.4)	0.69(0.2)	7.7(4.4)
	Opensense	8.0(3.9)	0.96(0.0)	3.6(4.6)	10.1(4.9)	0.55(0.3)	11.4(4.2)	10.4(4.6)	0.78(0.2)	13.0(5.4)
	Redondance	7.6(3.9)	0.97(0.0)	3.8(4.6)	10.2(4.9)	0.55(0.3)	11.2(4.3)	10(4.2)	0.79(0.2)	13.4(6.1)
	Anova	F = 1.1	F = 4.12	F = 0.13	F = 0.02	F = 1.8	F = 36.07	F = 1.16	F = 3.39	F = 13.39
	Valeur p	p = 0.34	p = 0.02	p = 0.88	p = 0.98	p = 0.17	p < 0.01	p = 0.32	p = 0.04	p < 0.01
	Post-hoc	X < D <O	R > O > D		O < D < S		O, R < D		O, R > D	D < O,R

D : Directe, O : OpenSense, R : Redondance

7.3.2. La course

Pour la course nous retrouvons un comportement similaire à la marche, comme l'illustrent les Figure 57 et Figure 58. On peut toutefois souligner des offsets plus importants et un respect plus nuancé du profil de la cinématique pour la flexion de hanche ainsi qu'un phénomène de saturation des cinématiques par optimisation multisegmentaire dans le plan frontal du genou et transverse de la hanche et du genou pour notre sujet témoin.

Le Tableau 23 présente les résultats moyens et écarts-types de cinématique de course pour les trois méthodes de cinématique avec centrales inertielles. Les RMSE moyennes vont de $3.1° \pm 1.5°$ pour l'obliquité du bassin avec la cinématique Directe à $12.6° \pm 5.1°$ pour la rotation de hanche avec la méthode Redondance. Tout comme pour la marche les RMSE entre les méthodes sont proches avec des différences de l'ordre de 1° ou 2°.

L'ANOVA a permis de mettre en avant un effet de la méthode sur résultats de RMSE obtenue pour la flexion de cheville ($F = 6.99\ p < 0.01$) avec toujours la méthode Redondance qui obtient une valeur de RMSE plus petite ($9.4° \pm 3.5°$) par rapport à la méthode Directe ($10.3° \pm 4.6°$) et OpenSense ($9.6° \pm 3.5°$). Ce même test présente un effet de ces méthodes sur la RMSE dans le plan frontal de la cheville ($F = 9.93\ p < 0.01$) avec un avantage cette fois-ci de la méthode Directe ($10.1° \pm 3.5°$), par rapport à la cinématique Opensense ($10.8° \pm 4.6°$) et Redondance ($10.6° \pm 4.3°$). Enfin l'ANOVA a aussi mis en avant un effet de la méthode sur l'erreur pour la rotation du genou ($F = 59.14, p < 0.01$) avec un résultat Post-hoc présentant une erreur plus petite pour la méthode Redondance ($5.3° \pm 1.7°$) par rapport à la méthode Directe ($10° \pm 5.6°$) et OpenSense ($5.6° \pm 1.7°$).

Les coefficients de corrélations sont un peu moins fort que pour la marche dans le plan sagittal de hanche, genou et cheville, mais toujours supérieurs à 0.90. L'ANOVA a mis en lumière un effet de la méthode sur le coefficient de corrélation obtenu dans le plan transverse de la hanche ($F = 12.01\ p < 0.01$) avec la méthode Redondance qui présente un résultat supérieur avec 0.54 par rapport à la méthode Directe (0.48) et OpenSense (0.53).

Les différences d'amplitudes entre les cinématiques obtenues avec les centrales comparées à la référence sont comprises pour la plupart entre $-0.3° \pm 11.6°$ pour la flexion de hanche avec la méthode Redondance et $9.0° \pm 5.1°$ pour l'abduction de genou avec la méthode Directe. Nous pouvons remarquer que ces différences sont supérieures pour la cinématique Directe au niveau de la rotation de hanche ($15.3° \pm 13.9°$), genou ($17.1° \pm 7.0°$) pour toutes les méthodes au niveau de l'abduction de cheville ($12.3° \pm 5.7°$ à $18.1° \pm 6.2°$). Le test statistique de l'ANOVA présente un effet de la méthodologie d'obtention de la cinématique l'abduction de genou ($F = 11.72, p < 0.01$),

l'abduction de cheville ($F = 7.29, p < 0.01$), la rotation de hanche ($F = 6.42, p < 0.01$), genou ($F = 28.3, p < 0.01$). Les test Post-hoc présentent une différence inférieure pour la méthode Redondance sur l'abduction de genou ($2.9° \pm 3.6°$) face à la méthode Directe ($9.0° \pm 5.1°$) et OpenSense ($6.2° \pm 4.4°$), une différence inférieure pour la méthode OpenSense et Redondance pour l'abduction de cheville (respectivement $12.6° \pm 5.9°$ et $12.3° \pm 5.7°$) face à la méthode Directe ($18.1° \pm 6.2°$), pour la rotation de hanche (respectivement $5.9° \pm 11.9$ et $3.6° \pm 9.7°$) face à la méthode Directe ($15.3° \pm 13.9°$), pour la rotation de genou (respectivement $5.1° \pm 6.2°$ et $4.5° \pm 6.5°$) face à la méthode directe ($17.1° \pm 7.0°$).

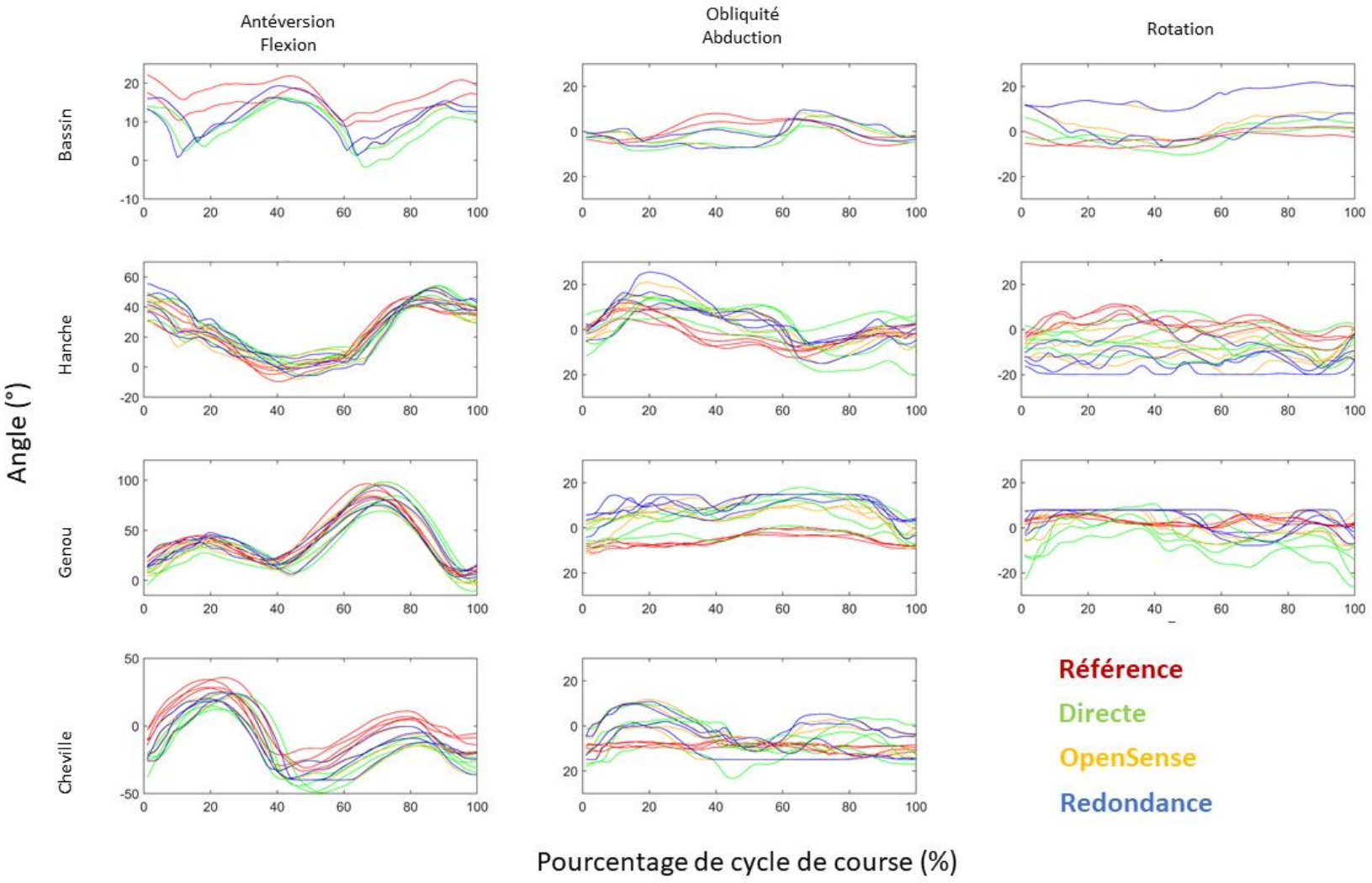


Figure 57 : Cinématique de course d'un sujet exemple en pourcentage de cycle de course. Les cycles côté droit et gauche sont représentés sans être différenciés avec la référence en rouge, la cinématique directe avec centrale inertielle en vert, la cinématique obtenue avec OpenSense sans redondance en jaune et la cinématique obtenue avec OpenSense et redondance d'information en bleu.

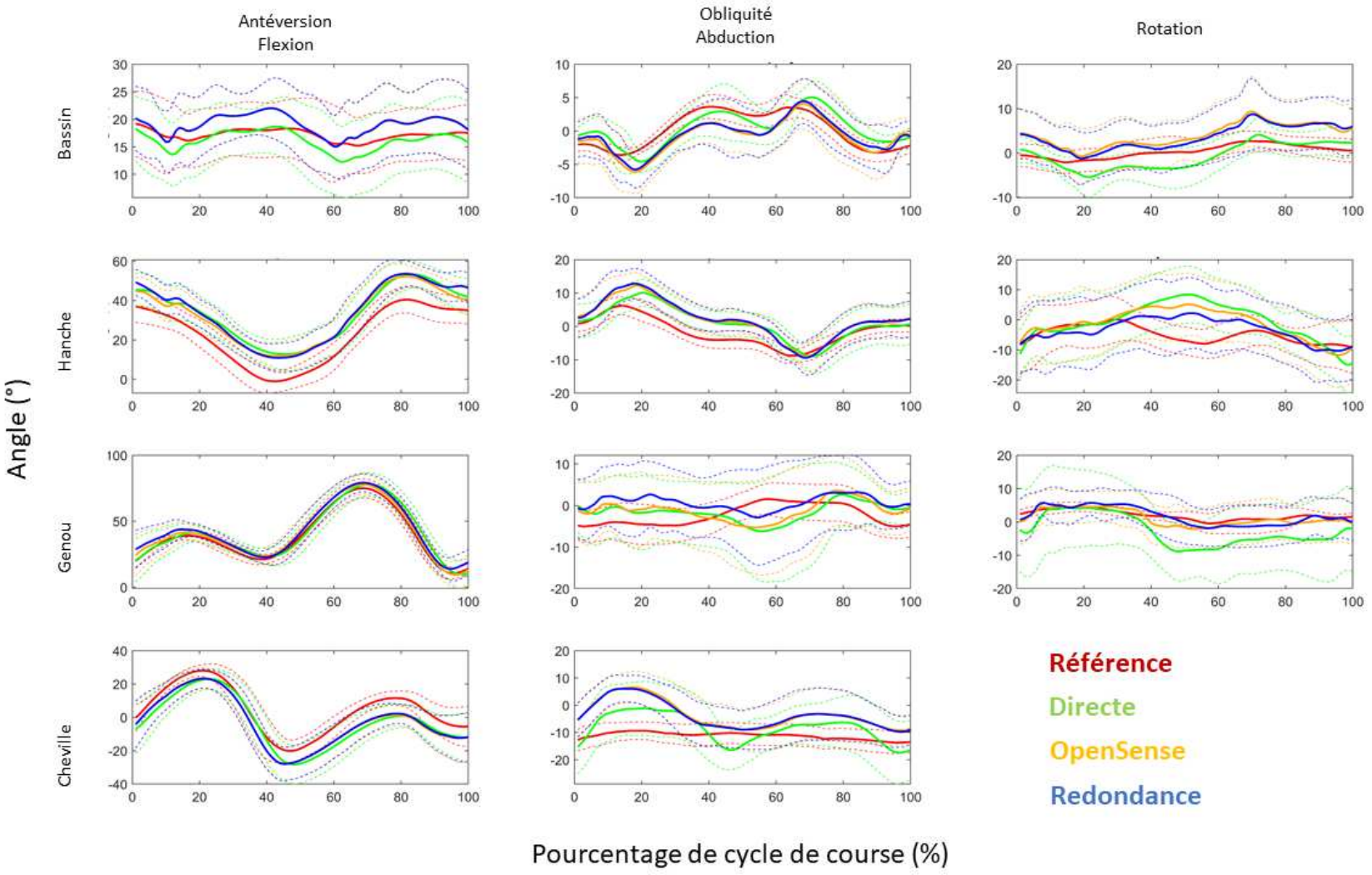


Figure 58: Cinématique de course moyenne en ligne pleine et écart-type en ligne pointillée en pourcentage de cycle de course. Les cycles côté droit et gauche sont représentés sans être différenciés avec la référence en rouge, la cinématique directe avec centrale inertielle en vert, la cinématique obtenue avec OpenSense sans redondance en jaune et la cinématique obtenue avec OpenSense et redondance d'information en bleu.

Tableau 23 : RMSE, coefficients de corrélation (CC), différence d'amplitude de mouvement (ROM) moyen (écart-type) pour les trois méthodes de cinématique pour la course

		Antéversion /Flexion			Obliquité/Abduction			Rotation		
		RMSE (°)	**CC**	**ΔROM (°)**	**RMSE (°)**	**CC**	**ΔROM (°)**	**RMSE (°)**	**CC**	**ΔROM (°)**
BASSIN	**Directe**	7.6(2.4)	0.43(0.3)	4.4(2.5)	3.1(1.5)	0.7(0.2)	2.7(2.5)	4.0(1.6)	0.65(0.3)	6.0(4.3)
	Opensense	7.1(2.6)	0.42(0.3)	4.8(3.4)	4.2(2.8)	0.64(0.2)	3.6(3.8)	10.2(12.6)	0.64(0.3)	7.9(5.9)
	Redondance	7.1(2.6)	0.42(0.3)	4.8(3.4)	4.0(2.7)	0.65(0.2)	3.4(3.5)	10.0(12.6)	0.64(0.3)	7.8(6.0)
	Anova	F = 0.3	F = 0.01	F = 0.16	F = 1.48	F = 0.47	F = 0.46	F = 2.82	F = 0.01	F = 0.96
	Valeur p	p = 0.74	p = 0.99	p = 0.85	p = 0.23	p = 0.62	p = 0.63	p = 0.07	p = 0.99	p = 0.39
	Post-hoc									
HANCHE	**Directe**	12.4(8.1)	0.96(0.0)	-0.6(4.0)	5.5(2.7)	0.78(0.2)	5.6(4.1)	12.4(5.0)	0.48(0.2)	15.3(13.9)
	Opensense	12.5(6.6)	0.91(0.2)	-2.9(10.7)	5.8(2.0)	0.79(0.2)	7.7(6.1)	13.2(5.8)	0.52(0.2)	5.9(11.9)
	Redondance	13.4(6.6)	0.92(0.1)	-0.3(11.6)	6.1(2.4)	0.78(0.2)	8.4(6.3)	13.7(6.3)	0.52(0.2)	3.6(9.7)
	Anova	F = 0.15	F = 1.21	F = 0.56	F = 0.34	F = 0.01	F = 1.64	F = 0.31	F = 0.26	F = 6.42
	Valeur p	p = 0.87	p = 0.3	p = 0.58	p = 0.71	p = 0.99	p = 0.2	p = 0.74	p = 0.77	p < 0.01
	Post-hoc									O,R < D
GENOU	**Directe**	8.9(6.1)	0.96(0.1)	4.6(3.8)	10.1(4.9)	0.49(0.3)	9.0(5.1)	10.0(5.6)	0.55(0.3)	17.1(7.0)
	Opensense	9.4(7.6)	0.89(0.2)	0.4(14.4)	10.4(3.7)	0.42(0.2)	6.2(4.4)	5.6(1.7)	0.44(0.2)	5.1(6.2)
	Redondance	9.6(7.5)	0.89(0.2)	-1.8(13.4)	10.8(4.1)	0.43(0.2)	2.9(3.6)	5.4(1.8)	0.44(0.2)	4.5(6.5)
	Anova	F = 0.05	F = 0.78	F = 1.92	F = 0.14	F = 0.62	F = 11.72	F = 12.41	F = 1.58	F = 28.3
	Valeur p	p = 0.95	p = 0.46	p = 0.15	p = 0.87	p = 0.54	p < 0.01	p < 0.01	p = 0.21	p < 0.01
	Post-hoc						R < D,O	O,R < D		R,O < D
CHEVILLE	**Directe**	10.3(4.6)	0.93(0.1)	2.5(5.5)	10.1(3.5)	0.43(0.3)	18.1(6.2)	9.0(3.2)	0.77(0.2)	8.9(8.3)
	Opensense	11.0(7.1)	0.90(0.2)	-0.5(9.9)	10.7(5.0)	0.51(0.3)	12.6(5.9)	10.1(6.1)	0.63(0.3)	5.9(6.4)
	Redondance	10.7(7.0)	0.90(0.2)	-0.8(9.7)	10.5(4.5)	0.50(0.2)	12.3(5.7)	9.2(5.6)	0.69(0.2)	5.1(5.9)
	Anova	F = 0.06	F = 0.37	F = 1.07	F = 0.13	F = 0.71	F = 7.29	F = 0.34	F = 2.1	F = 2.0
	Valeur p	p = 0.94	p = 0.69	p = 0.35	p = 0.88	p = 0.49	p < 0.01	p = 0.71	p = 0.13	p = 0.14
	Post-hoc						R,O < D		O,X > D	

D : Directe, O : OpenSense, R : Redondance

7.3.3. L'ergocycle

Les résultats obtenus pour l'ergocycle sont plus mitigés comme l'illustrent les Figure 59 et Figure 60.Les amplitudes articulaires sont ici plus importantes pour les cinématiques obtenues à l'aide la mesure inertielle par rapport à la cinématique de référence. La cinématique directe a ainsi tendance à avoir une amplitude de mouvement plus importante que la référence pour l'abduction ainsi que pour les rotations du genou et de la cheville, et ce, pour quatre sujets sur cinq. Ces mouvements sont limités par les chaînes cinématiques. Comme pour les autres mouvements, le profil cinématique paraît mieux respecté dans le plan sagittal.

Le Tableau 24 présente les RMSE et coefficients de corrélation ainsi que les résultats statistiques. Les résultats de RMSE moyenne vont de 2° pour l'obliquité du bassin avec la cinématique Directe à $16.2°$ pour la rotation du genou Directe. Nous pouvons observer pour l'ergocycle un nombre plus important d'effets de la méthode pour obtenir la cinématique avec les centrales inertielles.

Pour le bassin, l'ANOVA présente un effet dans les trois plans, avec, pour :

- l'antéversion du bassin ($F = 56.25, p < 0.01$), une division par deux des RMSE pour les méthodes avec optimisation multisegmentaire ($3.0° \pm 2.7°$) par rapport à la cinématique directe ($6.1° \pm 6.6$).
- la flexion de hanche ($F = 11.21, p < 0.01$) avec une RMSE plus petite pour la méthode OpenSense ($9.4 \pm 5.8°$) qui est différente de 2° des autres méthodes (Directe : $11.6° \pm 9.6°$ et Redondance : $11.9° \pm 6.0°$).
- la flexion du genou ($F = 10.57, p < 0.01$) avec un avantage pour la méthode Directe ($6.4° \pm 4.2°$) comparée à la méthode OpenSense ($8.0° \pm 4.4°$) et Redondance ($7.8° \pm 5.6°$).
- l'obliquité du bassin ($F = 21.57\ p < 0.01$) avec un avantage de moins d'un degré pour la méthode Directe ($2.0° \pm 1.1°$), comparé à la méthode OpenSense ($2.8° \pm 2.1°$).
- l'abduction de la hanche ($F = 36.83, p < 0.01$) avec la méthode Directe ayant une RMSE plus petite (6.3 ± 3.9) avec une différence de l'ordre de 3° avec les autres méthodes (OpenSense : $10.7° \pm 8.5°$, Redondance : $9.5° \pm 6.9°$).
- l'abduction de la cheville ($F = 8.81\ p < 0.01$) avec la méthode Directe qui présente une RMSE plus petite ($11.7° \pm 5.3°$), si l'on compare à la méthode OpenSense ($13.0 \pm 7.2°$) et la méthode Redondance ($13.8° \pm 6.7°$).
- la rotation du bassin ($F = 26.81\ p < 0.01$) avec un avantage pour la méthode Directe ($2.7° \pm 2.6°$), par rapport aux méthodes OpenSense ($4° \pm 2.8°$) et Redondance ($4° \pm 2.7°$)
- la rotation du genou ($F = 229.72, p < 0.01$) avec ici une RMSE trois fois plus petite pour la méthode OpenSense ($4.8° \pm 3.9°$) si l'on compare à la méthode Directe ($16.2° \pm 12.4°$) et Redondance ($5.3° \pm 3.7°$).
- la rotation de la cheville ($F = 31.48, p < 0.01$) la méthode Directe présente une RMSE inférieure aux autres méthodes ($11.4° \pm 6.1°$), par rapport aux méthodes OpenSense ($14.9° \pm 7.9°$) et Redondance ($15.6° \pm 7.8°$).

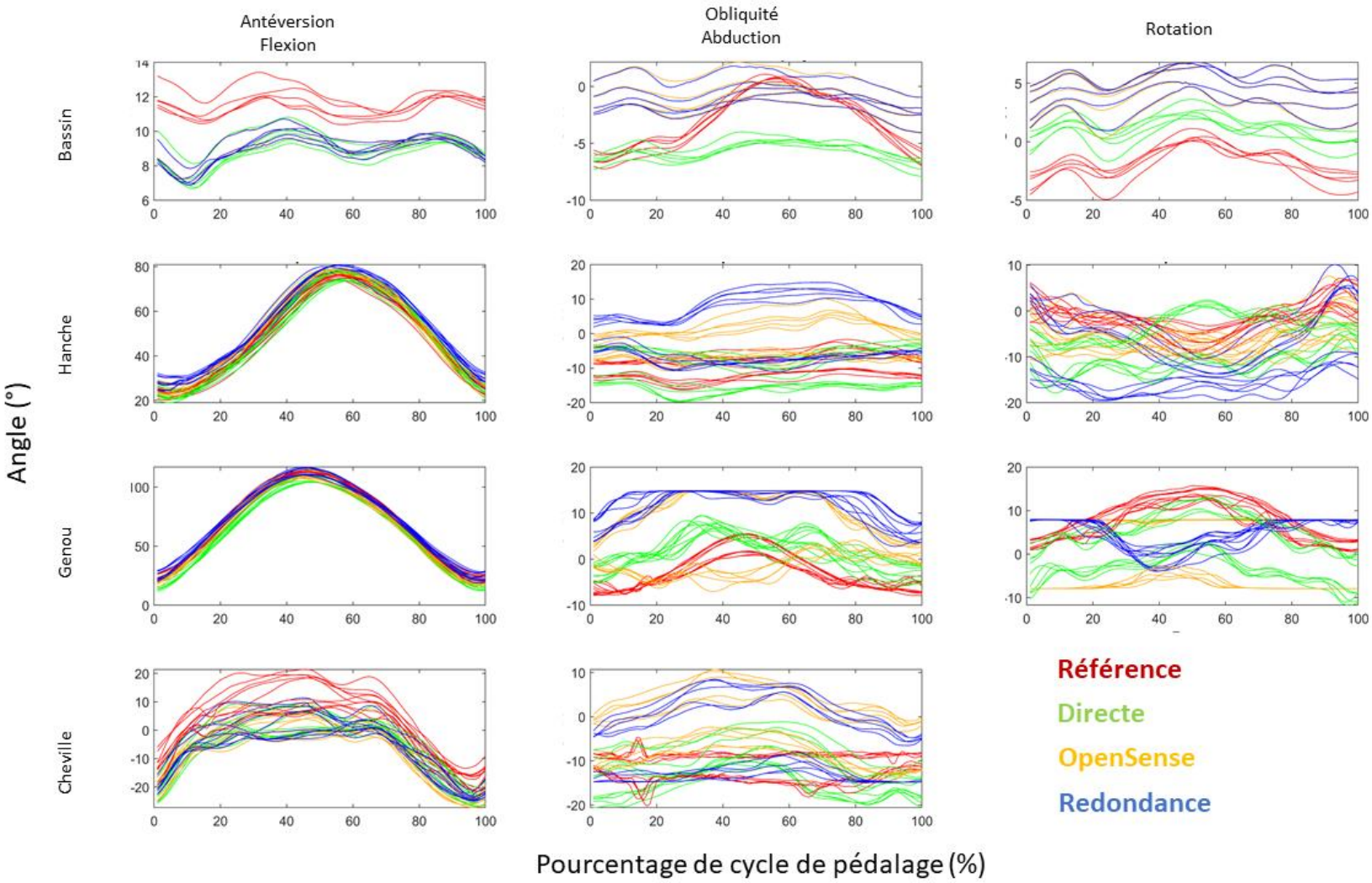


Figure 59: Cinématique obtenue pour un sujet pendant deux cycles de pédalage sur ergocycle. Les cycles côté droit et gauche sont représentés sans être différenciés. La cinématique directe avec centrales inertielles en vert, la cinématique obtenue avec OpenSense sans redondance en jaune et la cinématique obtenue avec OpenSense et redondance d'information en bleu.

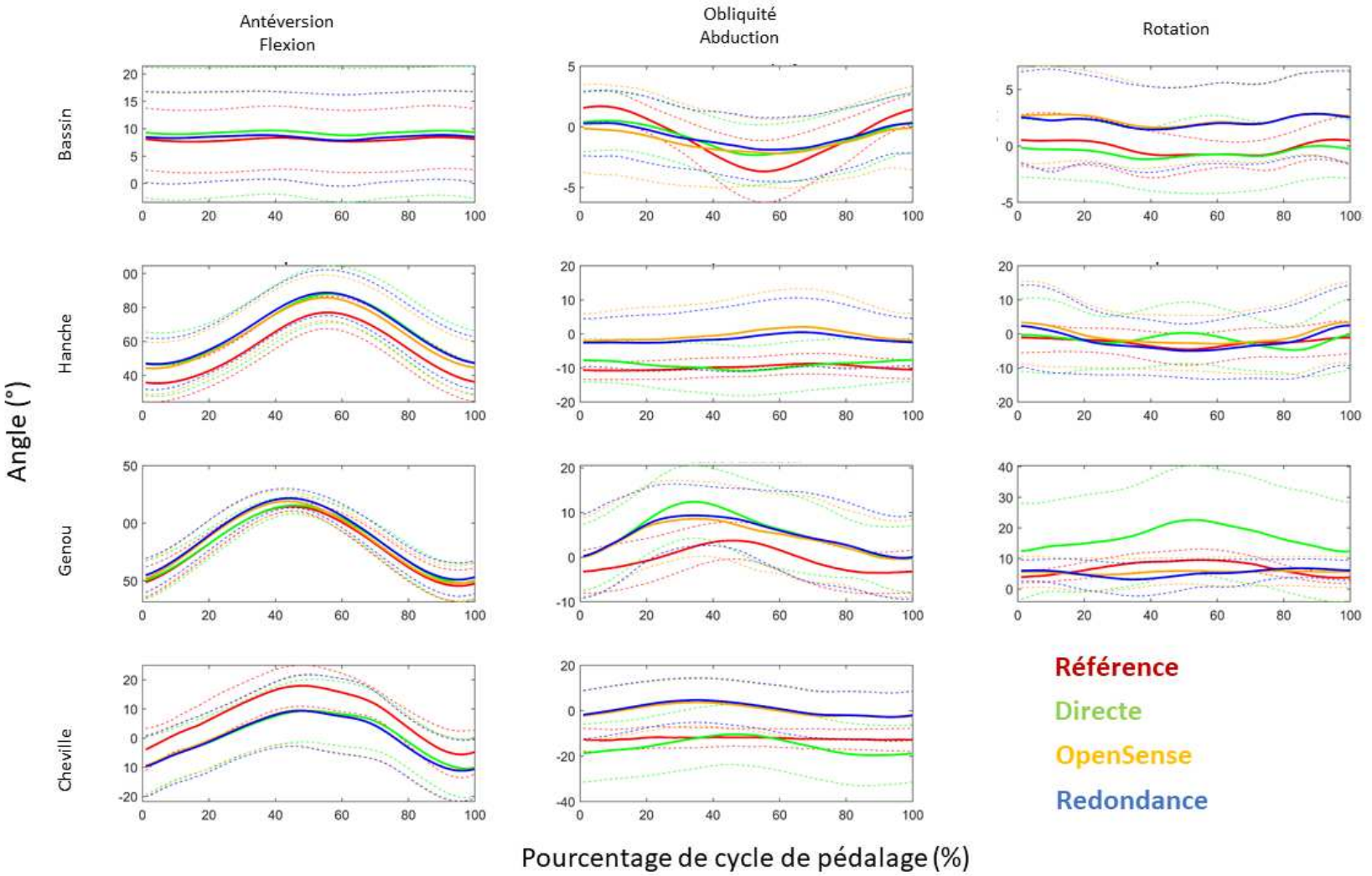


Figure 60: Cinématique moyenne en ligne pleine et écart-type en ligne pointillée en pourcentage de cycle de pédalage sur ergocycle. Les cycles côté droit et gauche sont représentés sans être différenciés avec la référence en rouge, la cinématique directe avec centrales inertielles en vert, la cinématique obtenue avec OpenSense sans redondance en jaune et la cinématique obtenue avec OpenSense et redondance d'information en bleu.

Les coefficients de corrélation sont plus grands dans le plan sagittal ($CC > 0.90$) et supérieur à 0.50 pour tous les autres plans sauf pour l'abduction de cheville (0.34<CC<0.43). Un effet de la méthode est présent pour l'obliquité du bassin ($F = 14.09\, p < 0.01$), l'abduction de hanche ($F = 26.89, p < 0.01$), l'abduction du genou ($= 8.65\, p < 0.01$), l'abduction de la cheville ($F = 14.23\, p < 0.001$), la rotation du bassin ($F = 5.74, p < 0.01$), la rotation de la hanche ($F = 26.1\, p < 0.01$) et la rotation du genou ($F = 8.37, p < 0.01$). Les tests Post-hoc révèlent que la cinématique Directe présente un avantage pour :

- l'obliquité du bassin (0.85 ± 0.2) face aux méthodes Opensense et Redondance ($0.79° \pm 0.3°, 0.74° \pm 0.3°$).
- l'abduction de la cheville (0.43 ± 0.2) face aux méthodes Opensense et Redondance ($0.34° \pm 0.2°, 0.36° \pm 0.2°$).
- la rotation du bassin (0.87 ± 0.1) face aux méthodes Opensense et Redondance ($0.83° \pm 0.2°, 0.83° \pm 0.2°$).
- la rotation du genou (0.66 ± 0.3) face aux méthodes Opensense et Redondance ($0.57° \pm 0.3°, 0.62° \pm 0.3°$).

La méthode Redondance est quant à elle supérieure pour l'abduction de la hanche (0.61 ± 0.3) face à la méthode Directe ($0.47° \pm 0.3°$) et OpenSense ($0.59° \pm 0.3°$), la rotation de la hanche (0.62 ± 0.3) face à la méthode Directe ($0.46° \pm 0.3°$) et OpenSense ($0.54° \pm 0.3°$), ainsi que l'abduction du genou (0.71 ± 0.2) face à la méthode Directe ($0.68° \pm 0.3°$) et OpenSense ($0.63° \pm 0.2°$), .

Les différences d'amplitudes entre les cinématiques obtenues avec les centrales comparées à la référence sont comprises pour la plupart entre $0.1° \pm 3.0°$ pour la flexion de hanche avec la méthode Directe et $8.6° \pm 9.1°$ pour l'abduction de genou avec la méthode Directe. Nous pouvons observer ici qu'il n'y a pas de différence d'amplitude supérieure à 8.6°. Le test statistique de l'ANOVA présente un effet de la méthodologie d'obtention de la cinématique sur la flexion du genou ($F = 61.59, p < 0.01$), la flexion de cheville ($F = 13.23, p < 0.01$), l'abduction de hanche ($F = 58.06, p < 0.01$), l'abduction de genou ($F = 31.48, p < 0.01$), l'abduction de cheville ($F = 18.5, p < 0.01$), la rotation du bassin ($F = 13.2, p < 0.01$), genou ($F = 408.23, p < 0.01$) et de cheville ($F = 69.6, p < 0.01$). Les test Post-hoc présentent une différence inférieure, pour la méthode Directe sur la flexion de genou ($F = 61.59, p < 0.01$) face aux méthodes Redondance ($2.1° \pm 5.3°$) et OpenSense ($2.5° \pm 6.2°$), l'abduction de hanche ($2.1° \pm 2.3°$) face à la méthode Redondance ($3.5° \pm 2.6°$) elle-même inférieure à la méthode OpenSense ($4.2° \pm 3.0°$), la rotation de cheville ($0.7° \pm 6.2°$) face à la méthode Opensense ($-3.2° \pm 6.3°$) elle-même inférieure à la méthode Redondance ($-4.6° \pm 5.6°$). Ces différences sont aussi significatives pour la méthode Redondance et OpenSense sur la flexion de cheville ($-1.6° \pm 4.7°$ et $-1.8° \pm 5.1°$) face à la méthode Directe ($-3.3° \pm 4.2°$) sur l'abduction de genou ($4.0° \pm 7.3°$ et $4.6° \pm 7.8°$) face à la méthode Directe ($8.6° \pm 9.1°$), sur l'abduction de cheville

($4.8° \pm 6.3°$ *et* $4.1° \pm 5..5°$) face à la méthode Directe ($6.6° \pm 4.7°$). La méthode redondance présente une différence inférieure pour la rotation de genou ($2.1° \pm 5.0°$) face à la méthode Opensense ($-4.8° \pm 4.8°$) elle-même inférieure à la méthode Directe ($7.2° \pm 7.1°$).

Tableau 24 : RMSE, coefficients de corrélation (CC), différence d'amplitude de mouvement (ROM) moyen (écart-type) pour les trois méthodes de cinématique pour l'ergocycle

		Antéversion /Flexion			Obliquité/Abduction			Rotation		
		RMSE (°)	**CC**	**ΔROM (°)**	**RMSE (°)**	**CC**	**ΔROM (°)**	**RMSE (°)**	**CC**	**ΔROM (°)**
BASSIN	**Directe**	6.1(6.6)	0.58(0.3)	0.3(0.8)	2.0(1.1)	0.85(0.2)	-2.3(2.8)	2.6(2.6)	0.86(0.1)	-0.4(0.9)
	Opensense	3.0(2.7)	0.54(0.2)	0.3(0.8)	2.8(2.1)	0.79(0.3)	-2.0(2.9)	3.1(2.9)	0.83(0.2)	0.0(1.1)
	Redondance	3.0(2.7)	0.55(0.2)	0.3(0.8)	2.5(1.5)	0.74(0.3)	-2.3(2.6)	3.2(2.9)	0.83(0.2)	0.0(1.2)
	Anova	F = 56.24	F = 2.72	F = 0.02	F = 21.32	F = 14.1	F = 1.03	F = 3.76	F = 5.73	F = 13.2
	Valeur p	p < 0.01	p = 0.07	p = 0.98	p < 0.01	p < 0.01	p = 0.36	p = 0.02	p < 0.01	p < 0.01
	Post-hoc	O, R < D			D < R < O	D > O > R		D < O, R	D > O, R	D > R,O
HANCHE	**Directe**	11.6(9.6)	0.99(0.1)	0.1(3.0)	6.3(3.9)	0.47(0.3)	2.1(2.3)	9.4(4.4)	0.46(0.3)	6.6(7.7)
	Opensense	9.4(5.8)	0.99(0.1)	0.3(3.6)	10.7(8.5)	0.59(0.3)	4.2(3.0)	9.4(4.6)	0.54(0.3)	6.4(8.7)
	Redondance	11.9(6.0)	0.99(0.1)	0.6(2.6)	9.5(6.9)	0.62(0.3)	3.5(2.6)	10.2(4.5)	0.62(0.3)	5.9(5.9)
	Anova	F = 11.2	F = 0.23	F = 2.35	F = 36.83	F = 26.81	F = 58.06	F = 3.21	F = 25.93	F = 0.83
	Valeur p	p < 0.01	p = 0.79	p = 0.1	p < 0.01	p < 0.01	p < 0.01	p = 0.04	p < 0.01	p = 0.44
	Post-hoc	O < D, R			D < R < O	R > O > D	D < R < O		R > O > D	
GENOU	**Directe**	6.4(4.2)	0.99(0.1)	-1.5(3.8)	10.7(5.7)	0.68(0.3)	8.6(9.1)	16.2(12.4)	0.66(0.3)	7.2(7.1)
	Opensense	8.0(4.4)	0.99(0.1)	2.5(6.2)	10.5(4.5)	0.63(0.2)	4.6(7.8)	4.8(3.9)	0.57(0.3)	-4.8(4.8)
	Redondance	7.8(5.7)	0.99(0.1)	2.1(5.3)	11.3(5.3)	0.71(0.2)	4.0(7.3)	5.3(3.7)	0.62(0.3)	-2.1(5.0)
	Anova	F = 10.51	F = 0.19	F = 61.59	F = 2.0	F = 8.73	F = 31.48	F = 229.78	F = 8.37	F = 408.23
	Valeur p	p < 0.01	p = 0.83	p < 0.01	p = 0.14	p < 0.01	p < 0.01	p < 0.01	p < 0.01	p < 0.01
	Post-hoc	D < O, R		D < R,O		R > D > O	R,O < D	O < R < D	D > R > O	R < O < D
CHEVILLE	**Directe**	9.2(5.2)	0.97(0.1)	-3.3(4.2)	11.7(5.3)	0.44(0.2)	6.6(4.7)	11.4(6.1)	0.62(0.3)	0.7(6.2)
	Opensense	9.1(6.3)	0.95(0.1)	-1.8(5.1)	13.0(7.2)	0.34(0.2)	4.1(5.5)	14.9(7.9)	0.63(0.2)	-3.2(6.3)
	Redondance	9.0(6.9)	0.95(0.1)	-1.6(4.7)	13.7(6.7)	0.36(0.2)	4.8(6.3)	15.6(7.8)	0.62(0.2)	-4.6(5.6)
	Anova	F = 0.06	F = 3.75	F = 13.23	F = 8.77	F = 14.75	F = 18.5	F = 31.48	F = 0.17	F = 69.6
	Valeur p	p = 0.94	p = 0.02	p < 0.01	p < 0.01	p < 0.01	p < 0.01	p < 0.01	p = 0.84	p < 0.01
	Post-hoc			R, O < D	D < O < R	D > R > O	R,O < D	D < O < R		D < O <R

D : Directe, O : OpenSense, R : Redondance

7.4. Discussion

Dans ce chapitre nous souhaitions évaluer l'effet de la redondance d'informations en matière d'orientation des segments sur la cinématique articulaire des membres inférieurs obtenue à partir d'une optimisation multisegmentaire. Pour cela nous avons comparé la cinématique de référence basée sur la mesure optoélectronique à la cinématique obtenue avec des centrales inertielles soit, directement après calibrage centrale-à-segment (Directe), soit après optimisation multisegmentaire avec une centrale par segment (OpenSense), soit après optimisation multisegmentaire avec deux centrales sur la cuisse et le tibia (Redondance). Dans le Chapitre 6, nous avions soulevé la limite de l'optimisation de la cinématique lorsque nous n'avons qu'une seule mesure d'orientation par segment. En effet les contraintes dites rigides ne sont pas exploitées puisqu'elles permettent normalement d'optimiser le calcul de l'orientation d'un segment par différents points de mesure. Ainsi en proposant plusieurs points de mesure nous contraignons plus l'optimisation.

Tout d'abord, nous pouvons noter que nous obtenons des résultats de RMSE similaires au chapitre précédent malgré l'utilisation de centrales d'une autre marque. Nous observons toutefois dans cette étude de meilleurs résultats pour l'antéversion du bassin (3.6° dans cette étude contre 8.8° dans l'étude du chapitre précédent) et la flexion de hanche (10.8° contre 12.4°). La différence entre ces résultats provient du calibrage centrale-à-segment. Dans cette étude, nous avons pu utiliser le dispositif du bassin, considéré comme la meilleure méthode d'obtention de l'axe longitudinal du bassin (chapitre 4). De manière assez intrigante, nous pouvons constater que l'amélioration observée sur l'antéversion du bassin qui atteint 5.2° sur la RMSE ne se répercute pas complètement sur la flexion de hanche puisque la différence n'est que de 1.6°. À l'inverse d'autres différences notables en faveur de l'étude du Chapitre 6 sont présentes. Entre autres, pour le genou, quel que soit le plan, nous obtenons des résultats entre 5° et 9.2° de RMSE moyenne alors que dans l'étude du Chapitre 6 nous obtenions des valeurs entre 3.7° et 5.1°. Ici, seuls les centrales et l'algorithme de fusion utilisé sont différents. Tout comme évoqué dans le chapitre précédent, cela pourrait venir de la capacité du filtre des fusions de données des centrales Xsens à mieux maîtriser les perturbations magnétiques (Roetenberg et al., 2005). Toutefois, nous avions relevé un doute sur d'éventuelles transformations des données centrales via le modèle MVN lors de l'exportation des données. En effet, nous obtenions des incohérences de définition de l'orientation lorsque nous utilisions la centrale du tibia sur le dispositif du bassin, sûrement dues à l'utilisation de la chaîne cinématique.

Puisque peu différents de l'étude précédente, nos résultats sont donc là encore similaires à ceux que l'on peut observer dans la littérature (Kianifar et al., 2019; Al Borno et al., 2021; Schepers et al., 2018).

Bien que diminuée, notre RMSE pour la flexion/extension de hanche reste supérieure à 10° contre 6° dans l'étude de Al Borno et al. (2021). L'amélioration apportée par l'utilisation du dispositif reste donc sans doute insuffisante. Pour rappel, dans l'étude de Al Borno et al. , qui exploite également OpenSense et le modèle Rajagopal 2015, les angles par défaut entrés dans le modèle lors du calibrage centrale-à-segment effectué lors de la posture debout sont ceux obtenus avec la référence.

À notre connaissance, aucune étude n'a exploité la redondance d'information pour obtenir la cinématique des membres inférieurs par optimisation multisegmentaire avec pour données d'entrée les données inertielles. Nous n'avons donc pas de comparaison avec la littérature sur ce point.

De manière générale, nous pouvons observer une amélioration de la cinématique obtenue avec la redondance pour la rotation du genou et la flexion de la cheville pour la marche et la course, mais cet avantage disparaît lorsque l'on étudie l'ergocycle. Néanmoins, ce résultat semble être principalement attribuable à la limitation de l'amplitude du mouvement dans ces plans puisqu'un plateau apparaît dans les angles. Ce phénomène est dû au paramétrage de la chaîne cinématique à laquelle des bornes d'amplitudes articulaires ont été imposées en se basant sur l'anatomie fonctionnelle définie par Kapandji (2009). L'atteinte de ces valeurs limites était moins fréquente dans l'étude précédente ce qui semble aller en faveur d'un avantage de la mesure inertielle obtenue à l'aide des centrales inertielles Xsens sur celle obtenue à l'aide des centrales APDM.

L'apport de la redondance semble donc très limité. Cette absence d'effet pourrait venir du placement des centrales qui ne serait pas optimal. Il se pourrait que les centrales subissent un mouvement des artefacts de tissus mous à l'unisson ce qui de fait supprimerait l'apport de la redondance d'informations pour limiter les artefacts des tissus mous (Selbie & Brown, 2017).

Une autre hypothèse serait que l'utilisation de la seule orientation pourrait ne pas être idéale pour exploiter les avantages de l'optimisation multisegmentaire. La performance de l'optimisation pourrait être améliorée en utilisant les mesures d'autres capteurs (Kok et al., 2014) ou en intégrant la chaîne cinématique et ses contraintes directement à un filtre de Kalman qui prendrait comme données d'entrées les accélérations, vitesses angulaires et orientation du champ magnétique.

On peut aussi suggérer comme précédemment que la chaîne cinématique ainsi configurée ne permet pas d'exploiter au mieux l'optimisation multisegmentaire que ce soit en matière de liaison mécanique au niveau des articulations (Duprey et al., 2010; Gasparutto et al., 2015), des degrés de liberté libérés, mais aussi de la pondération imposée sur les centrales (Ausejo et al., 2006, 2011; Begon et al., 2018; Al Borno et al., 2021).

Les limites et commentaires énoncés dans le chapitre précédent sont là encore applicables puisque la même méthodologie et le même modèle ont été utilisés. Nous pouvons regretter ici que seulement cinq sujets aient pris part à l'étude et que dans cette expérimentation, et ce contrairement à l'étude précédente (Chapitre 6), nous n'avons pas effectué de mouvements hors plan sagittal ce qui aurait pu mettre en exergue l'intérêt de la redondance.

7.5. Conclusion

Ainsi cette étude confirme qu'il est possible et cohérent d'utiliser une redondance d'informations de l'orientation des segments pour obtenir la cinématique des membres inférieurs à l'aide de l'extension OpenSense du logiciel OpenSim.

Malgré cela, ces premiers résultats ne permettent pas de confirmer un apport significatif de cette redondance. Pour améliorer cette méthode il pourrait être intéressant de proposer une pondération variable entre les centrales inertielles intrasegment, mais aussi intersegment à partir par exemple de l'erreur d'orientation calculée par l'optimisation d'OpenSense (Al Borno et al., 2021). Il pourrait aussi être pertinent d'adapter l'optimisation multisegmentaire à l'activité réalisée ainsi qu'aux capacités du sujet.

Synthèse sur l'intérêt de l'optimisation multisegmentaire

Dans cette partie, l'objectif était d'évaluer l'effet de l'optimisation multisegmentaire dans l'obtention de la cinématique articulaire avec centrales inertielles. Pour cela, nous avons tout d'abord comparé les résultats obtenus avec une méthode « propriétaire » dont les paramètres sont inconnus et non modifiables, le modèle MVN de la société Xsens, et une méthode *opensource* où l'on a accès à tous les paramètres, l'extension OpenSense du logiciel OpenSim. Nos résultats ne permettent pas de conclure quant à un apport vraiment significatif des optimisations multisegmentaires par rapport à une cinématique directe. Celles-ci paraissent principalement limiter les mouvements dans le plan transverse du genou.

Le second chapitre de cette partie abordait l'intérêt de la redondance d'informations en matière d'orientation des segments fémur et tibia sur l'obtention de la cinématique lors de l'optimisation multisegmentaire avec données inertielles. Nous pouvons observer une légère amélioration de la rotation du genou sans pour autant apporter là encore un bénéfice notable par rapport à une cinématique directe.

En fait, pour la cinématique obtenue par mesure inertielle que ce soit par cinématique directe ou par utilisation d'une optimisation multisegmentaire, les erreurs les plus importantes observées semblent imputables aux calibrages centrale-à-segment.

Malgré tout, différents éléments propres aux chaînes cinématiques pourraient permettre d'améliorer leur utilisation comme la modification des types de liaisons mécaniques, le choix d'une pondération appropriée, une adaptation des amplitudes articulaires à l'activité, mais surtout la personnalisation des amplitudes articulaires.

Partie 4 Personnalisation de la méthodologie et application clinique

Dans cette partie, nous testons la faisabilité d'un protocole auprès d'une population pathologique. Pour cela, nous proposons de mettre au point une méthode permettant de définir un protocole personnalisable suivant les caractéristiques du sujet étudié. Dans les parties précédentes, nous avons pu mettre en avant différentes méthodes de calibrages centrale-à-segment justes et répétables. Mais certaines postures et certains mouvements pourraient être difficiles à réaliser dans un contexte clinique. Ainsi, la personnalisation du calibrage consiste tout d'abord à proposer une méthode en adéquation avec les capacités motrices du sujet relatives aux postures à adopter et aux mouvements à effectuer. Nous proposons un processus de sélection de postures et mouvement de calibrage à partir de différentes questions qui sont validées suivant des critères précis. Ce processus est construit à partir des résultats de justesse, de répétabilité et d'usage obtenus dans la partie 2.

Le second jalon de cette personnalisation concerne l'optimisation multisegmentaire traitée dans la partie 3 et pour laquelle nous avons fait l'hypothèse d'une amélioration possible si les amplitudes articulaires de la chaîne cinématique étaient personnalisées. Pour ce faire, nous exploitons les résultats de l'examen clinique que reçoit le sujet dans le cadre d'une analyse quantifiée de la marche. Cet examen clinique mesure des valeurs d'angle articulaire maximum que peut réaliser un sujet. Nous traduisons ensuite ces informations en limites d'amplitudes articulaires dans la chaîne cinématique de l'optimisation multisegmentaire.

Ainsi nous aborderons dans cette partie la méthodologie développée pour aider au choix du calibrage centrale-à-segment et réaliser la personnalisation de la chaîne cinématique. Finalement, nous proposons une interface qui simplifie ces choix et calculs. Dans un second temps, ce protocole sera appliqué à une population pathologique afin de cerner les limites et améliorations nécessaires au protocole. Cette partie a été réalisée en collaboration avec le laboratoire de Cinésiologie Willy Taillard aux Hôpitaux Universitaires de Genève et l'Université de Genève.

L'objectif de cette étude est donc d'évaluer la personnalisation développée sur des sujets pathologiques en dissociant l'apport de la personnalisation centrale-à-segment de celle liée à l'optimisation multisegmentaire.

4.1. Développement d'un algorithme de personnalisation du calibrage centrale-à-segment et de l'optimisation multisegmentaire

Cette section présente, tout d'abord, la méthodologie mise en place pour effectuer le choix hiérarchique du calibrage centrale-à-segment. Par la suite, nous verrons comment la chaîne cinématique est adaptée aux capacités du sujet et, finalement, l'interface proposée pour réaliser les étapes du protocole.

4.1.1. Personnalisation du calibrage centrale-à-segment

À la suite des différents résultats du chapitre 4 de la partie 2, nous avons mis en place un choix hiérarchique qui permet de sélectionner le calibrage centrale-à-segment réalisable par le sujet. Il faut savoir qu'indépendamment du calibrage effectué, il est nécessaire de réaliser une posture initiale debout ou posture de référence. Cette posture, même si elle n'est pas parfaite permet d'effectuer différentes vérifications lors de la définition des vecteurs segmentaires, comme leur direction et aussi de calibrer le modèle dans la procédure d'optimisation multisegmentaire à l'aide d'OpenSense.

4.1.1.1. Algorithme de décision

L'ensemble des calibrages possibles issus de la partie 2 est représenté dans le Tableau 25, nous n'avons gardé que ceux qui valident les différents critères de sélection : une bonne justesse et répétabilité. À ces calibrages, nous pouvons remarquer qu'une posture (Assis T.90°) et deux mouvements passifs se sont ajoutés à la sélection de la partie 2. Nous avons choisi de les ajouter, car ils permettent de compléter le calibrage si le sujet n'est pas capable d'effectuer les postures et mouvements sélectionnés précédemment. Enfin, le dernier recours pour le calibrage est l'utilisation du dispositif pour obtenir tous les vecteurs segmentaires si le sujet ne peut effectuer aucune posture et aucun mouvement. Par ailleurs, ce dispositif a été simplifié afin d'être utilisé plus facilement (Figure 61). Les points anatomiques pointés sont ceux définis par Picerno et al. (2008). Ce sera donc $\vec{X}_{CI_{Disp}}$ qui sera utilisé pour définir les vecteurs des différents segments comme précisés dans le chapitre 5.

Tableau 25 : Rappel des postures et mouvements sélectionnés ainsi que les axes définis

	ML							L			
	Debout + Assis	**Assis T 90°**	**Dispositif**	**Flex/Ext T.**	**Flex/Ext T. Passif**	**Marche**	**Flex/Ext J. Passif**	**Debout**	**Assis T 90°**	**Dispositif**	**Rot. J.**
BASSIN	X	X	X							X	
FÉMUR	X	X	X	X	X	X		X		X	X
TIBIA	X		X	X	X	X		X	X	X	X
PIED	X		X			X	X	X	X	X	

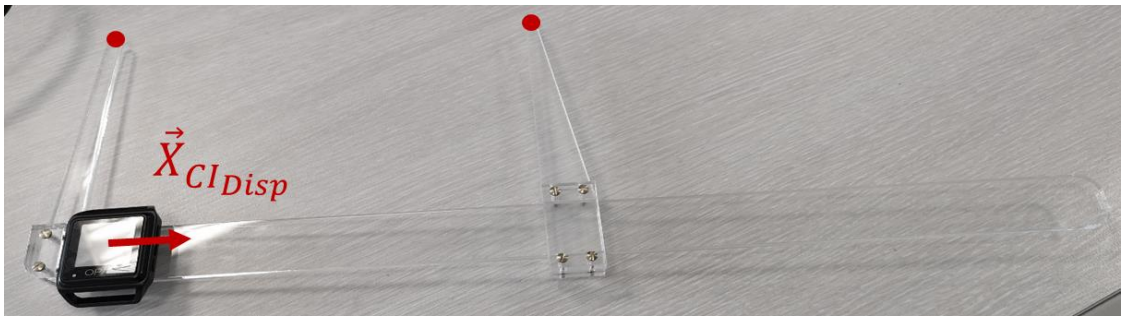


Figure 61 : dispositif utilisé pour le pointage des points anatomiques lorsque le calibrage « Dispositif » est utilisé, les points rouges correspondent au bout des tiges qui pointent les surfaces anatomiques.

Dans la partie 2, nous n'avons pas comparé le calibrage centrale-à-segment anatomique proposé par Picerno et al. (2008) aux autres calibrages testés. Mais nous l'intégrons ici pour permettre de calibrer la totalité des segments si le sujet n'est pas capable d'effectuer les postures et les mouvements précédemment présentés.

Vecteur longitudinal des segments

Le premier vecteur à définir est le vecteur longitudinal des segments considéré comme le vecteur principal lors de la construction des repères segmentaires. Pour le définir, nous avons développé une hiérarchie qui permet de choisir le calibrage le plus approprié en prenant en compte la justesse et la répétabilité de la définition des vecteurs établies dans la partie 2 (Figure 62). Les capacités du sujet évaluées par l'intermédiaire des réponses aux questions définies dans la section 4.1.1.1 permettent de faire des choix de calibrage centrale-à-segment.

Quelles que soient les capacités du sujet, le vecteur longitudinal du bassin sera défini par le dispositif. Si le sujet est capable de se tenir debout avec tous les critères définis dans la section 4.1.1.1 alors les vecteurs longitudinaux des segments seront définis par la posture debout. Si ce n'est pas le cas, mais que le sujet est capable d'effectuer une rotation autour de la hanche alors les vecteurs longitudinaux des autres segments seront définis par ce mouvement. Malheureusement il est peu probable qu'une personne qui ne soit pas capable d'aligner ses centres articulaires soit capable d'effectuer un mouvement avec les jambes tendues. Ainsi une option inédite a été proposée : la posture assise avec les genoux à 90° (Assis T. 90°), elle permet d'obtenir l'axe longitudinal des deux tibias et des deux pieds si l'on considère que le sujet est capable d'avoir les pieds à plat et les tibias perpendiculaires au sol. Dans cette configuration les vecteurs longitudinaux des fémurs sont définis avec le dispositif puisqu'ils ne peuvent pas être définis par la posture debout. Enfin si le sujet n'est pas capable d'effectuer ces différentes postures et différents mouvements, le dispositif est utilisé pour définir la totalité des vecteurs longitudinaux.

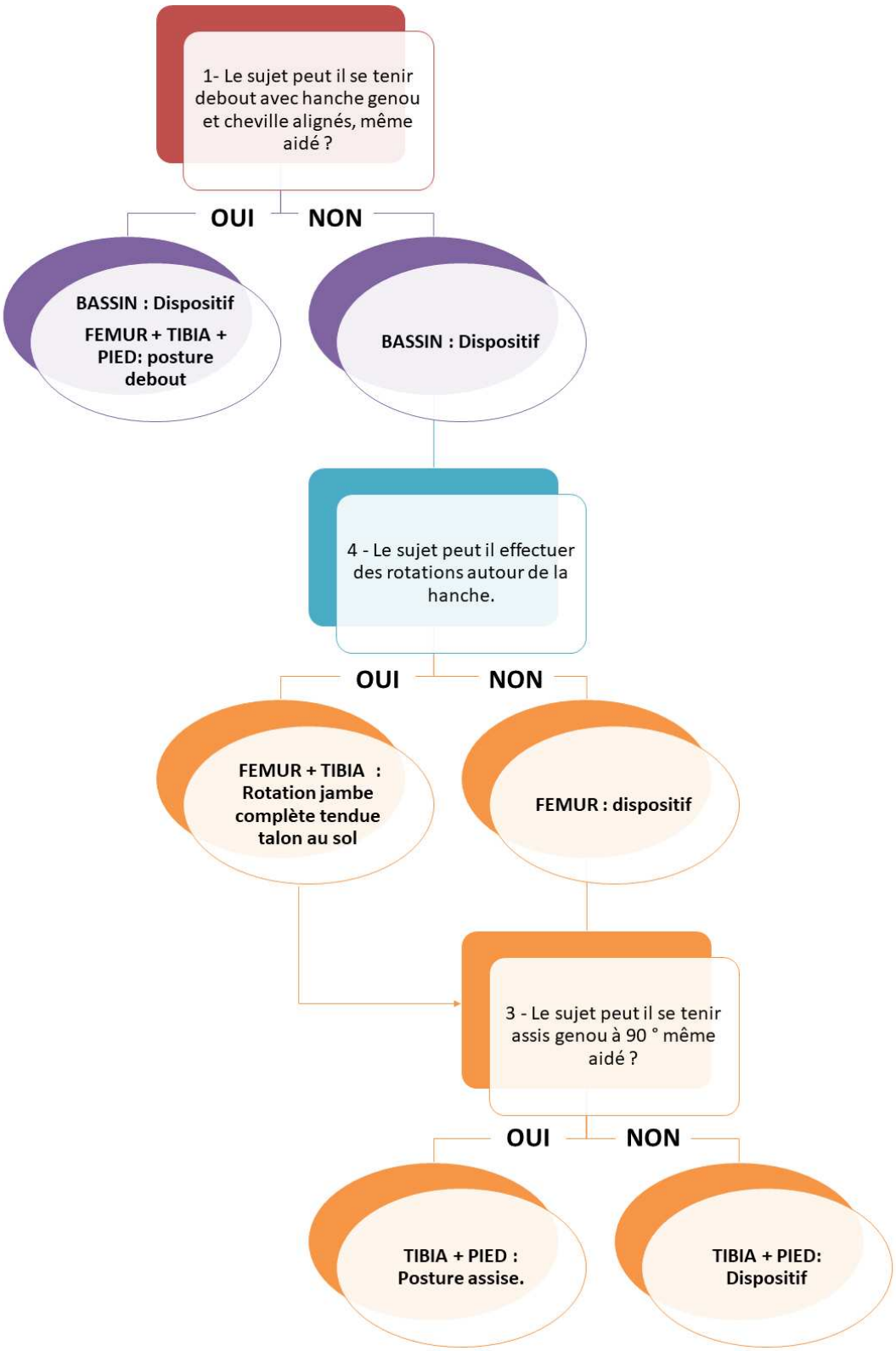


Figure 62 : Arbre de décision pour définir le vecteur principal, les formes rectangulaires représentent les questions (ou nœuds internes) et les formes ovales les choix de calibrage (ou nœuds terminaux).

Vecteur médio-latéral des segments

Il est nécessaire dans un second temps de définir les vecteurs médio-latéraux. Le processus de sélection est décrit dans la Figure 63. Il existe pour ces vecteurs plus de possibilités que pour les axes longitudinaux ce qui entraîne une multitude de combinaisons. Ainsi, la première étape de décision est de savoir si le sujet est capable de se tenir debout même aidé. Le seul élément à prendre en compte ici est qu'il n'y ait pas présence d'abduction/adduction ou varus/valgus au niveau des hanches, genoux et chevilles. La seconde posture est la posture assise avec les jambes allongées devant lui.

Si le sujet n'est pas capable de valider l'étape de la posture debout ni assise, alors il est nécessaire de définir le vecteur médio-latéral du bassin par l'intermédiaire du dispositif. Puis, si le sujet est capable d'effectuer une rotation active autour de l'axe de flexion/extension du genou dans le plan sagittal, les vecteurs médio-latéraux seront définis par la flexion/extension du tibia ou encore la marche si cela permet de réduire le nombre de mouvements à effectuer. On peut aussi proposer au sujet un mouvement passif, si l'amplitude est suffisante et que l'opérateur peut mobiliser cette articulation ce sera cette rotation qui sera choisie pour le fémur et le tibia. Enfin, si ce n'est pas possible le dispositif est utilisé en dernier recours pour les fémurs et tibias en pointant les épicondyles médiaux et latéraux du fémur.

Enfin pour les pieds, le sujet peut ne pas être capable d'effectuer les postures debout et assises avec tous les critères nécessaires. Il est possible de proposer à l'opérateur d'effectuer des rotations passives autour de la cheville comme cela était proposé dans le mouvement passif de flexion complète de jambe. Sinon, comme pour les autres segments, l'option sera celle du dispositif.

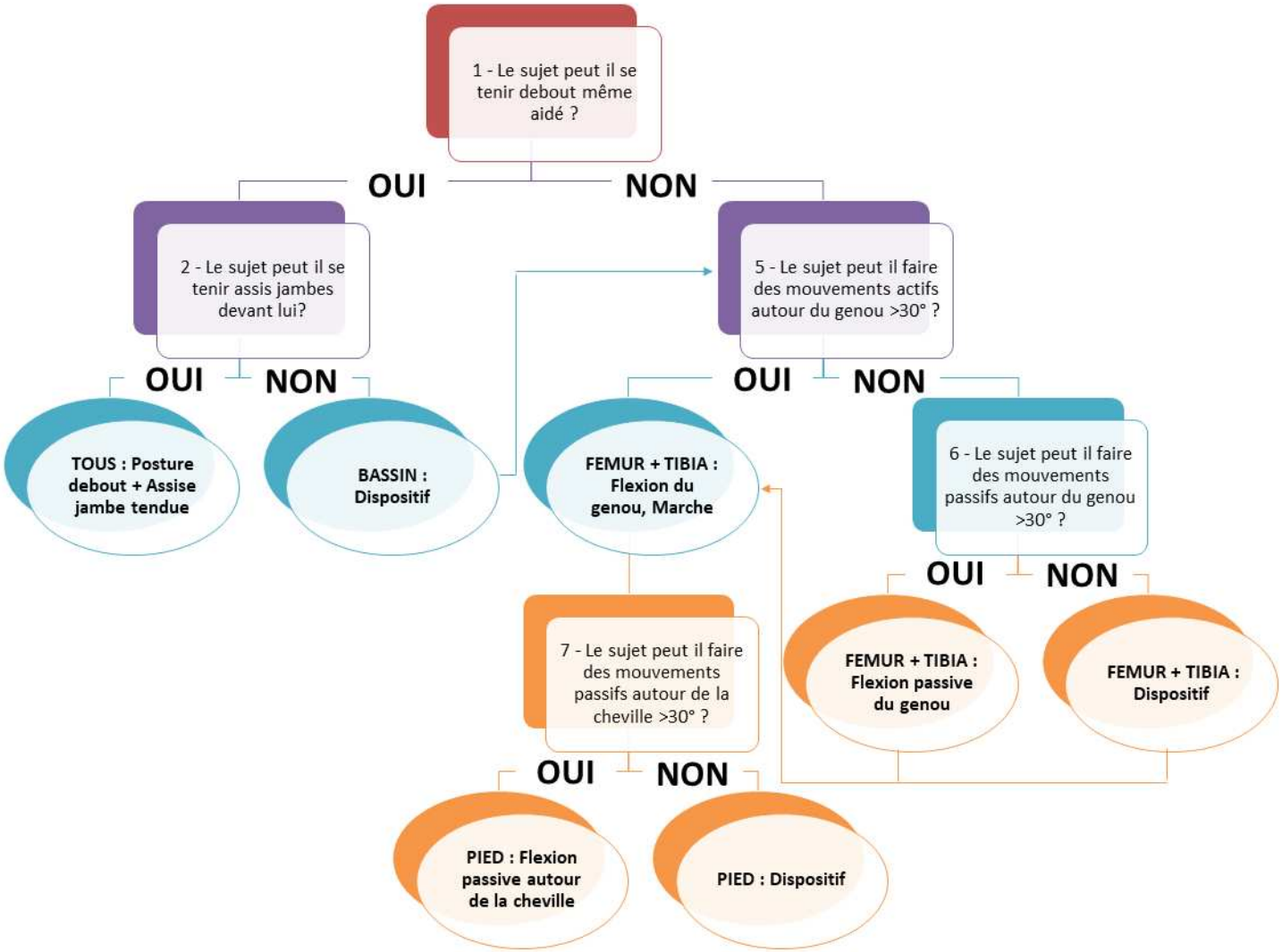


Figure 63 : Arbre de décision pour définir le vecteur médio-latéral. Les formes rectangulaires représentent les questions (ou nœuds internes) et les formes ovales les choix de calibrage (ou nœuds terminaux).

4.1.1.2. Critères de sélection

Afin de sélectionner les différentes postures et mouvements réalisables par le sujet, nous avons mis en place une série de questions qui permet d'identifier le calibrage central-à-segment approprié. Le Tableau 26 présente le panel des questions associées aux critères de validation.

La première question consiste à évaluer si le sujet est capable de se tenir debout avec les critères nécessaires au bon calibrage. Suivant ces critères, le sujet doit pouvoir tenir debout les pieds à plat et parallèles, sans flexion au niveau des articulations, ni abduction/adduction ou rotation. Cette question valide l'utilisation de la posture debout.

La seconde question permet de savoir si le sujet est capable d'être assis avec les jambes tendues devant lui. Pour valider cette question, il est nécessaire que le sujet ait les pieds décollés du sol (cela permet d'avoir une mesure de l'accélération de pesanteur différente de la posture debout au niveau des pieds), et que les plans sagittaux des fémurs, tibias et pieds soient parallèles. Cela ne pose pas de problème qu'il existe une flexion au niveau des hanches et genoux. Cette question permet de valider l'utilisation de la posture assise jambes « tendues ».

La troisième question permet de savoir si le sujet est capable de s'asseoir. Pour valider cette question, il faut que le sujet soit capable d'avoir les pieds à plat sur le sol, qu'il ait les tibias verticaux ainsi que les pieds bien parallèles. Cette posture est un dérivé de la posture debout et assise jambes tendues. Elle est utilisée comme alternative dans le cas où le sujet ne peut adopter la posture debout ou assise évoquée précédemment.

La quatrième question permet de savoir si le sujet est capable d'effectuer des rotations autour de l'axe longitudinal de la jambe complète. Pour cela, il faut que le sujet puisse tenir debout même supporté, et puis positionner sa jambe tendue devant lui avec le talon au sol et le pied en flexion dorsale. Il ne doit pas y avoir de flexion au niveau du genou ni d'abduction ou d'adduction pour permettre une rotation autour des axes longitudinaux du fémur et du tibia. Puis il doit pouvoir effectuer une rotation autour de la hanche dans cette position.

La question cinq permet de savoir si le sujet est capable d'effectuer des mouvements par lui-même autour du genou. Pour valider cette question, il est nécessaire que le sujet puisse tendre dans le vide sa jambe devant lui et fléchir le genou à plus de 30° dans le plan sagittal sans dévier dans les autres plans. Cette question permet de valider l'utilisation de la flexion du tibia pour le calibrage centrale-à-segment.

Les questions six et sept permettent de savoir si le sujet a suffisamment de mobilités au niveau des articulations du genou et de la cheville pour permettre à l'opérateur d'effectuer des mouvements passifs dans le plan sagittal autour de ces articulations.

Tableau 26 : Tableau détaillé du questionnaire permettant de sélectionner les calibrages centrales-à-segments

1- Le sujet peut-il se tenir debout avec les hanches, genoux et chevilles alignés, pour les deux jambes ?	
	Pieds à plat
	Sans varus valgus du genou
	Sans varus valgus de la cheville
	Avec 0° de flexion aux hanches aux genoux et aux chevilles
	Pieds parallèles
2- Le sujet peut-il se tenir assis, jambes tendues devant lui ?	
	Avec les orteils décollés du sol
	Sans varus valgus du genou
	Sans varus valgus de la cheville
	Avec les fémurs, tibias, pieds parallèles
3- Le sujet peut-il se tenir assis genou à 90° par rapport au sol même aidé ?	
	Avec les pieds à plat
	90° de flexion hanches genoux chevilles
	Genoux chevilles alignés
	Pieds et Fémurs parallèles
4- Le sujet peut-il effectuer des rotations autour de la hanche, jambe tendue ?	
	La pose du talon au sol est possible
	Avec 0° de flexion de genou
	La flexion dorsale est possible
	Avec une mobilité active >30° autour de la hanche
5- Le sujet peut-il faire des mouvements actifs autour du genou ?	
	Avec la jambe soulevée
	Avec une mobilité active >30° autour du genou
6- Le sujet peut-il faire des mouvements passifs autour du genou ?	
	Avec une mobilité >30° autour du genou
7- Le sujet peut-il faire des mouvements passifs autour de la cheville ?	
	Avec une mobilité >30° autour de la cheville

À la suite de ces différentes questions, l'algorithme précédent permet de sélectionner les postures et mouvements optimaux pour chaque articulation et chaque vecteur.

4.1.2. Personnalisation des amplitudes articulaires dans le modèle d'optimisation multisegmentaire

Dans la partie 3, l'une des hypothèses d'amélioration de la cinématique obtenue avec l'optimisation multisegmentaire est de personnaliser les chaînes cinématiques pour obtenir des amplitudes articulaires plus proches de la réalité des sujets. Afin de mettre en pratique cette hypothèse, nous proposons d'utiliser les données relevées par le kinésithérapeute pendant l'examen clinique (Viehweger et al., 2007) et de les intégrer dans le modèle.

Différents tests sont ainsi effectués durant cet examen, nous traduisons les mesures prises au goniomètre en amplitude articulaire. La Figure 64 présente le tableau rempli par les kinésithérapeutes lors de l'examen clinique. Le premier examen permet d'obtenir la flexion maximale de hanche. Le sujet est positionné sur le dos (décubitus dorsal) le genou fléchi. Ensuite, l'extension maximale de hanche est définie de deux manières, le sujet est en décubitus dorsal, l'un des tests nécessite d'avoir le genou en position neutre (Psoas) l'autre le genou en flexion (RF : Rectus fémoris). Nous avons choisi de prendre la valeur la plus grande de ces deux tests pour l'extension de hanche. Ensuite nous prenons en compte l'abduction de hanche, celle-ci est mesurée par trois tests différents, le sujet est en décubitus dorsal, la hanche en position neutre, pour le premier test le genou est en position neutre (Gracilis) et le second le genou est fléchi dans le vide (Add M.) ou encore la hanche en position neutre et le genou étendu (Add L.). Comme pour l'extension de hanche nous prenons la valeur la plus importante entre les deux tests. Afin d'obtenir l'adduction maximale, nous exploitons le test où le sujet est en décubitus dorsal, la hanche et le genou en positions neutres. Pour les rotations internes et externes les sujets sont en décubitus ventral, hanche en position neutre et genou fléchi, l'opérateur effectue une rotation autour de l'axe longitudinal du fémur pour obtenir les valeurs maximales de rotation.

	Amplitude	
	Droit	Gauche
HANCHE		
Flexion	130	130
Extension -Psoas	15	15
Extension -RF	30	35
Thomas Test	+20	+20
Abduction (Add L.)	40	35
Abduction (Add M.)	30	30
Abduction (Gracilis)	30	30
Adduction	20	20
Ober Test	_	_
Rotation Interne	75	75
Rotation Externe	20	20
Anteversion	30	30
GENOU		
Flexion	160	155
Extension		
Poplité Unilatéral	45	40
Poplité Bilatéral	40	35
Patella Alta	2	2.5
Angle Mort	15	15
CHEVILLE		
Flex. Dors. Ge. 0°	0	o
Flex. Dors. Ge. 90°	15	10
Flex. Plantaire	60	60
Flex. Hallux	40	40
Ext. Hallux	50	50
Hallux Valgus	10	10
Angle Pied-Cuisse	-20	-25
Axe Bi-Malléolaire	10	20

Figure 64 : Tableau rempli lors de l'examen clinique par le kinésithérapeute, les encadrés verts représentent les valeurs que nous exploitons.

Ensuite pour le genou, nous extrayions la flexion maximale lorsque le sujet est en décubitus dorsal et la hanche fléchie, puis l'extension est obtenue en décubitus dorsal un coussin sous le tibia. Pour la cheville, nous incluons la flexion dorsale qui est mesurée lorsque le sujet en est en décubitus dorsal genou en position neutre ou en flexion, la plus grande des deux valeurs est utilisée pour définir l'amplitude maximale. Enfin, la flexion plantaire maximale est définie au cours d'un test où le sujet est en décubitus dorsal, la hanche et le genou en position neutre.

Les autres amplitudes limites incluses dans le modèle, mais non testées dans le cadre de l'examen clinique, restent similaires à celles utilisées dans la partie 3. Pour rappel, ces amplitudes étaient obtenues à l'aide des données de Kapandji (2009).

4.1.3. Proposition d'une interface

Une interface a été développée sous Matlab pour intégrer tous les paramètres précédents et automatiser la sélection du calibrage centrale-à-segment à effectuer (Figure 65).

Tout d'abord, l'interface exige que l'on réponde aux questions qui permettent de sélectionner le calibrage centrale-à-segment. Ces questions figurent dans la zone de l'interface intitulée « 1 -Capacités du sujet ».

Une fois les réponses aux questions fournies, il faut lancer « Trouver le calibrage approprié » suite auquel nous obtenons la liste des postures et mouvements à effectuer ainsi que la description de réalisation dans la section « 2 -Calibrage à réaliser ».

Enfin, il faut entrer les différentes amplitudes articulaires dans « 3 -Informations Sujet ».

Il est également possible de lancer des calculs depuis l'interface pour obtenir la cinématique dans « 4 -Lancement Calculs ». Pour cela, il faut préciser quel est le fichier correspondant à la posture debout « Choisir le fichier statique ». Enfin, dans cette même partie, nous pouvons obtenir la cinématique directe ou la cinématique après optimisation multisegmentaire et ainsi afficher ces cinématiques.

Concernant le lancement des calculs cinématiques, une autre partie du travail a consisté à paramétrer des options avant le lancement des procédures et programmes utilisés dans les chapitres précédents. Il est à noter que l'optimisation multisegmentaire via l'extension OpenSense d'OpenSim peut se lancer via Matlab. Le fichier de configuration du modèle, sous format .osim, était automatiquement modifié suivant les amplitudes articulaires renseignées dans l'interface.

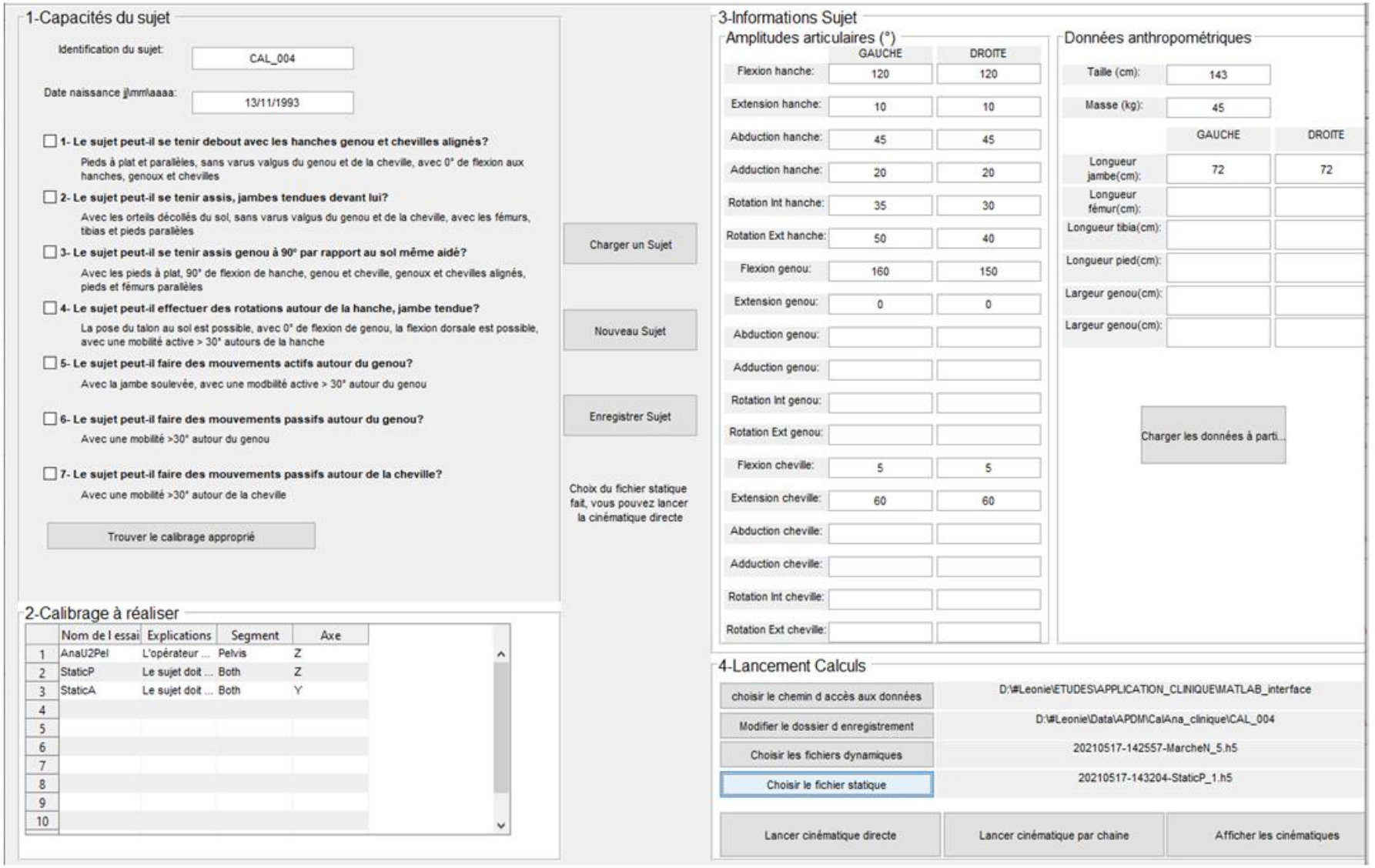


Figure 65 : Présentation de l'interface développée pour une méthodologie clé en main.

4.2. Mise en œuvre : application sur une population clinique

Dans cette section, nous avons proposé d'appliquer notre méthodologie à des cas cliniques. Cette partie du manuscrit a été faite en collaboration avec le laboratoire de Cinésiologie Willy Taillard les Hôpitaux universitaires des Genève et L'Université de Genève. Tout d'abord, nous avons formé une postdoctorante à notre méthodologie. Celle-ci l'a ensuite mise en place durant des examens d'analyse quantifiée de la marche effectués par des patients du laboratoire en complément de l'analyse effectuée à l'aide d'un système optoélectronique. Nous avons ainsi pu comparer la cinématique articulaire obtenue avec les centrales inertielles et la cinématique obtenue avec la référence utilisée dans ce laboratoire et évaluer ainsi l'erreur sur une population pathologique.

L'interface était en cours de création lors des expérimentations ainsi il n'a pas été possible de l'utiliser pour tous les sujets. Mais l'opératrice avait les arborescences définies précédemment pour choisir les postures et mouvements de calibrage. Ainsi, elle vérifiait les différents critères de sélection et choisissait le calibrage centrale-à-segment.

4.2.1. Matériel et méthode

4.2.1.1. Participants et matériel expérimental

Douze sujets ont participé à cette étude, 8 hommes/garçons et 4 femmes/filles ($27.9 \pm 23.15\ ans, 166.9 \pm 12.41\ cm$ et $68.16 \pm 18.9\ kg$). Chacun a donné son consentement éclairé pour participer à l'étude et chacun a accepté l'utilisation de leurs données dans un cadre de recherche. Le Tableau 27 présente les différentes caractéristiques des sujets ainsi que leur pathologie.

Tableau 27 : Données d'âge et de pathologie reconnues ou non pour tous les sujets

Sujets	Âge	Pathologie
CAL_007	24	Hémiplégie infantile gauche, pied varus gauche, pied équin gauche
CAL_008	37	Diplégie spastique, droite et gauche
CAL_009	14	Hémiplégie droite
CAL_010	20	Diplégie spastique droite et gauche
CAL_011	14	Pied bot varus équin droit
CAL_013	11	Pied plat congénital droite et gauche
CAL_014	65	Anomalie de la marche non précisée, droite et gauche
CAL_015	9	Anomalie de la marche non précisée,
CAL_016	31	Hémiplégie infantile droite
CAL_017	82	Anomalie marche et équilibre non diagnostiqué Droite et Gauche
CAL_018	16	Hémiplégie infantile droite
CAL_019	12	Anomalie de la marche non précisée droite et gauche

Un système optoélectronique Qualisys (Oqus7+, Göteborg, Suède) avec 12 caméras à 100 Hz était utilisé. 38 marqueurs étaient positionnés comme pour les parties 2 et 3 suivant le Conventionnal Gait Model version 2.1 (Leboeuf et al., 2019).

Le sujet était aussi équipé de huit centrales inertielles Opal (APDM, version 2, Portland États-Unis) positionnées sur les sept segments comme pour les parties précédentes. L'algorithme de fusion constructeur avec prise en compte de la variation du magnétomètre a été utilisé, les magnétomètres ont été calibrés en amont des essais.

4.2.1.2. Protocole

Tout d'abord, un examen clinique était effectué afin de récupérer les amplitudes articulaires du sujet. L'opérateur répondait ensuite aux différentes questions de sélection du calibrage centrale-à-segment. Ces différentes questions permettaient de déterminer le calibrage centrale-à-segment que le sujet était en mesure d'effectuer. Les sujets effectuaient alors les différentes postures et mouvements nécessaires au calibrage centrale-à-segment. Ces postures et mouvements pouvaient être différents en fonction des caractéristiques des sujets.

Le sujet a ensuite effectué plusieurs marches à vitesse choisie.

4.2.1.3. Calcul des cinématiques

Référence

La cinématique de référence est calculée de manière similaire aux études précédentes (voir 4.2.6) avec les données du système optoélectronique. Les sujets ne peuvent pas, pour la plupart, effectuer de mouvements fonctionnels. Ainsi dans le laboratoire la méthode utilisée est celle du Conventionnal Gait Model 2 (Leboeuf et al., 2019). Ce modèle a déjà été présenté dans la partie 2. La méthodologie est identique. Pour rappel, les centres articulaires sont définis à partir d'équation de régression ou anatomiquement.

Directe

Les vecteurs segmentaires sont tout d'abord obtenus à partir du calibrage centrale-à-segment qui a été sélectionné pour le sujet. Les repères segmentaires et la cinématique articulaire sont alors définis comme décrits dans la partie 2.

Optimisation multisegmentaire OpenSense

Pour cette partie nous avons utilisé le même modèle que dans la partie 3, soit le modèle Rajagopal 2015 modifié avec trois degrés de liberté aux articulations et le logiciel OpenSim avec l'extension OpenSense adaptée aux centrales inertielles. Nous avons suivi les différentes étapes du processus d'optimisation multisegmentaires. Pour rappel, une première étape consiste à convertir les données d'orientation obtenues des centrales pour quelle soient définies dans le repère global

d'OpenSim et réorientée pour que la direction du mouvement soit alignée avec l'axe $\vec{X}$ de ce même repère. La seconde étape consiste à calibrer le modèle. Pour cela nous intégrons le calibrage centrale-à-segment défini pour la cinématique directe en intégrant les angles obtenus lors de la posture debout comme angle par défaut dans le modèle. Ainsi OpenSense recalcule le passage entre l'orientation de la centrale lors de cette posture et l'orientation du segment. Enfin la dernière étape du processus consiste à obtenir la cinématique à partir du solveur d'OpenSim. Lors de cette étape, contrairement aux chapitres précédents, nous avons personnalisé les amplitudes articulaires de la chaîne cinématique (voir 4.1.1.1) pour qu'elles correspondent à ce que le sujet est capable de faire physiologiquement.

4.2.1.4. Analyse des données

Deux des essais de marche ont été sélectionnés pour comparer les cinématiques de références aux cinématiques obtenues avec les centrales inertielles. Les essais de marche sont tout d'abord segmentés en cycles de marches en considérant deux poses de pied consécutives. Pour cela, nous pouvions nous baser sur les données de la plateforme de force utilisée lors des acquisitions. Les cycles sont ensuite normalisés. Deux cycles par jambe sont par la suite utilisés pour les calculs.

De la même manière que dans les autres parties, afin d'évaluer les angles articulaires obtenus avec les centrales inertielles directement après calibrage ou avec l'optimisation multisegmentaire OpenSense, nous définissons l'erreur quadratique moyenne (RMSE) entre les cinématiques obtenues avec les centrales et le système de référence, le coefficient de corrélation (CC) et enfin la différence d'amplitude (ΔROM).

4.2.1.5. Traitements statistiques

Un test de Sapiro-Willk a été utilisé afin de s'assurer de la normalité des données. Afin de dissocier l'effet de la personnalisation du calibrage centrale-à-segment de celle appliquée à l'optimisation multisegmentaire, un t-test pour mesures répétées a été effectué sur les RMSE, CC et ΔROM obtenus pour les cinématiques directes et après optimisation multisegmentaire.

4.2.2. Résultats

Dans ce chapitre, nous présentons des résultats exclusivement pour dix des douze sujets. En effet pour deux des sujets les fichiers des centrales inertielles ont été corrompus ou non enregistrés. Il s'agissait des sujets CAL_010 et CAL_014.

4.2.3. Choix du calibrage centrale-à-segment

Nous pouvons observer, dans le Tableau 28, que seulement deux types de calibrage ont été utilisés. Pour neuf sujets, c'est le calibrage « Postures » du chapitre 5 qui a été utilisé et pour seulement un sujet il s'agit du calibrage utilisant le dispositif, et ce pour la totalité des vecteurs segmentaires.

Tableau 28 : Calibrage centrale-à-segment choisi pour chacun des sujets, les sujets rayés sont ceux qui n'ont pas pu être exploités, De + A : postures Debout + Assis, De : posture Debout, Disp : dispositif simplifié

	Calibrage							
	Bassin		Fémur		Tibia		Pied	
Sujets	**ML**	**L**	**L**	**ML**	**L**	**ML**	**L**	**ML**
CAL_007	De + A	Disp	De	De + A	De	De + A	De	De + A
CAL_008	Disp	Disp	Disp	Disp	Disp	Disp	Disp	Disp
CAL_009	De + A	Disp	De	De + A	De	De + A	De	De + A
~~**CAL_010**~~	~~De + A~~	~~Disp~~	~~De~~	~~De + A~~	~~De~~	~~De + A~~	~~De~~	~~De + A~~
CAL_011	De + A	Disp	De	De + A	De	De + A	De	De + A
CAL_013	De + A	Disp	De	De + A	De	De + A	De	De + A
~~**CAL_014**~~	~~De + A~~	~~Disp~~	~~De~~	~~De + A~~	~~De~~	~~De + A~~	~~De~~	~~De + A~~
CAL_015	De + A	Disp	De	De + A	De	De + A	De	De + A
CAL_016	De + A	Disp	De	De + A	De	De + A	De	De + A
CAL_017	De + A	Disp	De	De + A	De	De + A	De	De + A
CAL_018	De + A	Disp	De	De + A	De	De + A	De	De + A
CAL_019	De + A	Disp	De	De + A	De	De + A	De	De + A

4.2.4. Cinématique de marche

La Figure 66 est un exemple de la cinématique obtenue avec les centrales inertielles directement après calibrage (Directe) et après l'optimisation multisegmentaire d'OpenSense (OpenSense) où la chaîne cinématique est adaptée en amplitude maximale par rapport à l'examen clinique. Comme cette figure l'illustre, les profils cinématiques et amplitudes sont bien respectés dans le plan sagittal, mais moins dans les autres plans. Nous pouvons remarquer sur la Figure 67 pour ce sujet spécifiquement que la cinématique Directe au niveau de l'abduction/adduction de cheville présente une variation très importante de l'amplitude qui est corrigée par l'optimisation multisegmentaire.

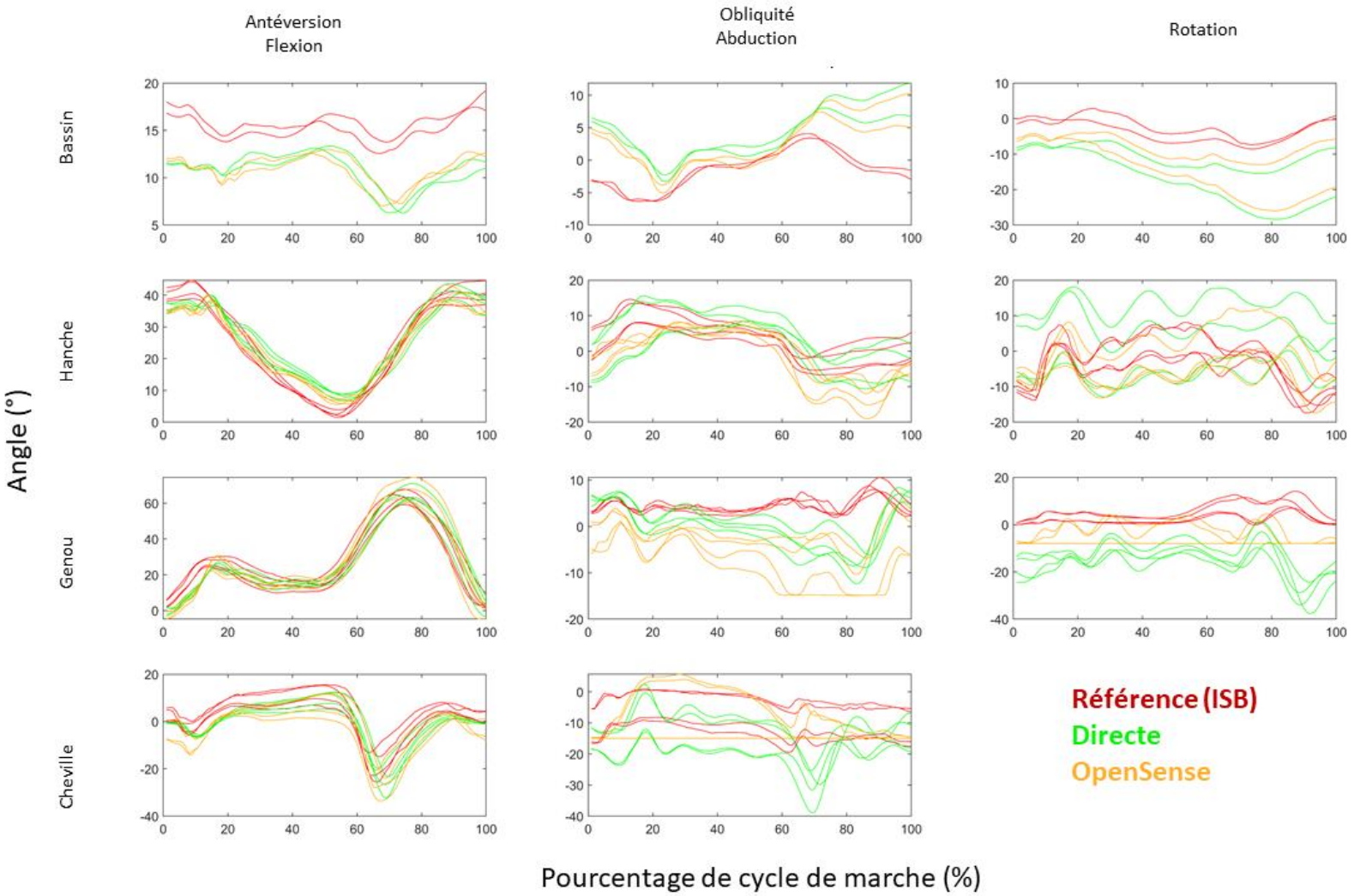


Figure 66 : Cinématique de marche d'un sujet en pourcentage de cycle de marche, avec la référence en rouge, Les cycles côté droit et gauche sont représentés sans être différenciés la cinématique directe obtenue par mesure inertielle en vert, la cinématique obtenue avec OpenSense en jaune.

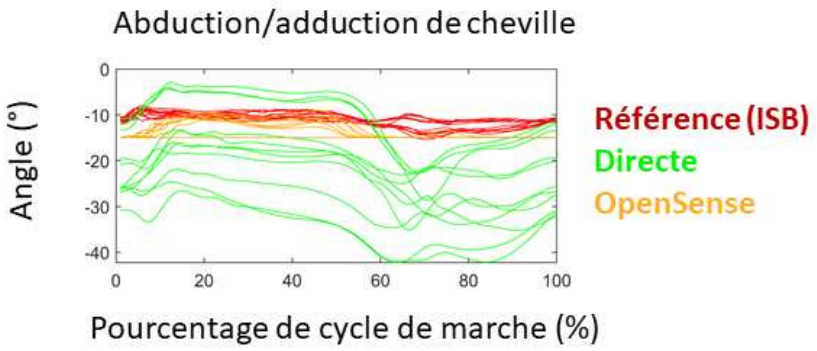


Figure 67 : Exemple de résultat de cinématique d'un sujet avec une variation très importante de cinématique d'abduction/adduction de cheville

Le Tableau 29 présente les résultats de RMSE, coefficients de corrélation et différences d'amplitude articulaire obtenue pour tous les sujets. Les valeurs sont semblables à celles obtenues dans les études précédentes.

Dans le plan sagittal, les RMSE n'excèdent pas 7.3° en moyenne, mais atteignent 21.1° pour la rotation interne/externe de la cheville. Le t-test révèle un effet de la proposition sur la cinématique obtenue dans le plan sagittal uniquement pour la flexion/extension de cheville ($T = 8.63, p < 0.01$). Dans le plan frontal, il y a un effet de la méthode sur l'obliquité du bassin ($T = 6.21, p < 0.01$), l'abduction/adduction de genou ($T = 15.21, p < 0.01$) et de la cheville ($T = 19.05, p < 0.01$). Dans le plan transverse, cet effet est significatif sur la rotation du bassin ($T = 22.7, p < 0.01$), du genou ($T = 40.93, p < 0.01$) et de la cheville ($T = 37.44, p < 0.01$). La RMSE est plus petite pour la cinématique Directe pour :

- La flexion/extension de la cheville avec $5.9° \pm 3.1°$ pour la cinématique Directe contre $7.3 + 3.5°$ pour la proposition OpenSense.
- L'abduction/adduction du genou avec $6.4° \pm 3.0°$ contre $8.3° \pm 3.7°$.
- La rotation du bassin avec $7.4° \pm 5.3°$ contre $12.1° \pm 7.9°$.
- La rotation de la cheville $11.9° \pm 6.1°$ contre $21.1° \pm 13.3°$.

Ces mêmes tests présentent une RMSE plus petite pour OpenSense pour :

- L'abduction/adduction de la cheville ($9.1° \pm 7.4°$ vs $13.8° \pm 7.3°$).
- La rotation du genou ($7.6° \pm 2.3°$ vs $11.3° \pm 5.1°$).

Nous observons un effet de la proposition pour obtenir la cinématique en matière de coefficient de corrélation pour la flexion/extension de cheville ($T = 18.89, p < 0.01$), la rotation de hanche ($T = 11.72, p < 0.01$) et la rotation de cheville ($T = 22.15, p < 0.01$). Ainsi la proposition Directe présente

un coefficient de corrélation supérieur pour la flexion/extension de cheville (0.93 ± 0.1 contre 0.81 ± 0.2 pour OpenSense) alors que la proposition OpenSense a un coefficient supérieur pour la rotation de hanche (0.60 ± 0.2 contre 0.49 ± 0.2) et la rotation de cheville (0.65 ± 0.2 contre 0.47 ± 0.3).

Pour les différences d'amplitudes, nous pouvons observer un effet de la méthode d'obtention de la cinématique par l'intermédiaire du t-test pour l'abduction/adduction de la hanche ($T = 11.46, p < 0.01$), de la cheville ($T = 67.92, p < 0.01$) ainsi que pour la rotation de genou ($T = 255.27, p < 0.01$) et de la cheville ($T = 7.65, p = 0.01$). Les différences sont inférieures pour la cinématique OpenSense par rapport à la Directe pour toutes ces rotations, excepté pour l'abduction/adduction de hanche.

Tableau 29 : Erreur quadratique moyenne (RMSE), coefficient de corrélation (CC) et différence d'amplitude articulaire (ROM) moyenne (écart-type) pour la marche des sujets pathologiques

		Antéversion/Flexion			Obliquité/Abduction			Rotation		
		RMSE (°)	**CC**	**ΔROM (°)**	**RMSE (°)**	**CC**	**ΔROM (°)**	**RMSE (°)**	**CC**	**ΔROM (°)**
BASSIN	**Directe**	4.8(2.3)	0.70(0.2)	1.4(1.4)	4.9(2.1)	0.58(0.2)	1.5(1.7)	7.4(5.3)	0.82(0.2)	2.5(4.8)
	Opensense	4.8(2.1)	0.71(0.2)	1.8(2.3)	4.2(1.8)	0.62(0.2)	1.5(1.7)	12.1(7.9)	0.78(0.2)	3.2(5)
	T-test	T = 0.01	T = 0.09	T = 2.44	T = 6.21	T = 1.88	T = 0.01	T = 22.7	T = 1.53	T = 0.88
	p-value	p = 0.94	p = 0.77	p = 0.12	p = 0.01	p = 0.17	p = 0.93	p < 0.01	p = 0.22	p = 0.35
HANCHE	**Directe**	5.6(3.6)	0.99(0)	-5.6(2.6)	5.9(2.9)	0.75(0.2)	4.4(3)	11.3(6.1)	0.49(0.2)	-1.1(7.3)
	Opensense	4.7(2.8)	0.99(0)	-5.4(2.4)	7(3.8)	0.69(0.2)	6.6(5.5)	12.2(6.5)	0.6(0.2)	-1.2(6.5)
	T-test	T = 3.22	T = 0.53	T = 0.24	T = 4.87	T = 3.11	T = 11.4	T = 0.84	T = 11.72	T = 0.01
	p-value	p = 0.07	p = 0.47	p = 0.62	p = 0.03	p = 0.08	p < 0.01	p = 0.36	p <0.01	p = 0.93
GENOU	**Directe**	5.8(2.7)	0.98(0.02)	1.8(4.1)	6.4(3)	0.43(0.3)	7.3(5.6)	11.3(5.1)	0.35(0.2)	13.2(5.1)
	Opensense	6.2(2.5)	0.97(0.03)	-0.3(6.1)	8.3(3.7)	0.45(0.2)	9(6.2)	7.6(2.3)	0.28(0.2)	-0.6(6.7)
	T-test	T = 1.19	T = 5.2	T = 7.66	T = 15.21	T = 0.48	T = 4.04	T = 40.93	T = 5.36	T = 255.27
	p-value	p = 0.28	p = 0.02	p = 0.01	p <0.01	p = 0.49	p = 0.05	p < 0.01	p = 0.02	p < 0.01
CHEVILLE	**Directe**	5.9(3.1)	0.93(0.1)	1.6(5.6)	13.8(7.3)	0.43(0.3)	15.3(7.7)	11.9(6.1)	0.47(0.3)	12.6(9.7)
	Opensense	7.3(3.5)	0.81(0.2)	0.9(8.9)	9.1(7.4)	0.49(0.3)	5.5(8.7)	21.1(13.3)	0.65(0.2)	8.6(10)
	T-test	T = 8.63	T = 18.89	T = 0.38	T = 19.05	T = 2.43	T = 67.92	T = 37.44	T = 22.15	T = 7.65
	p-value	p <0.01	p <0.01	p = 0.54	p < 0.01	p = 0.12	p < 0.01	p < 0.01	p < 0.01	p = 0.01

4.3. Discussion

Dans cette partie, l'objectif était de savoir s'il était envisageable de mettre en place la méthodologie de mesure cinématique avec des centrales inertielles développée dans ce manuscrit dans un contexte clinique. Pour cela nous avons proposé d'adapter la méthodologie aux capacités du sujet. Dans un premier temps nous avons choisi le calibrage centrale-à-segment le plus adapté aux capacités du sujet par l'intermédiaire de critères de sélection et d'un arbre de décision. Puis pour obtenir la cinématique avec l'optimisation multisegmentaire, nous avons adapté les amplitudes articulaires aux capacités du sujet en utilisant les résultats de son examen clinique.

Il convient de remarquer que pour 11 des 12 sujets qui ont pris part à l'étude, la combinaison de calibrages correspondait à la méthode « Postures » de la partie 3 soit la méthode jugée optimale en matière de compromis justesse/répétabilité/usage. Pour le dernier sujet, c'est le dispositif qui a été utilisé pour l'ensemble des vecteurs segmentaires. De ce fait, notre arbre de décision n'a pas vraiment été testé. Mais nous pouvons juger comme positif le fait que la méthode de calibrage centrale-à-segment « optimale » puisse être appliquée à un ratio aussi important de sujets pathologiques. Il est important de préciser que les sujets n'ont pas été sélectionnés, mais venaient pour effectuer une analyse quantifiée de la marche dans un objectif de suivi d'évolution de pathologie, suivi de traitement ou encore de diagnostic fonctionnel. Ceci peut être considéré comme encourageant, tout comme les résultats sur la cinématique.

En effet, les paramètres retenus pour évaluer nos propositions présentent des résultats similaires à ceux qui étaient obtenus dans les autres parties ou encore dans la littérature pour des sujets non pathologiques. Il est à noter que nous n'avons pas trouvé dans la littérature de données comparant la cinématique extraite de centrales inertielles à une référence et ce basées sur des sujets pathologiques. Les erreurs quadratiques moyennes obtenues se situent ainsi entre 4° et 15° avec des erreurs de l'ordre de 5° dans le plan sagittal. Pour le coefficient de corrélation, ils sont excellents dans le plan sagittal, puisque supérieurs à 0.97, excepté à la cheville. Enfin les différences d'amplitudes articulaires ne dépassent pas les 7° pour la plupart des degrés de liberté.

Nous pouvons tout de même remarquer que dans cette étude, les erreurs moyennes obtenues pour la flexion/extension de hanche ont été divisées par deux par rapport aux chapitres 5 et 7 qui utilisent les mêmes centrales inertielles et le même type de calibrage. Ces erreurs moyennes quadratiques passent de 9.2° (chapitre 5) et 10.7° (chapitre 7) à 5.8° ici. Concernant la cinématique, les seuls éléments de différence entre les études précédentes et celle-ci sont le dispositif utilisé pour calibrer le bassin ainsi que l'opérateur. En effet, le dispositif original était long à positionner et demandait plus de réglages que le dispositif simplifié utilisé dans cette étude. Nous pouvons d'ailleurs remarquer que

les résultats de l'Annexe 5 évaluant le dispositif simplifié pour le bassin présentent des erreurs moyennes de définition de l'axe longitudinal du bassin de 0.5° alors que dans le chapitre 4 avec l'ancien dispositif nous atteignions 3.3°. Un meilleur calibrage du bassin pourrait donc expliquer ce meilleur résultat de flexion/extension de la hanche. Cette hypothèse est toutefois à relativiser puisque pour le bassin, la RMSE de l'anté/rétroversion du bassin est ici plus faible que les 6.4° du chapitre 5, mais supérieur au 3.5° du chapitre 7. L'opératrice de la présente étude avait peut-être plus d'expérience sur le placement des marqueurs. Mais Il se peut aussi que la mesure inertielle ait été meilleure, les centrales mieux calibrées ou les perturbations magnétiques moins importantes.

Le seul sujet qui n'a pas pu effectuer le calibrage centrale-à-segment « Postures » présentait une paralysie cérébrale avec une atteinte bilatérale et une incapacité à étendre complètement ses genoux. Le sujet ne pouvait pas non plus réaliser de mouvement fonctionnel que ce soit actif ou passif ayant une faible amplitude de mouvement. Ainsi le dernier choix était de se rabattre sur la proposition de Picerno et al. avec le dispositif simplifié (Picerno et al., 2008a). Les résultats de ce sujet sont moins bons que la moyenne générale, particulièrement pour la flexion/extension de hanche et les plans frontaux et transverses de la hanche, du genou et de la cheville. Ces résultats sont cohérents avec que qui a été obtenu dans l'annexe 5. Nous envisageons donc que la mauvaise définition des axes longitudinaux à une répercussion importante dans les plans frontaux et transverses. Il faut reconnaître que nous n'avons sans doute pas été assez critiques sur la méthode de Picerno et al. et que des adaptations auraient pu être testées. Ainsi, la méthode de Picerno et al. détermine les axes segmentaires en se basant sur des repères anatomiques externes. Cette approche semble adaptée pour les axes médio-latéraux des genoux et chevilles puisque, tout comme certains modèles basés sur la mesure optoélectronique le proposent, on peut assimiler ces axes médio-latéraux aux axes passant par les épicondyles du fémur et par les malléoles de la cheville. Seulement, identifier les axes longitudinaux par le biais de repères anatomiques externes semble finalement moins pertinent en particulier pour le fémur. En effet, l'axe longitudinal du fémur est, dans la méthode de Picerno et al., considéré comme aligné avec l'axe passant par le grand trochanter et l'épicondyle latéral du fémur. Comme l'illustre la Figure 68, cette hypothèse semble appropriée dans le plan sagittal, mais beaucoup moins dans le plan frontal, le décalage entre le grand trochanter et le centre articulaire étant à priori plus important qu'entre l'épicondyle et le centre articulaire du genou. Pour la jambe, l'écart entre la largeur du genou (ou distance entre les deux épicondyles du fémur) et la largeur de la cheville (ou distance entre les deux malléoles) est de l'ordre de 1cm, ce qui entraîne une erreur dans l'orientation de l'axe de l'ordre de 2°. Proposer un repérage de l'axe longitudinal de la cuisse en pointant des repères anatomiques situés sur la face antérieure de la cuisse pourrait sans doute diminuer les erreurs

relevées. Il est, par exemple, possible de repérer la tête fémorale lors de l'extension de hanche dans le pli de l'aine. Elle génère lors de ce mouvement une forme convexe palpable. Pour le centre articulaire du genou, il est parfois considéré comme au milieu des épicondyles pour certaines méthodes avec les systèmes optoélectroniques (Sinclair et al., 2015). L'opérateur pourrait se baser sur ces propositions pour améliorer la définition du vecteur longitudinal du fémur.

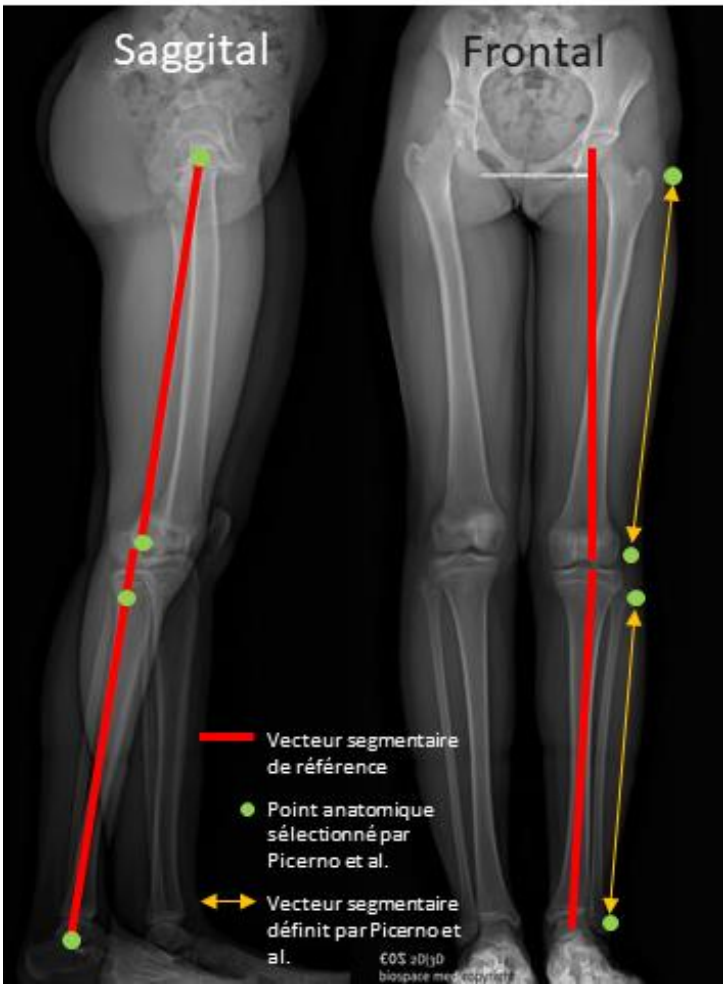


Figure 68: Illustration des vecteurs définis par la référence (rouge) et la méthode de Picerno et al. (jaune)

Nos résultats indiquent que nous pouvons faire confiance à notre méthode pour analyser la cinématique des membres inférieurs lors de la marche au moins dans le plan sagittal. Ainsi comme semblent l'indiquer nos résultats, les cinématiques sont très proches des données de référence en termes de coefficients de corrélation et d'amplitude articulaire. Bien sûr, ces résultats devraient être confirmés avec une population plus conséquente et aussi plus hétérogène en matière de déficits locomoteurs. Il conviendrait également de confirmer la répétabilité de la méthode sur des sujets pathologiques et de constituer une base de référence de sujets non pathologiques.

La personnalisation du calibrage centrale-à-segment semble être l'élément méthodologique clé dans cette étude. Nous n'observons, en effet, pas d'apport significatif de l'optimisation multisegmentaire. Nous pensions que la personnalisation des amplitudes articulaires en se basant sur les résultats de l'examen clinique améliorerait les résultats de l'optimisation, il n'en est rien. L'absence d'effet positif peut éventuellement s'expliquer par le fait que peu de degrés de liberté ont été modifiés, soit 5 sur 12, trois pour la hanche, un pour le genou et un pour la cheville. Même si d'autres examens cliniques pouvaient compléter la personnalisation de la chaîne, nous pouvons supposer que, comme dans la partie précédente, notre chaîne cinématique n'est pas suffisamment contrainte. De ce fait, certaines articulations (genou, cheville) pourraient être modélisées autrement que par des liaisons rotules.

L'interface présentée ici a été développée et modifiée au cours des expérimentations réalisées à Genève. L'opératrice n'a donc pas testé sa version définitive pour tous les sujets. Ainsi les questions de la partie « 1-Capacités du sujet » ont été revues pour être plus claires. Puis nous avons complété la partie « 2-Calibrage à réaliser » pour que les axes et segments que définissent les différentes postures et mouvements proposés soient clairement énumérés. Cela permet à l'opérateur de vérifier que tous les vecteurs de chacun des segments sont bien définis. Son ergonomie pourrait très certainement être améliorée. Qui plus est, nous pourrions y intégrer des éléments permettant de s'assurer de la qualité de la mesure inertielle.

En effet, nous déplorons de ne pas avoir pu exploiter les résultats de deux sujets. Lors des expérimentations quelques problèmes dus aux communications sans fil ont engendré la perte de certains essais dont ceux de calibrage centrale-à-segment. Ce paramétrage de la communication sans fil est un élément important à ne pas négliger et à bien régler lorsque l'on effectue des essais. Avec nos centrales inertielles (APDM, Opal), nous pouvons spécifier le canal radio à utiliser pour la transmission des données vers l'ordinateur. Seulement, l'interface ne nous indique pas le niveau d'interférence des canaux. Cela souligne une fois encore le manque de retour sur certains éléments de la mesure inertielle qu'il faudrait parvenir à traiter, en tout cas pour ces centrales. Nous pourrions donc proposer une interface dédiée à la mesure inertielle qui incorporerait tous ces différents éléments.

Tout comme pour les parties précédentes, nous pouvons regretter que l'analyse de nos résultats soit basée sur une référence imparfaite.

Synthèse Partie 4

Nous avons dans cette étude testé la personnalisation du calibrage centrale-à-segment et de l'optimisation multisegmentaire sur une population pathologique. L'algorithme était élaboré à partir des résultats des parties précédentes. Cette personnalisation se faisait par le biais d'un algorithme qui a débouché sur une interface développée sous Matlab.

Sur les 12 sujets pathologiques du laboratoire de cinésiologie Willy Taillard des Hôpitaux Universitaires de Genève et de l'Université de Genève qui ont participé à cette étude, 11 pouvaient effectuer la combinaison de calibrage centrale-à-segment « Postures » considéré comme la plus adéquate en termes de compromis exactitude/usage. Ces résultats montrent que ce calibrage centrale-à-segment est également adapté à des sujets pathologiques.

Par contre, la personnalisation de l'optimisation multisegmentaire n'a pas réduit les erreurs dans l'estimation de la cinématique. La personnalisation des amplitudes articulaires réalisables par le sujet ne semble donc pas suffisante pour que cette optimisation multisegmentaire ait un réel impact sur l'obtention de la cinématique des membres inférieurs.

Si ces résultats restent encourageants, il conviendrait de les compléter avec plus de sujets ne pouvant pas effectuer la combinaison de calibrage « Postures ». Une amélioration du calibrage anatomique doit également être envisagée, l'estimation de l'axe longitudinal de la cuisse ne semble pas satisfaisante.

Discussion générale

L'analyse de la cinématique des membres inférieurs permet d'estimer l'évolution d'une pathologie de la locomotion, d'évaluer une prise en charge ou encore de caractériser et améliorer la performance sportive, mais elle permet aussi d'étudier les troubles musculosquelettiques dans un milieu professionnel par des études d'ergonomie. Ces analyses sont maintenant rendues techniquement possibles directement dans l'environnement habituel de réalisation de la locomotion grâce aux centrales inertielles. Du fait de leur relative jeunesse, les méthodes se rapportant à leur utilisation sont encore en phase de maturation, et malheureusement certains verrous méthodologiques persistent dans le processus de détermination de la cinématique. Si les travaux portant sur l'utilisation des centrales inertielles ont explosé en 10 ans (sur Pubmed, on recense 70 articles ayant comme mot clé « inertial sensors » en 2010 contre 821 en 2020), ces méthodes ne bénéficient pas encore du même recul que les méthodes basées sur la mesure par système optoélectronique.

Ainsi ce travail doctoral a eu pour objectif de répondre à certains questionnements méthodologiques. Nous avons proposé dans une première partie de présenter les verrous associés à l'analyse cinématique des membres inférieurs par centrales inertielles et l'état de l'art s'y rapportant. Le premier verrou est celui de la mesure de l'orientation à partir des différents capteurs contenus dans les centrales inertielles. Cette étape a déjà été abordée dans une thèse précédente. Nous avons fait comme hypothèse de travail que le calcul de l'orientation à partir des centrales inertielles était suffisamment abouti pour considérer leurs erreurs comme suffisamment faibles.

Suite à cela, nous avons présenté une première étude en partie 2 qui compare une grande quantité de méthodes de calibrage sur la totalité des membres inférieurs, ce qui n'a pas été fait dans la littérature à note connaissance. Pour évaluer ces méthodes, nous avons choisi de sélectionner des critères métrologiques, soit la justesse de la définition des vecteurs segmentaires et de la cinématique ainsi que la répétabilité de ces mêmes caractéristiques. Le dernier critère utilisé est le critère d'usage, la procédure de calibrage doit être simple à effectuer pour le sujet et rapide à mettre en place, quelle que soit la situation. Nos résultats montrent que la proposition de calibrage « Postures » qui comprend deux postures et un dispositif simple est celle qui semble répondre au mieux à ces trois critères : elle est simple et rapide à mettre en œuvre, pour une répétabilité bonne et des erreurs minimes. La première posture est une posture debout, la seconde est une posture assise jambes tendues et la dernière nécessite l'utilisation d'un dispositif pour le bassin. Même si les erreurs de cinématique obtenues restent importantes, les profils sont très bien respectés dans le plan sagittal mais moins dans les plans frontaux et transverses. Ces résultats nous ont amenés à conclure que les centrales inertielles pouvaient être particulièrement sensibles aux artefacts de tissus mous.

Pour limiter l'effet de ces artefacts, nous avons proposé d'étudier l'apport de l'utilisation de l'optimisation multisegmentaire adaptée aux centrales inertielles dans la partie 3 de ce manuscrit. Nous souhaitions pouvoir comparer des propositions très utilisées en analyse du mouvement comme la proposition d'Xsens ou encore l'extension récente OpenSense du logiciel d'optimisation multisegmentaire et de modélisation musculo-squelettique OpenSim. Pour évaluer différentes propositions, nous avons exprimé leur justesse, leur respect du profil cinématique ainsi que leur respect de l'amplitude articulaire comparativement à une référence. Nos résultats ne mettent pas en évidence d'apport important de l'optimisation multisegmentaire ce que nous avons interprété comme une nécessité d'adapter la chaîne cinématique au sujet, mais aussi à l'activité effectuée.

Enfin, nous avons cherché à savoir si nos résultats obtenus à partir d'études de sujets non pathologiques pouvaient permettre de proposer une méthodologie personnalisée au sujet. À notre connaissance, peu d'études font des applications sur sujet cliniques sans doute à cause du non-consensus actuel sur les méthodes de calibrage centrale-à-segment les plus appropriées et potentiellement non adaptées à des sujets pathologiques. C'est pourquoi nous avons développé une interface qui permet de choisir le calibrage centrale-à-segment adapté aux capacités du sujet. Puis nous avons proposé de combiner les données d'amplitudes articulaires extraites de l'examen clinique pour adapter la chaîne cinématique de l'optimisation multisegmentaire. Cette application clinique et le développement des différents critères de choix du calibrage se sont faits en collaboration avec le laboratoire de cinésiologie Willy Taillard aux Hôpitaux Universitaire de Genève et l'Université de Genève. Ainsi, nous avons obtenu des cinématiques de marches qui permettent de visualiser les défauts de profils cinématiques dus aux pathologies. Il est donc possible de mettre en évidence une pathologie par le profil et l'amplitude articulaire avec des centrales inertielles si le calibrage centrale-à-segment est adapté.

Différents éléments de discussion sont à mettre en avant à la suite de ce travail doctoral. Le premier concerne la qualité de la mesure inertielle. Beaucoup de travaux ont été effectués pour améliorer les capteurs et aussi les algorithmes de fusion. La thèse d'Alexis Nez, faite précédemment dans le l'institut PPrime, avait pour objectif de les évaluer et de faire des propositions d'améliorations. Ainsi à la suite des différentes améliorations proposées il obtenait une erreur d'orientation sur d'anciennes versions des centrales APDM (Portland, Etats-Unis) de l'ordre de 2.9°. Ce test était effectué sur un mouvement à vitesse intermédiaire et d'une durée de 10min pendant laquelle la dérive de la mesure peut s'exprimer. Dans notre travail, nos acquisitions ne duraient pas plus de 30s et nous avons utilisé des centrales plus récentes pour lesquelles les bruit et les biais des gyroscopes sont fortement réduits. L'estimation de l'erreur dans l'orientation affichée par le constructeur est inférieure à 2° pour les

centrales utilisées dans ce travail. Mais nous n'avons aucune information sur les conditions d'obtentions de cette erreur qui nous a paru suffisamment faible pour que l'on puisse utiliser ces centrales. Cette hypothèse n'est pas remise en cause par nos résultats. Une étude complémentaire présentée en annexe 5 semble ainsi indiquer que la part d'erreur la plus importante dans l'obtention de la cinématique des membres inférieurs est due au calibrage centrale-à-segment et non à la mesure inertielle. L'écart entre la cinématique obtenue avec les centrales inertielles simulées et les centrales inertielles réelles après un même calibrage est plus faible que celle obtenue avec les centrales inertielles simulées et la référence.

Malheureusement, durant nos expérimentations nous avons pu constater qu'il fallait rester très vigilant concernant cette mesure inertielle. Dans notre seconde étude, nous avons fait le choix de ne pas exploiter les données de la jambe droite puisque pour 10 sujets une anomalie apparaissant sur les données d'une centrale. Nous n'avons pas été en mesure de comprendre l'origine de cette anomalie : les données obtenues pour un essai de locomotion étaient différentes en fonction du sens de la locomotion. Nous avons soupçonné un problème de définition du repère global commun, problème qui est connu. Seulement, le problème persistait et n'était pas atténué après une tentative de correction. Actuellement nous ne pouvons pas avoir une confiance absolue dans le calcul de cette orientation. Par conséquent, il apparaît nécessaire de vérifier les mesures inertielles en direct ainsi que les calculs qui sont effectués pour obtenir l'orientation. Mais souvent les logiciels fournis avec les centrales inertielles utilisées en analyse du mouvement ne permettent pas d'avoir ce retour. C'est un manque qu'il pourrait être pertinent de combler. Malgré tout, nous pouvons imaginer qu'à l'avenir les capteurs seront de plus en plus performants et donc les erreurs produites par les capteurs seront limitées.

De plus comme la thèse d'Alexis Nez l'a mis en évidence le calibrage des capteurs est primordial, et ce à des fréquences régulières. Mais le plus souvent, les logiciels commerciaux ne permettent que de recalibrer les magnétomètres et non les gyromètres et accéléromètres.

Un autre élément primordial pour la bonne mesure de l'orientation est le paramétrage des algorithmes de fusion. Mais ici encore lorsque nous utilisons les algorithmes de fusions constructeurs nous n'avons, pour la plupart, pas accès aux différents paramètres de ces algorithmes. Il est donc difficile pour nous de savoir d'où peuvent provenir les erreurs et d'améliorer ces paramétrages.

Enfin, si l'on souhaite obtenir une bonne mesure de l'orientation, il est aussi essentiel de prendre en compte les artefacts de tissus mous. La méthode de fixation des centrales sur la peau est importante. Nous avons testé différents systèmes et nous pensons que les centrales doivent être fixées avec un ruban adhésif double face sur la peau et qu'une bande de tissu anti-dérapant doit permettre de la

maintenir sur le segment. Malgré tout, une étude approfondie du placement optimal des centrales inertielles pourrait être nécessaire. Les centrales inertielles sont plus lourdes et plus larges que des marqueurs, leur comportement face aux artefacts de tissus mous est nécessairement différent d'autant plus que les centrales donnent une orientation à partir de gyromètres, accéléromètres et magnétomètres, et non des trajectoires comme pour les systèmes optoélectroniques. Il est difficile de prédire quels emplacements présentent le meilleur rapport signal/bruit pour les trois signaux de nature différente (vitesse angulaire, accélération et champ magnétique) et de prédire si ces emplacements donnent des résultats différents en sortie d'un filtre de fusion.

Tout au long de ces études, nous avons pu voir que le calibrage centrale-à-segment est primordial et semble constituer le principal élément qui génère des erreurs, notamment d'offset, dans la mesure de la cinématique articulaire. La proposition « Postures » est le calibrage privilégié dans ce travail. De plus comme nous l'avons montré dans la partie 4, il peut être réalisé par un grand nombre de sujets même pour ceux souffrant d'une pathologie. Malgré toutes les possibilités de calibrage centrale-à-segment que nous avons comparées, comme évoqué précédemment, les erreurs restent relativement importantes. Cependant il faut garder à l'esprit que la référence que nous utilisons n'est pas un « gold standard », elle est elle-même entachée d'erreur. Ces systèmes de mesures sont imparfaits et sont soumis à différentes limites. Ainsi si l'on souhaitait obtenir une véritable mesure de la justesse et répétabilité du calibrage centrale-à-segment il serait nécessaire de revoir cette référence. En conséquence une référence pourrait être utilisée en se basant, par exemple, sur l'imagerie à résonnance magnétique dynamique (Borotikar et al., 2017) ou sur le système EOS (Sauret et al., 2016) afin d'établir des valeurs de justesse et répétabilité plus correctes. Malgré tout, les erreurs que nous obtenons sont répétables. Si nous souhaitons utiliser les centrales inertielles pour une analyse de la marche, par exemple, il sera nécessaire de définir une base de données avec des sujets contrôles pour effectuer une comparaison, comme cela peut être le cas avec les systèmes optoélectroniques.

Il est intéressant de noter que le calibrage que nous avons sélectionné n'est pas celui utilisé par les logiciels commercialisés MVN (Xsens, Enschede, Pays-bas) ou encore Noraxon (Arizona, Etats-Unis) qui permettent d'obtenir la cinématique des membres inférieurs à partir de centrales inertielles. En effet, tous deux requièrent une posture debout et une marche avec demi-tour. Xsens obtient tout de même de bons résultats pour l'antéversion du bassin et la flexion de la hanche comme nous avons pu l'observer dans la partie 3. Nous pensons donc qu'ils intègrent un offset qui permet de prendre en compte une antéversion du bassin par défaut. On peut alors se demander si cette proposition est pertinente pour des populations pathologiques.

Il est aussi justifié de discuter des statistiques et des paramètres d'évaluation que nous avons choisis pour évaluer les cinématiques obtenues à partir différentes méthodes. Par exemple, nous avons procédé à des analyses statistiques séparées pour chaque mouvement au lieu de considérer le mouvement comme une variable indépendante. Si cela engendre une grande quantité de résultats, il nous a semblé plus pertinent pour faciliter l'exploitation de nos résultats en vue de futures études qui pourraient porter sur une activité spécifique (le cyclisme, la course, etc.).

Ensuite nous avons choisi d'utiliser l'erreur moyenne quadratique pour évaluer l'erreur entre deux cinématiques, mais il faut garder en tête que ce calcul ne détermine pas un offset ou une différence d'amplitude. En complétant avec le coefficient de corrélation nous obtenons une valeur du respect du profil, mais qui ne prend pas en compte de possibles différences d'amplitude, c'est pour cela que nous avons complété avec le calcul de la différence d'amplitude. Nous avons sélectionné ces paramètres, car ils permettent d'avoir une valeur d'erreur ou répétabilité en degrés, ce qui, à notre avis, facilite l'interprétation. Mais il pourrait être envisageable d'utiliser d'autres systèmes d'évaluations, qui sont spécifiques à la comparaison de plusieurs méthodes comme les coefficients de corrélations multiples (Ferrari et al., 2010), pour les profils cinématiques, les coefficients de corrélations interclasses pour la répétabilité (Koo & Li, 2016) ou encore la proposition de Bland Altman (Bland & Altman, 1986), mais qui ne compare malheureusement que deux méthodes à la fois.

La partie 3 présente différentes optimisations multisegmentaires. Nous avons pu mettre en avant que ces optimisations permettent de limiter les amplitudes articulaires indésirables dans les plans transverses. Malheureusement nos résultats ne nous permettent pas de conclure sur la diminution de possibles artefacts de tissu mou. Mais il est important de noter que différents éléments influencent l'optimisation. Tout d'abord la chaîne cinématique elle-même est composée de liaison mécanique simplifiée. Malgré une personnalisation des amplitudes articulaires, nous n'obtenons pas de meilleurs résultats, et même la réduction du nombre de degrés de liberté à certaines articulations (genou et cheville) ne permet pas d'améliorer la cinématique obtenue (Annexe 8). Nous avons aussi pu voir dans le chapitre 7 que même une redondance d'informations sur l'orientation du segment n'aide pas non plus à améliorer la cinématique. Nous pourrions donc nous demander si ce n'est pas la donnée d'entrée qui pose problème soit l'orientation. La thèse de Vincent Richard a proposé de comparer la cinématique des membres inférieurs obtenue après optimisation multisegmentaire avec différentes combinaisons de données d'entrée provenant de centrales inertielles (Richard, 2016). Et, quelles que soient les données d'entrée, l'optimisation ne paraît pas améliorer significativement la cinématique comparée à une cinématique directe. Toutefois, l'auteur met en avant que l'utilisation de la vitesse angulaire et/ou accélération dans la fonction objective pourrait permettre de limiter l'effet de la

perturbation du champ magnétique. Une autre possibilité serait donc d'intégrer le modèle cinématique dans le filtre de Kalman. Nous pensions que c'était l'approche utilisée par le modèle MVN de Xsens qui donne par ailleurs des résultats légèrement meilleurs que le modèle développé sous OpenSense. Seulement, leur white paper n'est pas très clair sur les contraintes utilisées dans le modèle (Schepers et al., 2018).

Durant cette thèse, différentes limites et problèmes sont à souligner. En premier lieu, comme nous l'avons évoqué précédemment, les centrales utilisées et leurs orientations mesurées n'étaient pas irréprochables. Cela a eu pour conséquence l'apparition d'erreurs sur la définition de l'orientation, mais certaines ont pu ne pas être détectées et ainsi créer des biais dans notre estimation du calibrage et de la cinématique. Nous en avons détecté certaines ce qui nous ont amenés à supprimer des données de nos études. Nous devons admettre que cela ne facilite pas la restitution de nos travaux. Par exemple, nous n'avons pas pu exploiter nos résultats concernant la méthodologie proposée par Picerno et al. dans la partie 2, puisqu'il s'est avéré que le dispositif utilisé alors comportait des éléments ferromagnétiques qui ont rendu caduques les mesures effectuées. Nous avons pallié à ce problème en reprenant l'étude, présentée dans l'Annexe 4. Mais, réalisée tardivement, elle n'a pas pu intégrer un grand nombre de sujets ce que nous regrettons.

La communication sans fil nous a aussi posé problème surtout pour la partie 4. Nous n'avons pas pu exploiter les résultats de deux sujets puisque les données des centrales inertielles pour les postures de calibrage centrale-à-segment n'ont pas été enregistrées ou ont été corrompues. Contrairement aux autres études, pour l'étude avec les sujets cliniques, d'autres systèmes de mesure avec communication sans fil étaient utilisés (électromyographes). Il est donc important de déterminer le canal radio optimal pour les transmissions de données vers l'ordinateur et de faire attention qu'il n'interfère pas avec d'autres dispositifs.

Par ailleurs nous avons utilisé deux types de centrales inertielles dans cette thèse. Nous avons fait le choix de changer de centrales inertielles dans la partie 3 pour exploiter le modèle MVN de Xsens (Enschede, Pays-bas). Si cela a l'intérêt de révéler l'effet de la mesure inertielle, cela a pour inconvénient de rendre plus difficile la comparaison des résultats d'une étude à l'autre. Ainsi, les résultats obtenus étaient légèrement différents pour les deux jeux de centrales pour des méthodologies de calibrage centrale-à-segment identique, mais il n'est ici pas possible de distinguer les différences dues à l'algorithme de fusion ou à la qualité des capteurs.

Enfin, la crise sanitaire due au Covid19 a impacté cette thèse, notamment avec une interruption des expérimentations. Cela a, par exemple, eu pour conséquence de limiter le nombre de participants dans l'étude du chapitre 7. Je n'ai pu en faire passer que cinq alors qu'une quinzaine étaient envisagés.

Recommandations :

À la suite de ces différentes études, nous proposons plusieurs recommandations afin d'exploiter les centrales inertielles pour analyser la locomotion humaine. Premièrement, il est nécessaire de calibrer régulièrement les magnétomètres, et ce dès que le lieu de mesure change. De plus, il serait aussi nécessaire de calibrer les autres instruments de mesure régulièrement, pour cela un protocole utilisant un banc d'essai robotisé pourrait être utilisé (Figure 69). Ensuite il serait intéressant d'avoir un retour rapide qui permet de mettre en avant une possible défaillance d'un instrument de mesure. En outre, il est important que la centrale inertielle soit positionnée sur la peau du sujet avec une bande par-dessus, au plus proche des os, sur une zone où il y a peu d'artefacts de tissus mous. Dans l'état actuel, les centrales inertielles sont intéressantes s'il y a un besoin de suivi d'évolution de traitement ou de performance par la cinématique. Pour cela, le calibrage « Postures » doit être effectué avec tous les points de contrôle nécessaire. La cinématique directe peut être suffisante en cas d'analyse de la cinématique dans le plan sagittal. Enfin, l'optimisation multisegmentaire peut être utilisée si des perspectives d'analyses musculosquelettiques sont envisagées, même si elle n'améliorera pas la cinématique obtenue. La proposition d'OpenSense paraît une proposition judicieuse puisqu'elle est gratuite et exploitable avec tous modèles de centrales.



Figure 69: Banc d'essai robotisé adapté aux protocoles de calibrage des capteurs et autres tests pour les centrales inertielles

Perspectives :

Le premier élément de perspective de ce travail concerne la mesure inertielle en elle-même. Comme nous avons pu en faire l'expérience, celle-ci peut compromettre la bonne obtention de l'orientation. Ainsi, il serait intéressant d'avoir un retour direct sur la qualité des mesures. Il faudrait que cela concerne autant la qualité de la transmission des données que les perturbations magnétiques. Un moyen rapide de contrôler la qualité de l'obtention de l'orientation serait aussi bienvenu. Ces différents éléments pourraient alerter sur la nécessité de recalibrer les capteurs et d'ajuster l'algorithme de fusion. Nous souhaiterions intégrer cela dans notre interface de mesure dédiée à la mesure inertielle.

Aussi, il est possible de développer des protocoles qui permettent de mettre en place un recalibrage par l'intermédiaire de bancs robotisés (Figure 69). C'est une étude qui est en cours dans le laboratoire. Mais nous espérons que dans les années à venir la qualité des instruments de mesure pourra permettre de rendre ces points de vigilances moins essentiels.

Si chacune des recommandations et les études complémentaires sont effectuées, il est envisageable d'évaluer les efforts articulaires par l'intermédiaire de dynamique inverse. Dans une situation écologique, le système de mesure des efforts externes nécessaires à l'analyse dynamique pourrait être des semelles ou des capteurs intégrés au matériel sportif (capteur « pédale » pour le cyclisme). Cette mesure dynamique embarquée ainsi que le logiciel OpenSim pourraient être utilisés dans cette perspective. De plus, OpenSim propose des analyses musculosquelettiques qui permettent d'estimer l'activation musculaire en fonction du mouvement ou encore d'estimer les variations de longueur musculaire. Ces paramètres sont intéressants que ce soit pour améliorer la performance, mais aussi pour prévenir des traumatismes musculaires. Enfin pour une utilisation dans l'environnement habituel des sujets, il serait nécessaire que tous ces éléments soient clés en main. Cela permettrait de mettre en place rapidement et facilement des études de la technique gestuelle en milieu sportif et de prévenir les blessures, d'améliorer le suivi en milieu clinique, ou encore d'aider à l'amélioration des postures et prévenir les troubles musculosquelettiques en contexte professionnel.

De plus, ces dispositifs embarqués sont des outils particulièrement adaptés à la mesure de la variabilité de la locomotion humaine (Bailey et al., 2021). Cette valeur est notamment appréciée dans les travaux portant sur la prévention de chute. Nous souhaiterions donc étendre notre analyse de la locomotion humaine effectuée à l'aide de centrales inertielles en explorant les possibilités offertes par l'approche portant sur l'analyse des systèmes dynamiques non linéaires.

Conclusion :

Ce travail doctoral a permis de proposer des méthodologies de sélection de calibrage centrale-à-segment spécifique aux membres inférieurs. Nous avons donc une vue d'ensemble de l'apport des méthodes et de leur justesse, leur répétabilité ainsi que leur facilité d'usage. Pour les sujets asymptomatiques, la combinaison de la posture debout et celle assise permet d'obtenir une cinématique articulaire avec un bon compromis entre ces trois paramètres. Pour les sujets pathologiques, un arbre de décision a été proposé pour sélectionner la meilleure méthode de calibrages centrale-à-segment suivant les capacités du sujet et nos critères précédents. Cependant, nous obtenons toujours des erreurs supérieures à 5°, suivant nos paramètres de comparaison, mais le profil cinématique est bien respecté dans le plan sagittal. De plus, les différents travaux menés sur l'optimisation multisegmentaire à l'aide des centrales inertielles ne nous permettent pas de statuer d'un bénéfice de cette méthode de calcul face à la cinématique directe. Néanmoins, différentes pistes d'amélioration pourraient être envisagées. Enfin, nous avons proposé une personnalisation de la méthodologie pour des sujets pathologiques avec un bon compromis entre usage et mesure. Nous obtenons un calibrage centrale-à-segment adapté et la mise en évidence des pathologies par l'intermédiaire du profil de la cinématique articulaire, dans le plan sagittal, avec les centrales inertielles.

La suite de ce travail doctoral devra se focaliser principalement sur l'utilisation d'une référence de type « gold standard » pour évaluer les erreurs de la méthodologie complète. Il serait aussi pertinent de retravailler l'optimisation multisegmentaire en diversifiant les données d'entrée avec une prise en compte de l'accélération, vitesse angulaire ou encore d'ajouter des contraintes en bout de chaîne. Enfin, pour valider la totalité de l'arbre de décision de la méthode de calibrage centrale-à-segment pour les sujets pathologique, il serait nécessaire de varier les capacités fonctionnelles des sujets. Finalement comme nous avons pu l'expérimenter dans cette thèse la fiabilité des centrales, la fusion des capteurs, les communications sans fil et les protocoles de mesures du mouvement sont des éléments primordiaux pour obtenir des paramètres de locomotion en milieu écologique. Il est toujours question d'un compromis entre la qualité de la mesure et l'agilité du système de mesure.

Annexes

Annexe 1 : Évaluation du calibrage manuel

Objectif

Dans les chapitres 4 et 5 nous comparons différents types de calibrage central à segment, mais nous n'avons pas inclus le calibrage manuel puisqu'il nous semblait présenter beaucoup de limites. Leur intégration dans le corps du manuscrit nous semblait donc contre-productive puisque nous avions déjà beaucoup de méthodes à comparer. Selon cette méthode, les centrales doivent être placées pour être parfaitement alignées avec les axes anatomiques. En toute logique, avec cette approche, si une seule centrale est utilisée par segment, deux axes de la centrale doivent être alignés avec deux axes segmentaires. Ainsi nous avons souhaité présenter dans cette annexe les résultats obtenus pour la cinématique avec la méthode manuelle.

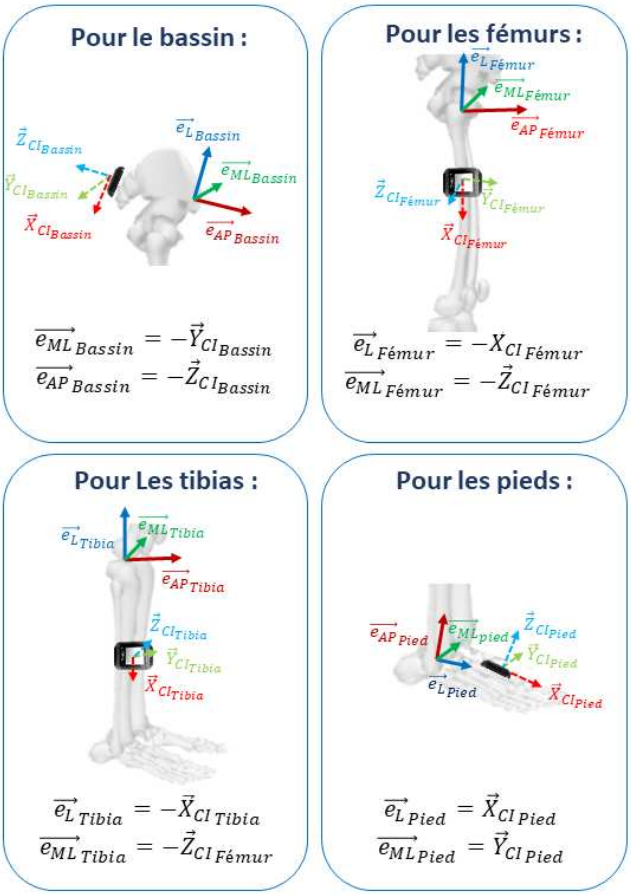


Figure 70: Calibrage centrale-à-segment manuel pour chacun des segments

Méthode

Pour cela nous avons exploité les données des 15 sujets étudiés dans la partie 2. Les sujets étaient équipés de marqueurs pour la référence et de 7 centrales inertielles sur chacun des segments. La référence utilisée ici est la même que pour le chapitre 5 soit l'ISB. Puis nous avons effectué un calibrage central à segment manuel. Pour cela nous avons considéré que certains axes des centrales inertielles étaient alignés avec des axes segmentaires. La Figure 70 présente les axes exploités pour définir les vecteurs segmentaires. Suite à ce calibrage centrale-à-segment, la cinématique articulaire est obtenue de la même manière que dans le chapitre 5.

Puis nous comparons les cinématiques obtenues avec ce calibrage avec la référence ISB par l'intermédiaire d'une erreur moyenne quadratique, un coefficient de corrélation et une différence

d'amplitude comme pour le chapitre 5. Nous comparerons aussi les résultats obtenus avec le calibrage manuel à ceux obtenus avec le calibrage « Postures » extrait du chapitre 5.

Résultats

Nous pouvons observer dans la Figure 71, la Figure 72 et le Tableau 30 que de manière générale la cinématique obtenue avec le calibrage centrale-à-segment manuel présente des offsets bien supérieures à ceux obtenus avec le calibrage « Postures » notamment au niveau du bassin et de la hanche. Ainsi, d'un point de vue statistique la méthode manuelle affiche des RMSE systématiquement supérieures à la méthode « Postures ». Néanmoins, la méthode manuelle n'affiche pas de différences notables en termes de coefficients de corrélation et d'amplitudes de mouvement.

Conclusion

La méthode manuelle pourrait être employée dans le cas où c'est uniquement le profil cinématique ou l'amplitude articulaire qui est d'intérêt.

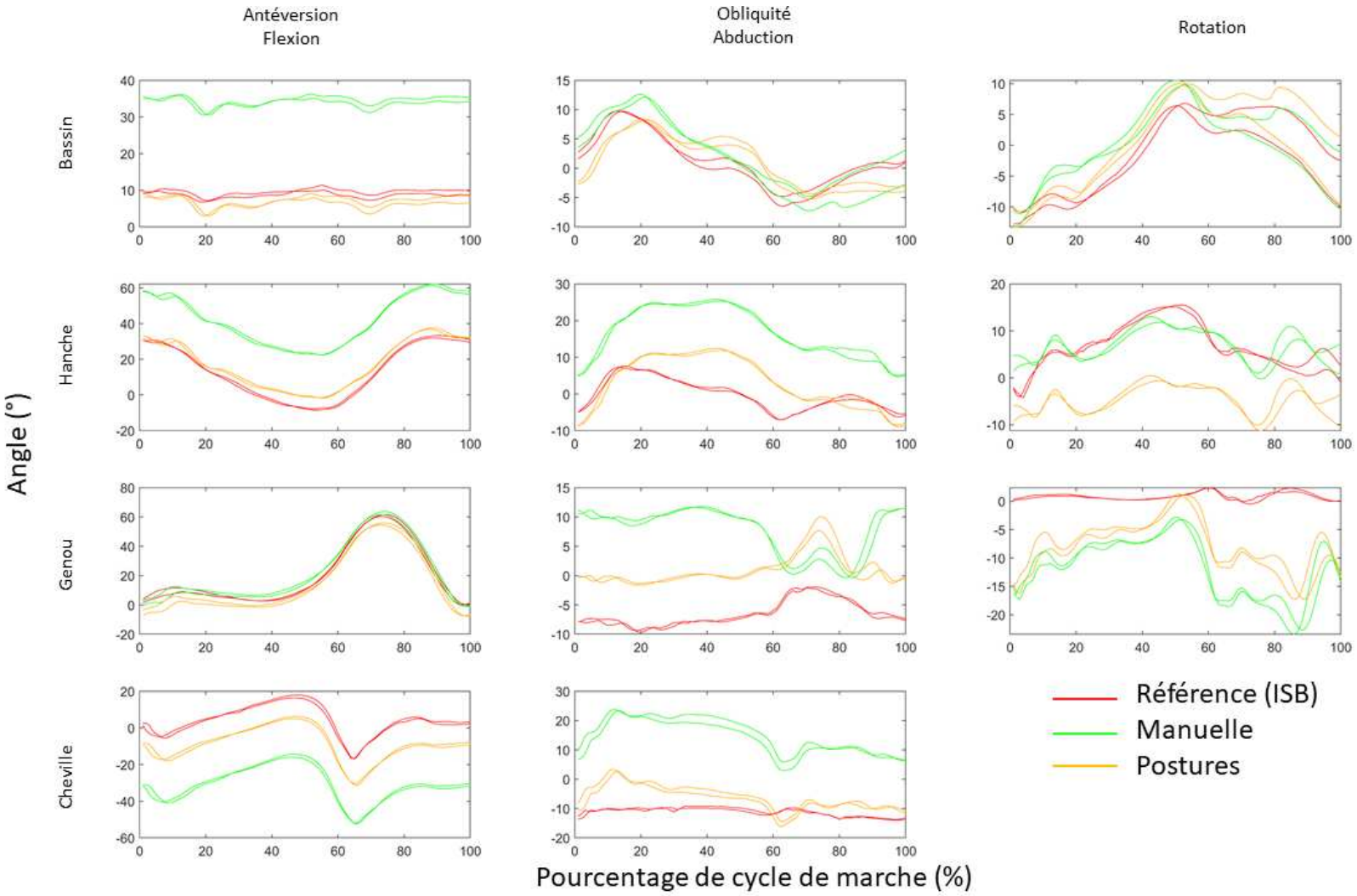


Figure 71 : Cinématique obtenue pour un sujet pendant deux cycles de marche. Les cycles côté droit sont représentés. La cinématique de référence est en rouge, la cinématique avec les centrales inertielles après calibrage centrale-à-segment manuel en vert et la cinématique avec les centrales inertielles après calibrage centrale-à-segment posture en orange.

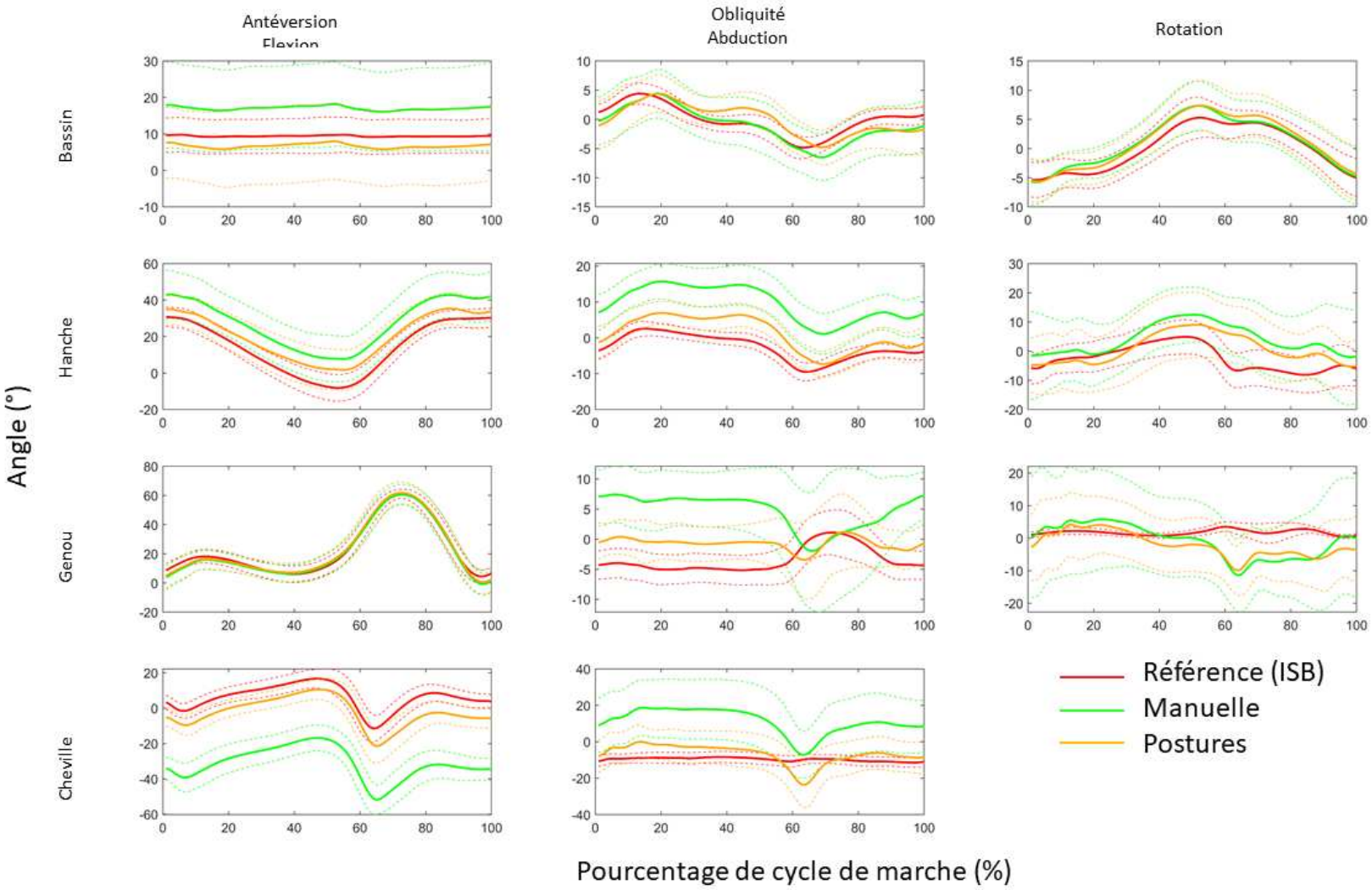


Figure 72: Cinématique moyenne en trait plein et écart-type en trait pointillé obtenu pendant deux cycles de marche. Les cycles côté droit sont représentés. La cinématique de référence est en rouge, la cinématique avec les centrales inertielles après calibrage centrale-à-segment manuel en vert et la cinématique avec les centrales inertielles après calibrage centrale-à-segment posture en orange.

Tableau 30 : RMSE, CC et ΔROM moyenne (écart-type) pour entre la cinématique obtenue avec les centrales inertielles après calibrage centrale-à-segment Posture (Post.) , la cinématique obtenue les centrales inertielles après calibrage centrale-à-segment Manuel (Manu.) et la cinématique de référence ISB, et ce pour la marche

		Antéversion /Flexion			Obliquité/Abduction			Rotation		
		RMSE (°)	**CC**	**ΔROM (°)**	**RMSE (°)**	**CC**	**ΔROM (°)**	**RMSE (°)**	**CC**	**ΔROM (°)**
BASSIN	**Manu**	10.3(6.5)	0.68(0.23)	1.7(1.5)	3.4(2)	0.85(0.16)	1.5(1.8)	2.8(1.5)	0.93(0.12)	1.8(3.1)
	Postures	6.4(5.3)	0.65(0.23)	1.6(1.5)	3.1(1.7)	0.7(0.28)	0.8(2.9)	2.6(1.6)	0.94(0.11)	1.4(2.7)
	T-test	T=3.89	T=0.01	T=0.02	T=0.15	T=1.98	T=0.65; p = 0.43	T=0.07	T=0.23	T=0.02
	pvalue	p = 0.01	p = 0.93	p = 0.89	p = 0.7	p = 0.17		p = 0.8	p = 0.64	p = 0.9
	Post-hoc	P < M								
HANCHE	**Manu**	14.4(9.5)	0.99(0)	-2.3(2.5)	12.5(4)	0.88(0.1)	3.7(2.4)	11.2(4.2)	0.45(0.25)	5.7(10)
	Postures	9.2(4.8)	0.99(0)	-4(2.3)	4.9(1.8)	0.88(0.1)	4(3.2)	10.9(5.4)	0.44(0.23)	3(9.3)
	T-test	T=3.38	T=1.35	T=1.02	T=51.21	T=0	T=0.01	T=0.00	T=0.35	T=0.02
	pvalue	p = 0.01	p = 0.26	p = 0.32	p < 0.01	p = 0.99	p = 0.92	p = 0.97	p = 0.56	p = 0.89
	Post-hoc	P < M			P < M					
GENOU	**Manu**	5.9(3)	0.99(0.01)	4.5(3.3)	10.6(3.3)	0.58(0.23)	7.4(6)	14.3(5.7)	0.3(0.17)	23.5(9.1)
	Postures	6.4(3.3)	0.99(0.01)	4.6(3.2)	6.1(1.9)	0.53(0.24)	5.1(5)	9.8(3.5)	0.24(0.15)	20.5(5.8)
	T-test	T=0.28	T=6.74	T=0.01	T=24.86	T=5.81	T=1.93	T=8.26	T=4.94	T=0.69
	pvalue	p = 0.6	p = 0.01	p = 0.93	p < 0.01	p = 0.02	p = 0.18	p = 0.01	p = 0.03	p = 0.41
	Post-hoc		P > M		P < M			P < M		
CHEVILLE	**Manu**	37.5(7.3)	0.95(0.03)	7(5.5)	23.8(12.4)	0.52(0.21)	24.8(9)	29.3(11.4)	0.43(0.24)	6(5.2)
	Postures	9.3(3.9)	0.95(0.04)	5.6(5.1)	10.3(4.4)	0.44(0.2)	23.3(7.5)	8.8(4.5)	0.7(0.24)	6(5)
	T-test	T=193.55	T=3.39	T=0.98	T=15.42	T=4.45	T=0.94	T=38.76	T=18.89	T=0.02
	pvalue	p < 0.01	p = 0.08	p = 0.33	p < 0.01	p = 0.04	p = 0.34	p < 0.01	p < 0.01	p = 0.89
	Post-hoc	P < M			P < M			P < M	P > M	

Annexe 2 : Définition des axes de rotation

Pour obtenir les vecteurs segmentaires à partir du calibrage centrale-à-segment fonctionnel, nous avons choisi d'utiliser la méthode du quaternion relatif. Pour cela nous calculons l'orientation relative de la centrale liée au segment distal par rapport à la centrale fixée sur le segment proximal.

$$q_{proxi}^{dist} = q_{dist}^{O_{CI}\ *} \times q_{proxi}^{O_{CI}}$$

Ensuite nous déterminons un quaternion qui définit la variation d'orientation entre différents instants du mouvement, les instants devant être séparés d'au moins de dix échantillons. En effet si trop peu d'échantillons séparent les différences d'orientation les rotations y seront trop faibles et l'axe de rotation moins « stable ». Ainsi nous obtenons des variations d'orientations pour chacune des combinaisons : $E_c = C_2^{1:10:N}$

$$\delta q_{dist} = q_{proxi}^{dist\ *}\left(E_c(i)\right) \times q_{proxi}^{dist}\left(E_c(i+1)\right)\ avec\ N-1\ combinaison\ E_c$$

Cette orientation relative s'effectue principalement autour de l'axe que nous recherchons et que nous obtenons en normalisant la partie vectorielle du quaternion, extraite via le logarithme du quaternion :

$$\vec{e}_{AP,ML\ ou\ L}^{CI} = \frac{\delta \log(q_{dist})}{\|\log(q_{dist})\|}$$

La Figure 73 présente les trois composantes de cet axe de rotation en fonction de l'angle du mouvement. Nous pouvons clairement observer que lorsque nous approchons d'un angle nul la définition de l'axe est très variable. Ainsi nous éliminons les composantes extraites pour des rotations d'angles inférieurs à 10% de l'amplitude maximum. Pour obtenir un unique vecteur, une densité de population est obtenue pour chaque composante au dixième près. Nous sélectionnons les deux composantes qui obtiennent la plus grande valeur de densité puis nous déduisons la troisième puisque le vecteur est unitaire.

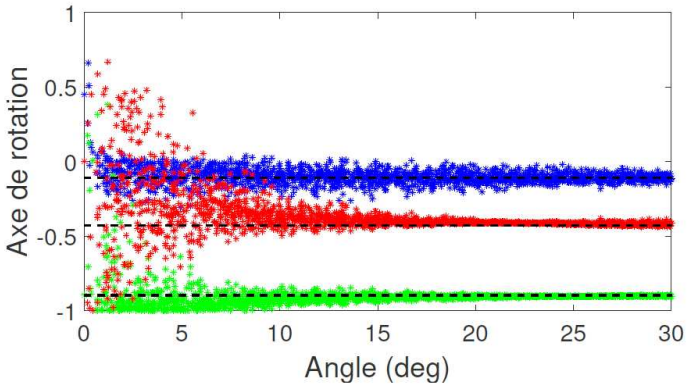


Figure 73 : Détermination de l'axe de rotation par l'orientation relative

Annexe 3 : Résultats de la première étude avec la référence CGM

Objectif

Il existe une multitude de méthodes pour obtenir la cinématique à partir des systèmes optoélectroniques. Il est donc délicat de choisir une méthode et de s'assurer qu'elle est la plus pertinente dans un contexte donné. Dans cette annexe, nous présentons les résultats du chapitre 4 ainsi que le chapitre 5 en prenant cette fois-ci comme référence le Conventionnal Gait Model. Nous avons fait cela dans le but de nous assurer que les conclusions de nos études concernant la comparaison des méthodes de calibrage centrale-à-segment ne dépendaient pas de la référence choisie.

Résultats

Ainsi le Tableau 31 présente les différentes erreurs entre les vecteurs de référence obtenus avec le CGM et le vecteur défini par le calibrage centrale-à-segment avec les quaternions simulés. Les statistiques obtenues mettent en avant les mêmes propositions que le chapitre 4.

Le Tableau 32 présente les RMSE, CC et ROM entre les cinématiques des deux références (ISB et CGM) et la cinématique obtenue avec les centrales inertielles et les différentes combinaisons de calibrage. Nous pouvons observer que les RMSE sont très similaires. Les résultats statistiques les mêmes que ceux présentés dans le chapitre 5.

Conclusion

Nos résultats et donc nos conclusions ne dépendent pas du modèle choisi pour obtenir la cinématique de référence.

Tableau 31: Résultats d'erreur de définition des vecteurs segmentaires avec la référence CGM et ISB. Les données concernant le bassin ne sont pas présentées puisque les modèles CGM et ISB sont similaires pour ce segment.

		FÉMUR			TIBIA			PIED		
		Moyenne α (ET)			Moyenne α (ET)			Moyenne α (ET)		
		CGM	ISB	Différence	CGM	ISB	Différence	CGM	ISB	Différence
AP	Abd/add J.	21.5(6.6)	22.9(6.7)	-1.5(-0.2)	33.2(5.8)	34.2(5.9)	-1(-0.1)	33.2(6.6)	31.8(6.3)	1.4(0.2)
	Rot P.C.	-	-		13.6(7.8)	11.1(7.8)	2.6(0.1)	-	-	-
	Anova/T-test				T = 24.42;	T = 38.1;				
	Post-Hoc				p < 0.001	p < 0.01				
ML	Debout et assis	9.5(5.3)	8.3(4)	1.2(1.2)	10.2(4.8)	7.4(3.9)	2.9(1)	21.9(7.5)	18(7.7)	3.7(-0.3)
	Dispositif	-	-		-	-		-	-	
	Marche	8.2(4.4)	8.6(4.2)	-0.5(0.1)	8.5(4.2)	9.7(4.5)	-1.3(-0.4)	9.7(4.1)	8.5(4.5)	1(-0.7)
	Squats	14.1(5.2)	13.6(4.2)	0.4(1)	14.1(5.1)	13.6(4)	0.5(1.1)	7.9(5.1)	11.5(5.8)	-3.3(-0.8)
	Flex/ext J.	12.4(6)	14.2(6.7)	-1.8(-0.7)	-	-		-	-	
	Flex/ext T.	7.7(4.1)	8.8(3.2)	-1.2(0.9)	7.9(3.8)	6.5(3.6)	1.3(0.3)	-	-	
	Flex/ext P. C.	16.3(7)	14.7(6.1)	1.5(1)	-	-		-	-	
	Flex/ext P. J.	16.1(5.5)	17.1(5.3)	-1(0.2)	12.6(5.1)	9(4.7)	3.7(0.4)	8.9(5.1)	11.5(5.3)	-2.5(-0.2)
	Flexion P. T.	16.3(7)	17.4(6.6)	-1.2(0.3)	12.2(5)	7.9(3.8)	4.3(1.2)	-	-	
	Anova/T-test	F=109.28	F=116.77		F=56.89	F=62.86		F =57.34	F=25.23	
	Post-Hoc	p < 0.001	p < 0.01		p < 0.001	p < 0.01		p < 0.001	p < 0.01	
L	Dispositif	-	-							
	Debout	5.5(2.7)	8.8(2.8)	-3.5(-0.4)	6.1(3)	7.9(3.2)	-1.9(-0.1)			
	Rot J.	16.1(6.1)	13.2(5.4)	2.9(0.8)	3.4(1.6)	5.1(1.8)	-1.7(-0.2)			
	Rot T.	-	-		7.1(3.3)	8.8(3.5)	-1.7(-0.2)			
	Anova/T-test	T = 34.38	T = 21.56		F=20.63 ;	F = 18.38				
	Post-Hoc	p < 0.001	p < 0.01		p < 0.001	p < 0.01				

Tableau 32: Résultats de RMSE obtenue pour la référence ISB et la référence CGM. Ici aussi les données du bassin ne sont pas présentées, car les modèles CGM et ISB sont similaires pour ce segment.

			Antéversion /Flexion			Obliquité/Abduction			Rotation		
			RMSE (°)	**CC**	**ΔROM (°)**	**RMSE (°)**	**CC**	**ΔROM (°)**	**RMSE (°)**	**CC**	**ΔROM (°)**
HANCHE	**Marche**	**CGM**	8.4(3.8)	0.99(0.0)	-5.3(2.3)	3.7(1.5)	0.88(0.1)	3.3(2.2)	13(7.8)	0.37(0.19)	6.1(8.2)
		ISB	9.2(4.8)	0.99(0.0)	-4.1(2.4)	4.9(1.8)	0.88(0.1)	3.6(2.4)	11.9(6.8)	0.44(0.23)	5.5(9.7)
	Postures	**CGM**	8.4(3.8)	0.99(0.0)	-5.3(2.3)	3.7(1.5)	0.88(0.1)	3.3(2.2)	11.3(6.7)	0.37(0.19)	6.1(8.2)
		ISB	9.2(4.8)	0.99(0.0)	-4.1(2.4)	4.9(1.8)	0.88(0.1)	3.6(2.4)	10.9(5.4)	0.44(0.23)	5.5(9.7)
	FoncPost	**CGM**	8.4(3.8)	0.99(0.0)	-5.3(2.3)	3.7(1.5)	0.88(0.1)	3.3(2.2)	15.2(10.4)	0.37(0.19)	6.1(8.2)
		ISB	9.2(4.8)	0.99(0.0)	-4.1(2.4)	4.9(1.8)	0.88(0.1)	3.6(2.4)	14.3(9.8)	0.44(0.23)	5.5(9.7)
	Anova ; pvalue Post-hoc	**CGM**	F=0; p = 1	F=0; p = 1		F=0; p = 1	F=0; p = 1		F=0.49; p = 0.62	F=0.3; p = 0.74	F=0; p = 1
		ISB	F=0; p = 1	F=0; p = 1		F=0; p = 1	F=0; p = 1		F=0.76; p < 0.01 P <M,F	F=0.16; p = 0.85	F=0; p = 1
GENOU	**Marche**	**CGM**	6.8(3)	0.99(0.01)	4.1(2.3)	6.2(3)	0.55(0.27)	2.7(4.2)	8.9(3.1)	0.32(0.19)	20.5(6.9)
		ISB	6.4(3.3)	0.99(0.01)	4.7(2.9)	5.9(1.9)	0.53(0.24)	4.6(3.6)	8.8(3.9)	0.23(0.13)	20.4(6.3)
	Postures	**CGM**	6.8(3)	0.99(0.01)	3.9(2.3)	5.7(2.6)	0.55(0.23)	2.6(3.6)	9.6(3.3)	0.34(0.18)	21.2(7.3)
		ISB	6.4(3.3)	0.99(0.01)	4.5(2.9)	6.1(1.9)	0.53(0.24)	4.5(4.1)	9.8(3.5)	0.24(0.15)	21.1(6.5)
	FoncPost	**CGM**	5.3(2.5)	0.99(0.01)	3.6(2.2)	7.2(3.4)	0.61(0.23)	5.1(5.8)	12(5.8)	0.39(0.21)	21.7(7.7)
		ISB	6.1(3.1)	0.99(0.01)	4.2(2.7)	7.4(3.4)	0.58(0.25)	7(6)	12.4(6.1)	0.3(0.18)	21.5(7)
	Anova ; pvalue	**CGM**	F=0.94; p = 0.4	F=3.2; p = 0.05	F=0.12; p = 0.89	F=0.82; p = 0.45	F=4.24; p = 0.02	F=2.31; p = 0.11	F=5.27; p = 0.01	F=0.77; p = 0.47	F=0.06; p = 0.94
		ISB	F=0.01 p = 0.99	F=0.06 p = 0.94	F=0.06; p = 0.95	F=1.67 p = 0.2	F=0.85 p = 0.43	F=1.65; p = 0.2	F=2.68 p = 0.08	F=2.54 p = 0.09	F=0.04; p = 0.96
CHEVILLE	**Marche**	**CGM**	9.8(4.2)	0.95(0.03)	8.8(5.2)	34.6(10.8)	0.42(0.2)	23(8.8)	9.2(4.5)	0.71(0.21)	7.8(5.1)
		ISB	10.8(4.2)	0.94(0.04)	10.2(5.3)	34.6(10.9)	0.44(0.2)	23.4(8.6)	9.1(4.5)	0.71(0.21)	8.0(5.0)
	Postures	**CGM**	8.5(3.8)	0.95(0.04)	2.8(4.6)	10.4(4.4)	0.42(0.2)	22.3(8.1)	8.9(4.5)	0.7(0.24)	6.6(4.6)
		ISB	9.3(3.9)	0.95(0.04)	4.2(4.5)	10.3(4.4)	0.44(0.2)	22.7(7.9)	8.8(4.5)	0.7(0.24)	6.9(4.5)
	FoncPost	**CGM**	7.8(3.8)	0.95(0.03)	8.4(5.0)	35.7(10.3)	0.42(0.2)	23.7(9.0)	8.5(4.3)	0.71(0.22)	7.9(5.0)
		ISB	8.7(3.7)	0.94(0.04)	9.7(5.1)	35.7(10.4)	0.44(0.2)	24.1(8.9)	8.4(4.3)	0.71(0.22)	8.2(4.9)
	Anova ; pvalue Post-hoc	**CGM**	F=1.05; p = 0.36	F=1.02; p = 0.37	F=3.35; p = 0.04	F=45.12; p = 0	F=0.09; p = 0.92	F=0.21; p = 0.81	F=0.48; p = 0.62	F=0.06; p = 0.94	F=0.19; p = 0.83
		ISB	F=1.25 p = 0.3	F=3.59 p = 0.04	F=5.49; p = 0.01 S < M,F	F=37.12 p < 0.01 S <M,F	F=0.08 p = 0.93	F=0.11; p = 0.9	F=0.08 p = 0.92	F=0.02 p = 0.98	F=0.49; p = 0.62

Annexe 4 : Influence du changement de jeu de marqueurs sur les quaternions simulés

Objectif

Dans la partie 1, nous évaluions la définition des vecteurs segmentaires par les différents calibrages centrale-à- segment à partir du système optoélectronique. Nous recréions des quaternions à partir des marqueurs pour « imiter » les centrales et nous affranchir des effets de la mesure inertielle ainsi que des algorithmes des fusions utilisés. Nous avons voulu vérifier que le choix des marqueurs utilisés pour créer ces quaternions simulés n'avait pas d'impact sur nos résultats.

Méthode

Nous avons donc testé une autre combinaison de marqueurs (Set2) pour obtenir les repères techniques pour le chapitre 4. La Figure 74 présente les marqueurs qui ont été utilisés pour créer ces nouveaux quaternions simulés. Nous avons effectué les mêmes analyses de données et statistiques que pour le chapitre 4. La référence est l'ISB dans cette annexe. Le Tableau 33 présente les résultats obtenus.

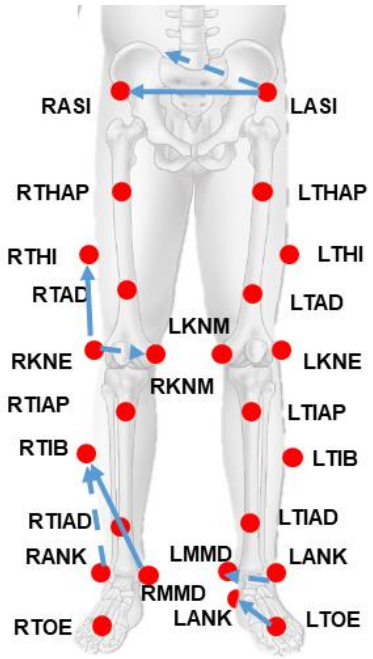


Figure 74: Marqueurs utilisés pour créer les quaternions simulés

Résultats

Nous pouvons observer que les erreurs sont similaires à celles observées avec la combinaison de marqueurs utilisée dans le corps du manuscrit. Nous pouvons toutefois noter que les mouvements passifs souffrent de moins d'erreurs. Ces différences sont peut-être dues au fait que les marqueurs sont de ce Set 2 dans des zones moins sensibles aux artefacts de tissus mous que ceux du Set 1 si on s'en tient aux travaux de Thouzé (2013).

Conclusion

La combinaison de marqueurs choisie pour définir les repères techniques n'a que peu d'influence sur le résultat et ne modifie pas nos conclusions.

Tableau 33 : Résultats d'erreur pour les différentes propositions pour le second set de marqueurs utilisé pour les quaternions simulés du chapitre 4 (Set 1).

	BASSIN			FÉMUR			TIBIA			PIED		
	Moyenne α (ET)		diff	Moyenne α (ET)		diff	Moyenne α (ET)		diff	Moyenne α (ET)		diff
	Set 2	Set1		Set 2	Set1		Set 2	Set1		Set 2	Set1	
Abd/add J.	31.3(11.1)	26.1(8.4)	5,2	32.3(7)	22.9(6.7)	9,4	33.7(6.9)	34.2(5.9)	-0,5	31.5(8)	31.8(6.3)	-0,3
Rot P.C.	-	-	-	-	-	-	14.7(13)	11.1(7.8)	3,6	-	-	-
Debout et assis	2.6(5.2)	2.1(1.5)	0,5	7.4(3.8)	9.5(5.3)	-2,1	8(4)	7.4(3.9)	0,6	18(7.7)	18(7.6)	0
Dispositif	6.2(4)	4.3(2.5)	1,9	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Marche	-	-	-	6(2.5)	8.2(4.4)	-2,2	6.1(2.8)	9.7(4.5)	-3,6	11.8(5.1)	11.5(5.8)	0,3
Squats	9.6(7.4)	9.6(6.1)	0	8.6(5.3)	14.1(5.2)	-5,5	10.7(5.2)	13.6(4)	-2,9	9.2(4.5)	8.5(4.5)	0,7
Flex/ext J.	9.9(5.6)	12.7(5.3)	-2,8	10.8(5.1)	12.4(6)	-1,6	-	-	-	-	-	-
Flex/ext T.	-	-	-	5.4(2.9)	7.7(4.1)	-2,3	5.9(3.6)	6.5(3.6)	-0,6	-	-	-
Flex/ext P. C.	9.4(5.6)	9.6(4.9)	-0,2	11.1(7.3)	16.3(7)	-5,2	-	-	-	-	-	-
Flex/ext P. J.	13.5(10.7)	13.5(8.5)	0	8.2(4.8)	16.1(5.5)	-7,9	9(4.6)	9(4.7)	0	9.7(4.6)	11.5(5.3)	-1,8
Flexion P. T.	-	-	-	8.2(3.7)	16.3(7)	-8,1	8.5(3.8)	7.9(3.8)	0,6	-	-	-
Dispositif	3.8(2.0)	3.3(1.9)	0,5	-	-	-	-	-	-			
Debout	8.4(5.1)	9.2(4.5)	-0,8	10.8(3.5)	8.8(2.8)	2	7.8(3.3)	7.9(3.2)	-0,1			
Rot J.	-	-	-	5.5(2.7)	13.2(5.4)	-7,7	4.7(1.8)	5.1(1.8)	-0,4			
Rot T.	-	-	-	-	-	-	5.8(3.1)	8.8(3.5)	-3			

Annexe 5 : Cinématique obtenue avec les quaternions simulés

Objectif

Dans cette annexe nous présentons la cinématique obtenue avec les quaternions simulés et le calibrage centrale-à-segment « Postures » pour les 15 sujets de la partie 2. Nous avons fait le choix de ne présenter dans le corps du manuscrit que la cinématique obtenue avec la référence et les centrales inertielles. Dans cette annexe nous présentons ces résultats, car ils permettent de différentier l'effet du calibrage sur la cinématique obtenue de l'effet conjoint des erreurs de mesure inertielle, erreurs pouvant provenir de l'algorithme de fusion, de perturbations magnétiques et du calibrage des capteurs.

Méthode

Les mêmes sujets et le même matériel que le chapitre 5 ont été utilisés ici.

Pour rappel nous créons des repères techniques à partir de trois marqueurs par segment puis nous définissons l'orientation relative de ce repère technique dans le repère global sous forme de quaternions pour simuler les données inertielles. Ensuite nous obtenons à partir du calibrage central à segment « Postures » deux vecteurs par segment exprimés dans le repère technique, ces vecteurs définissant des axes fonctionnels du segment.

Dans cette annexe nous avons également défini lors des essais de marche les repères segmentaires et calculé la cinématique, soit l'orientation du repère segmentaire distal dans le repère segmentaire proximal. Cette cinématique est ensuite comparée à la référence ISB obtenue avec le système optoélectronique.

L'erreur quadratique moyenne ainsi que le coefficient de corrélation et la différence d'amplitude articulaire ont été calculés de la même manière que pour la partie 2 chapitre 5 entre la cinématique de référence ISB et la cinématique « quaternions simulés ». Un T-test a été effectué pour comparer les résultats des cinématiques « quaternions simulés » et « inertielles ».

Résultats

La Figure 75 présente les cinématiques obtenues avec un seul sujet et la Figure 76 présente la cinématique moyenne et écart-type obtenu pour la référence ISB, avec les centrales inertielles après calibrage centrale-à-segment « Postures » et avec les quaternions simulés après le même calibrage. Il est important d'observer que les oscillations que nous observions avec les centrales inertielles après la pose de pied qui sont visibles ici sur l'abduction du tibia et de la cheville sont aussi présentes avec

les quaternions simulés. Nous pouvons observer que la cinématique obtenue avec quaternions simulés se trouve plus proche de la cinématique de référence que celle obtenue avec les centrales. Toutefois, l'écart semble plus important entre la cinématique de référence et celle obtenue par les quaternions simulés qu'entre celle obtenue par quaternions simulés et celle obtenue à l'aide des centrales inertielles.

Ceci est confirmé par le Tableau 34 qui présente les résultats de RMSE, CC et ΔROM entre la cinématique de référence et la cinématique obtenue avec les centrales et les quaternions simulés. Nous pouvons donc observer de meilleurs résultats, même si cela n'est pas toujours statistiquement significatif, pour la cinématique obtenue à partir des quaternions simulés et ce, pour tous les degrés de liberté exceptés pour la cheville dans les plans frontal et transverse.

Conclusion

La cinématique obtenue à partir des centrales inertielles présente plus d'erreurs qu'avec les quaternions simulés. Les erreurs obtenues ne sont donc pas exclusivement du fait du calibrage centrale-à-segment, mais aussi de la mesure de l'orientation Figure 77. Il semblerait néanmoins que la part d'erreur la plus importante soit due au calibrage et non à la mesure inertielle.

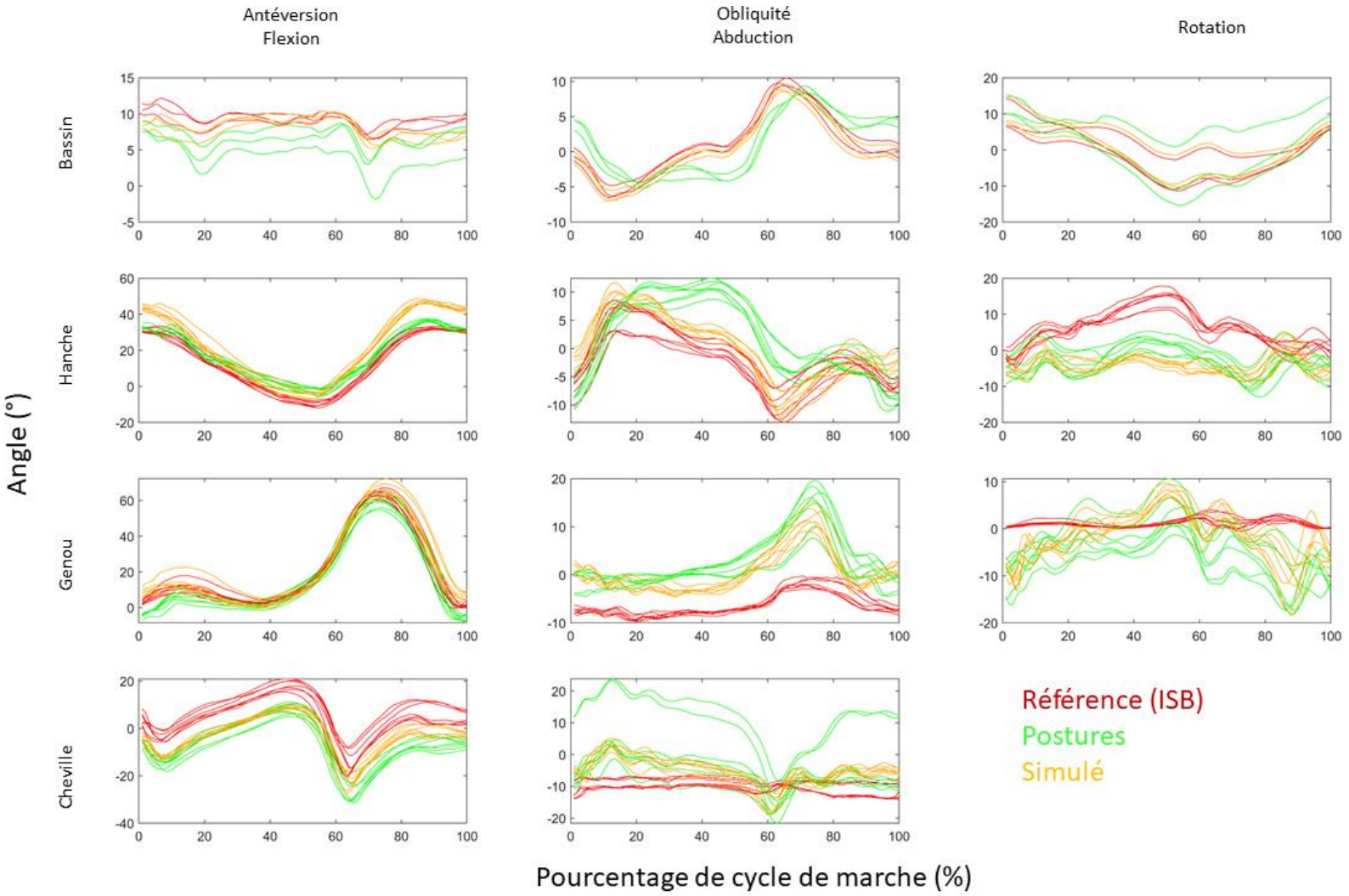


Figure 75 : Cinématique obtenue pour un sujet pendant deux cycles de marche. Les cycles côté droit et gauche sont représentés sans être différenciés. La cinématique de référence est en rouge, la cinématique avec les centrales inertielles en vert et la cinématique obtenue avec les quaternions simulés en orange.

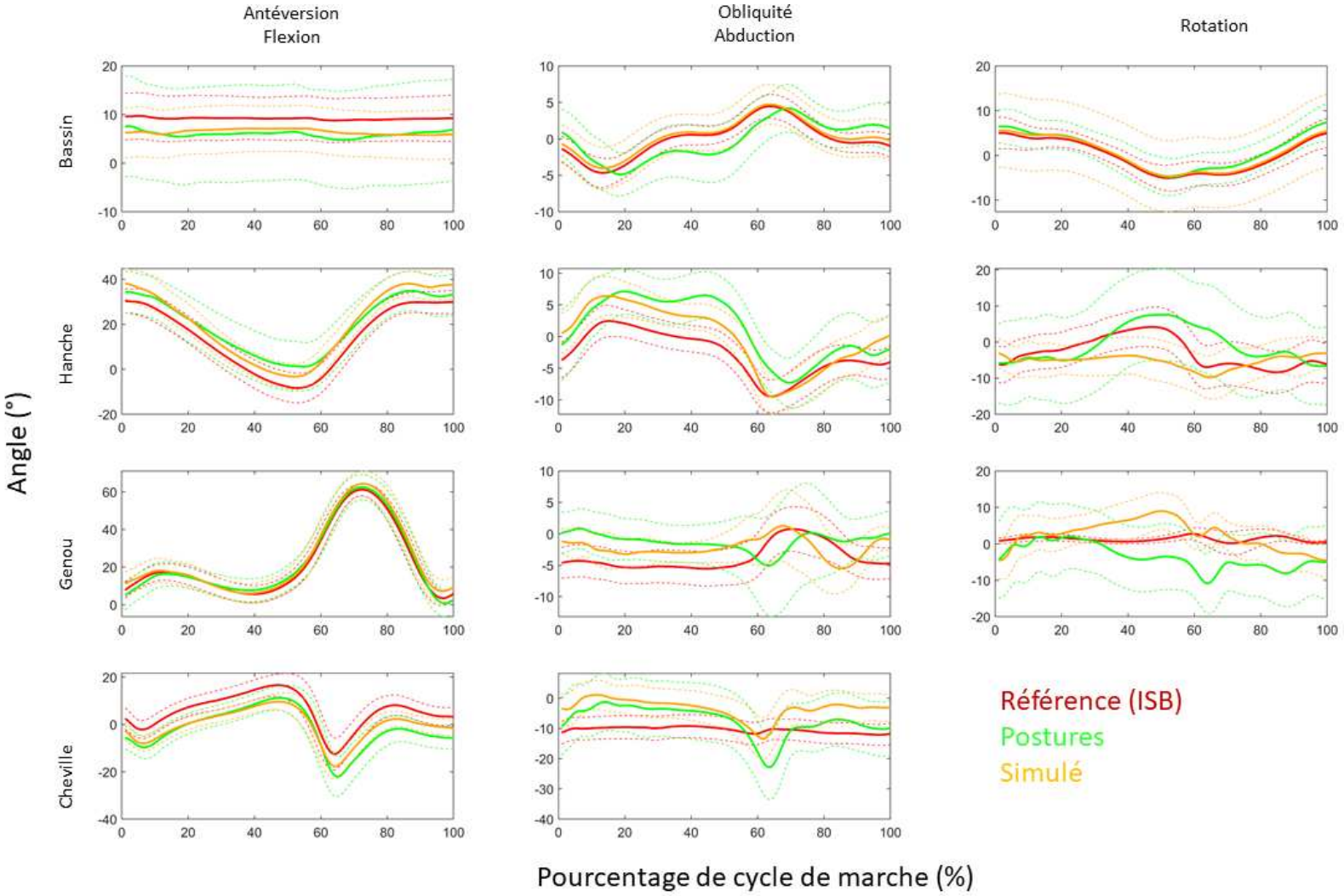


Figure 76 : Cinématique moyenne obtenue pour un sujet pendant deux cycles de marche. Les cycles côté droit et gauche sont représentés sans être différenciés. La cinématique de référence est en rouge, la cinématique avec les centrales inertielles en vert et la cinématique obtenue avec les quaternions simulés en orange.

Tableau 34:RMSE, CC et ΔROM moyenne (écart-type) pour entre la cinématique obtenue avec les centrales inertielles après calibrage centrale-à-segment Postures, la cinématique obtenue avec les quaternions simulés après ce même calibrage (Simu.) et la cinématique de référence ISB, et ce pour la marche

		Antéversion/Flexion			Obliquité/Abduction			Rotation		
		RMSE (°)	**CC**	**ΔROM (°)**	**RMSE (°)**	**CC**	**ΔROM (°)**	**RMSE (°)**	**CC**	**ΔROM (°)**
BASSIN	**Postures**	6.4(5.3)	0.65(0.23)	1.7(1.6)	3.1(1.7)	0.70(0.28)	0.8(2.4)	2.6(1.6)	0.94(0.11)	1.5(2.7)
	Simu.	3.1(1.8)	0.76(0.2)	0.5(1.2)	1.8(2)	0.99(0)	-0.4(0.5)	3.5(7.2)	1(0)	0.2(0.2)
	T-test	T=41.76	T=15.45	T=39.11	T=30.74	T=131.58	T=34.11	T=1.69	T=45.06	T=30.19
	pvalue	p < 0.01	p < 0.01	p < 0.01	p < 0.01	p < 0.01	p < 0.01	p = 0.2	p < 0.01	p < 0.01
HANCHE	**Postures.**	9.2(4.8)	0.99(0.0)	-4.1(2.4)	4.9(1.8)	0.88(0.1)	3.6(2.4)	10.9(5.4)	0.44(0.23)	5.5(9.7)
	Simu.	6.7(3.5)	0.99(0)	3.6(3.5)	4(1.6)	0.94(0)	4.7(1.8)	7.6(3)	0.45(0.3)	-2.4(5.1)
	T-test,	T=19.04	T=2.39	T=390	T=28.87	T=47.9	T=0.02	T=45.22	T=0.02	T=86.8
	pvalue	p < 0.01	p = 0.12	p < 0.01	p < 0.01	p < 0.01	p = 0.89	p < 0.01	p = 0.89	p < 0.01
GENOU	**Postures.**	6.4(3.3)	0.99(0.01)	4.5(2.9)	6.1(1.9)	0.53(0.24)	4.5(4.1)	9.8(3.5)	0.24(0.15)	21.1(6.5)
	Simu.	5.6(3.5)	0.99(0.0)	1.4(2.4)	4.7(2)	0.53(0.2)	3.7(3.6)	6(1.5)	0.29(0.2)	14.8(4.9)
	T-test	T=0.53	T=33.33	T=73.07	T=62.4	T=0.03	T=73.07	T=90.31	T=0.12	T=55.78
	pvalue	p = 0.47	p < 0.01	p < 0.01	p < 0.01	p = 0.87	p < 0.01	p < 0.01	p = 0.73	p < 0.01
CHEVILLE	**Postures.**	9.3(3.9)	0.95(0.04)	4.2(4.5)	10.3(4.4)	0.44(0.2)	22.7(7.9)	8.8(4.5)	0.70(0.24)	6.9(4.5)
	Simu.	6.2(3.4)	0.99(0)	-1.7(1.8)	9.4(4.5)	0.36(0.2)	13.4(4.6)	10.6(4.2)	0.73(0.2)	-2.8(2.5)
	T-test	T=24.09	T=100.6	T=169.53	T=2.53	T=9.99	T=109.8	T=0.3	T=10.47	T=376.69
	pvalue	p < 0.01	p < 0.01	p < 0.01	p = 0.11	p < 0.01	p < 0.01	p = 0.58	p < 0.01	p < 0.01

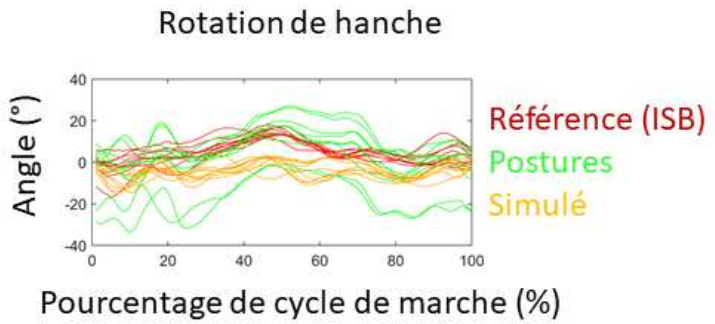


Figure 77: Cinématique de rotation de jambe pour un sujet ou l'on observe une perturbation de la mesure de l'orientation pour les centrale inertielles (vert), mais pas avec les quaternions simulés (orange)

Annexe 6 : Évaluation du calibrage centrale-à-segment anatomique

Objectif

Dans la partie 2 nous aurions souhaité inclure le calibrage centrale-à-segment anatomique dans le protocole. Malheureusement nous avons fait face à des déconvenues avec le dispositif utilisé à l'origine qui était composé d'un métal ferromagnétique. De ce fait, nous n'avons pas pu exploiter les données. Pour compléter cette étude sur les méthodes de calibrage centrale-à-segment, nous avons testé l'approche anatomique sur quelques sujets afin d'avoir une idée des résultats que nous pourrions obtenir. De plus, c'est une possibilité très intéressante dans le cadre clinique lorsque les sujets ne peuvent pas maintenir de postures ou faire de mouvements avec des amplitudes articulaires suffisantes. Donc, tout comme pour la première partie nous avons évalué la justesse de la définition des vecteurs segmentaires par l'intermédiaire du système optoélectronique puis nous avons appliqué le calibrage aux centrales inertielles pour évaluer le calibrage centrale-à-segment sur la cinématique obtenue.

Méthode

Pour cela, quatre sujets ont participé à cette étude qui consistait à reproduire le calibrage anatomique proposé par Picerno et al. (2008).

Un dispositif muni d'une centrale inertielle a été utilisé pour pointer les repères (Figure 78). Ce dispositif est aussi muni de deux marqueurs pour identifier l'axe du dispositif avec le système optoélectronique et comparer les mesures avec la référence.

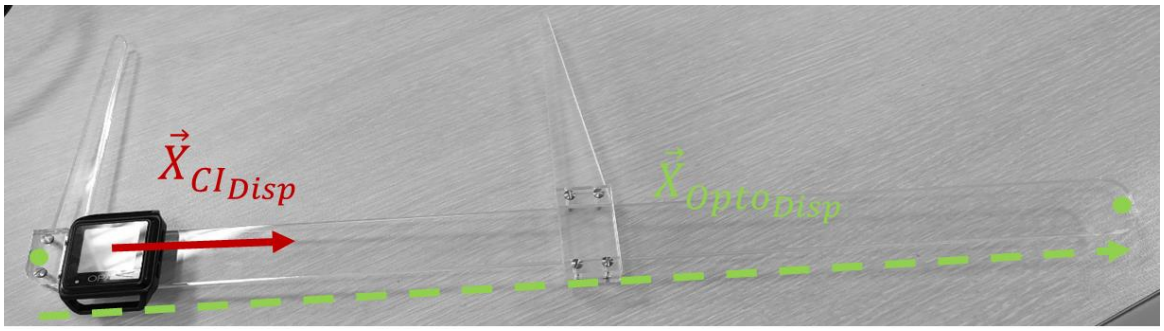


Figure 78 : Dispositif anatomique utiliser pour calibrer les membres inférieurs. Les cercles verts représentent les marqueurs utilisés pour identifier les vecteurs avec le système optoélectronique $\vec{X}_{opto_{Disp}}$.

Ainsi pour les quatre sujets, les points anatomiques illustrés en Figure 79 ont été utilisés pour reconstruire les vecteurs segmentaires. L'erreur commise en utilisant cette méthode est estimée en calculant pendant la posture debout l'angle entre les axes définis par les marqueurs situés sur le dispositif et les vecteurs de référence tous exprimés dans le repère global du système optoélectronique.

Dans un second temps, la méthode est appliquée à la mesure inertielle. Nous obtenons le vecteur segmentaire dans le repère de la centrale inertielle sur le segment ($\vec{e}_{X_{seg}}^{CI_{seg}}$) par :

$$\vec{e}_{X_{seg}}^{CI_{seg}} = moyenne\left(q_{CI_{Disp}}^{CI_{seg}} \times \vec{X}_{CI_{Disp}} \times q_{CI_{Disp}}^{CI_{seg}\ *}\right)$$

Avec $q_{CI_{Disp}}^{CI_{seg}} = \vec{q}_{0_{CI}}^{CI_{seg}} \times \vec{q}_{CI_{Disp}}^{0_{CI}}$ défini comme le quaternion de passage entre la centrale du bassin et la centrale du dispositif et $\vec{X}_{CI_{Disp}} = \begin{bmatrix}1\\0\\0\\0\end{bmatrix}$.

Puis la cinématique articulaire est calculée comme expliqué dans le chapitre 5 lors des essais de marche. Ces cinématiques sont alors comparées à la cinématique de référence.

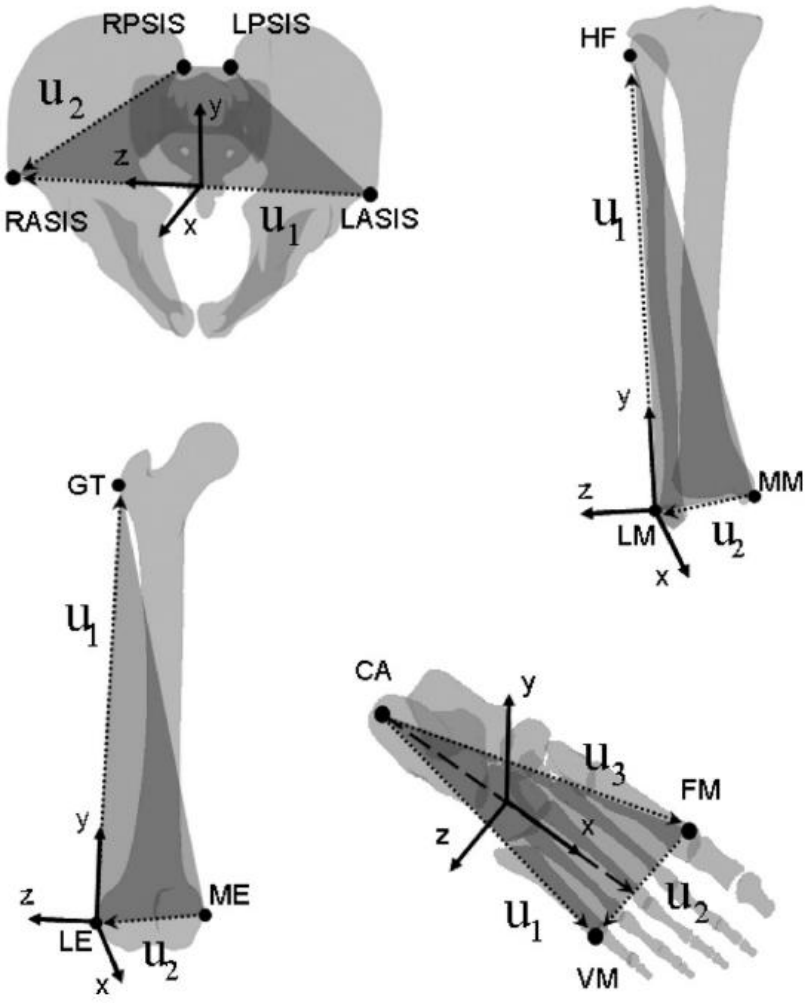


Figure 79: définition des axes segmentaires à partir des pointages anatomiques d'après l'étude de Picerno (Picerno et al., 2008a)

Résultats

La Tableau 35 présente les résultats d'erreur obtenus entre les vecteurs définis par la référence et le vecteur défini par l'intermédiaire des deux marqueurs positionnés sur le dispositif. Comme nous pouvons le voir, les erreurs sont faibles principalement pour le bassin et l'axe médio-latéral du tibia.

Tableau 35: Angle entre les vecteurs segmentaires obtenus par la méthode anatomique et ceux obtenus avec la référence.

	Médio-lat	Long
BASSIN	1.4	0.4
FÉMUR	7.3	18.2
TIBIA	7.3	4.1
PIED	3.3	11.8

Le Tableau 36 présente les résultats de RMSE et CC calculés entre la cinématique de marche obtenue avec les centrales inertielles après calibrage centrale-à-segment anatomique et la cinématique obtenue avec la référence ISB. Dans le plan sagittal, les résultats sont similaires à ceux obtenus pour la proposition « Postures » dans le chapitre 5. Les erreurs sont par contre supérieures dans les plans frontal et transverse.

Tableau 36: Résultats de RMSE et CC pour la cinématique obtenue avec le calibrage anatomique comparativement à la cinématique obtenue avec l'ISB

	Antéversion/Flexion		Obliquité/Rotation		Rotation	
	RMSE(°)	**CC**	**RMSE(°)**	**CC**	**RMSE(°)**	**CC**
BASSIN	8.6(5.7)	0.49(0.4)	2.9(1.4)	0.58(0.2)	3.7(2.3)	0.79(0.3)
HANCHE	10.7(8.5)	0.99(0)	7.9(5.1)	0.78(0.2)	12.1(8.4)	0.74(0.2)
GENOU	8.9(4.4)	0.985(0)	7.6(3.4)	0.45(0.3)	12(5)	0.38(0.3)
CHEVILLE	5.2(2.3)	0.91(0.1)	24.3(15.4)	0.44(0.2)	11.5(5.4)	0.73(0.2)

Conclusion

Les résultats préliminaires montrent que le calibrage centrale-à-segment anatomique effectué à l'aide du dispositif présente un avantage principalement pour la définition des vecteurs du bassin. Pour les autres articulations, les axes longitudinaux présentent des erreurs importantes. Cette erreur semble surtout se répercuter sur la cinématique des plans frontal et transverse.

Annexe 7 : Cinématique articulaire de référence obtenue par optimisation multisegmentaire avec OpenSim

Objectifs

Nous avons fait le choix dans le corps du manuscrit de prendre systématiquement comme référence la cinématique articulaire obtenue directement à partir des données du système optoélectronique en appliquant un modèle suivant les recommandations de l'International Society of Biomechanics. Si cela facilite la comparaison des résultats d'une étude à l'autre, dans la partie 3, nous utilisons l'optimisation multisegmentaire afin de déterminer la cinématique articulaire avec les centrales inertielles. Il serait donc intéressant de connaitre l'impact de cette optimisation multisegmentaire sur la cinématique de référence. Pour cela, pour la mesure de référence, nous avons comparé la cinématique que nous obtenons avec la méthode directe avec celle obtenue après optimisation multisegmentaire par l'intermédiaire du logiciel OpenSim.

Méthode

Nous avons utilisé les données de trajectoire des marqueurs et centres articulaires obtenues dans la partie 3 chapitre 6. Les données des quinze sujets ont été exploitées.

Afin de tester l'optimisation multisegmentaire à partir des données du système optoélectronique, nous avons effectué le calcul de la cinématique avec le même modèle, le Rajagopal 2015 modifié, qu'au chapitre 6 et au chapitre 7.

Résultats

La Figure 80 présente la cinématique de marche pour un sujet représentatif avec la référence ISB et avec OpenSim tandis que la Figure 81 présente la cinématique moyenne et écart-type pour tous les sujets avec ces deux propositions.

Comme nous pouvons le voir, nous observons un offset important pour l'antéversion du bassin et en contrepartie sur la flexion de hanche, nous pouvons aussi observer une augmentation de l'amplitude de mouvement dans le plan frontal et transverse du genou.

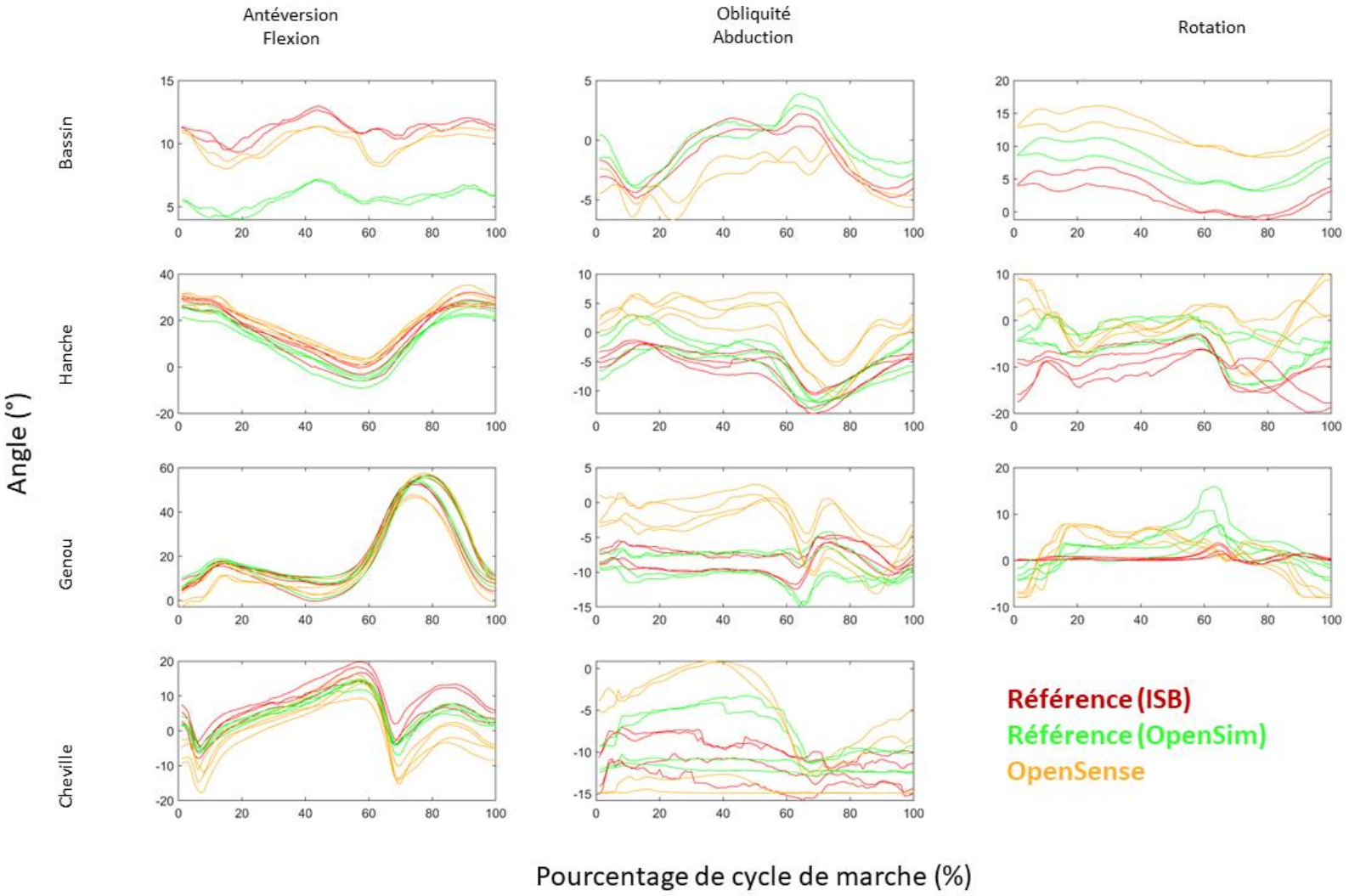


Figure 80 : Cinématique pour deux cycles de marche pour un sujet, de la référence avec OpenSim et avec les centrales inertielles avec OpenSense

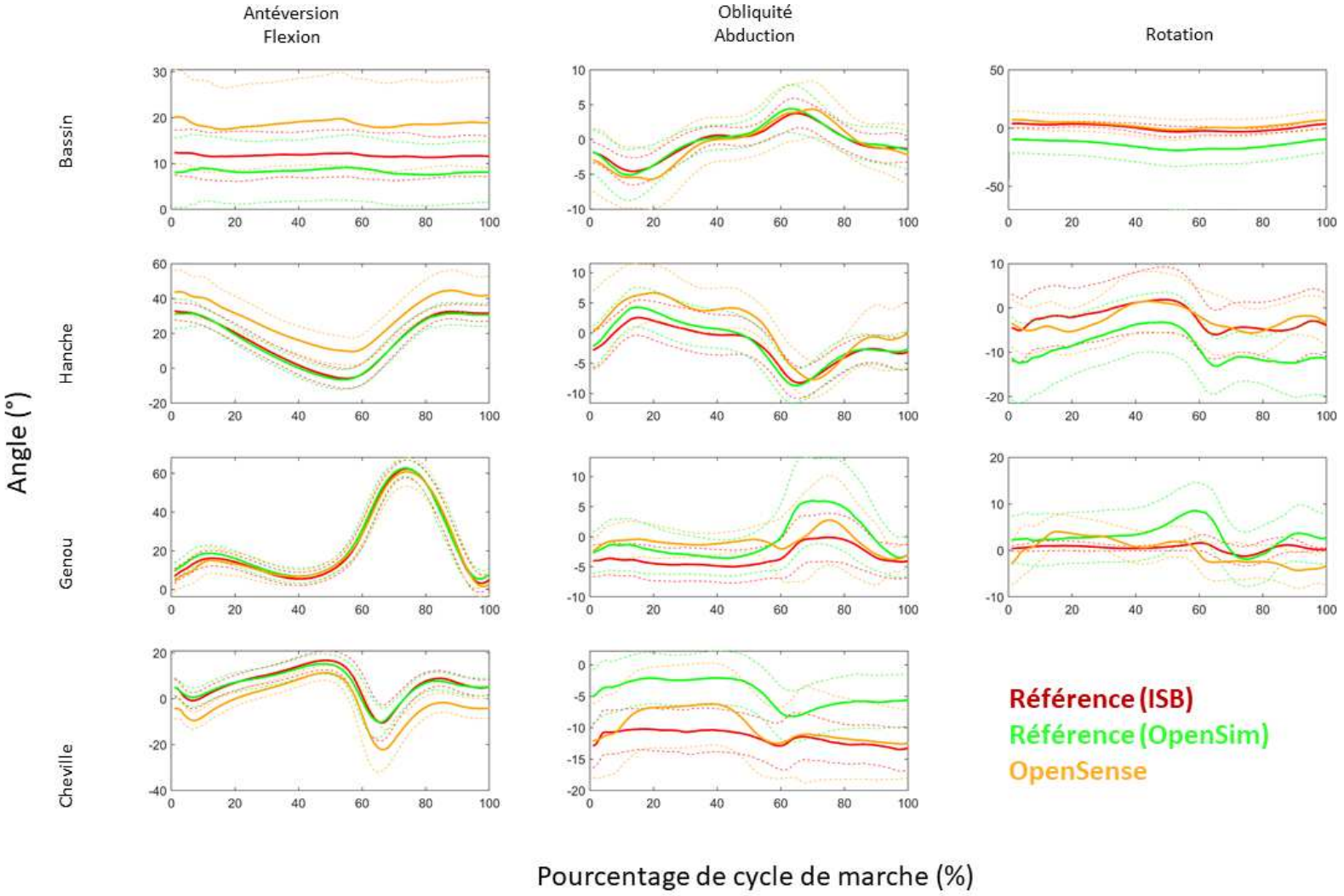


Figure 81: Cinématique de marche moyenne (trait plein) et écart-type (trait pointillé) de la référence avec OpenSim et avec les centrales inertielles avec OpenSense

Le Tableau 37 présente les résultats de RMSE, CC et ΔROM pour tous les sujets entre la cinématique obtenue par OpenSim et celle obtenue avec OpenSense avec les centrales inertielles. Ainsi nous pouvons voir que la cinématique obtenue avec l'optimisation multisegmentaire d'OpenSim est bien différente de celle obtenue avec OpenSense. Les différences observables sont similaires à celle observée entre la référence ISB et OpenSense. Mais cette fourchette d'erreur reste similaire à ce que l'on peut obtenir dans la littérature avec entre 1° et 22° (Begon et al., 2018).

Tableau 37 : RMSE, CC et Δ ROM moyenne (écart-type) entre la cinématique de marche de la référence ISB vs OpenSense (CI OS) et la référence OpenSim (RefOS) vs OpenSense (CI OS°

		Antéversion/Flexion			Obliquité/Abduction			Rotation		
		RMSE (°)	**CC**	**ΔROM (°)**	**RMSE (°)**	**CC**	**ΔROM (°)**	**RMSE (°)**	**CC**	**ΔROM (°)**
BASSIN	**RefOS vs CI OS**	10.8(5)	0.62(0.2)	0.4(1.4)	3.2(1.8)	0.79(0.2)	-0.5(4.5)	8.2(3.7)	0.85(0.2)	0(1.5)
	ISB vs CI OS	8.9(7.2)	0.7(0.2)	2(2.1)	2.8(1.5)	0.90(0.1)	2.4(2.6)	5.8(4.1)	0.90(0.1)	1.3(1.5)
	T-test	F = 4.17	F = 0.5	F = 2.65	F = 0.94	F = 0.63	F = 18.27	F = 5.56	F = 0.53	F = 11.74
	pvalue	p = 0.04	p = 0.48	p = 0.11	p = 0.33	p = 0.43	p < 0.01	p = 0.02	p = 0.47	p < 0.01
HANCHE	**RefOS vs CI OS**	14.4(4.5)	0.99(0)	-3.4(3.2)	3.8(1.9)	0.89(0.1)	0.9(4.1)	10.9(5.1)	0.49(0.2)	-0.8(6)
	ISB vs CI OS	12.4(8.6)	0.99(0.0)	-2.4(2.3)	4.1(1.7)	0.90(0.1)	4.3(2.1)	6.7(3.1)	0.60(0.3)	0.1(4.6)
	T-test	F = 0.6;	F = 1.37;	F = 0.56;	F = 0.04	F = 2.24	F = 6.47	F = 5.44	F = 0.94	F = 1.88
	pvalue	p = 0.44	p = 0.25	p = 0.46	p = 0.84	p = 0.14	p = 0.01	p = 0.02	p = 0.33	p = 0.17
GENOU	**RefOS vs CI OS**	5.2(2.5)	0.99(0.01)	0.4(3.7)	5.8(1.6)	0.48(0.3)	-4.5(6.4)	10.5(6.5)	0.28(0.2)	-1.8(5.6)
	ISB vs CI OS	3.9(2.4)	1.00(0.0)	0.7(3)	5.0(2.2)	0.48(0.3)	4.4(4.8)	4.4(1.1)	0.33(0.2)	8.9(2.4)
	T-test	F = 0.03	F = 0.24	F = 0.97	F = 0.52	F = 1.95	F = 26.33	F = 30.9	F = 2.08	F = 93.79
	pvalue	p = 0.87	p = 0.63	p = 0.33	p = 0.47	p = 0.17	p < 0.01	p < 0.01	p = 0.15	p < 0.01
CHEVILLE	**RefOS vs CI OS**	11.8(7.2)	0.96(0)	8.4(2.8)	11.6(8.4)	0.72(0.2)	-1.8(6.1)	9.6(4.9)	0.51(0.3)	10.6(6.6)
	ISB vs CI OS	8.4(3.4)	0.97(0.0)	7.2(2.7)	5.7(4.8)	0.70(0.2)	4.3(4.8)	11.3(5.2)	0.84(0.1)	12.2(5.2)
	T-test	F = 0.35	F = 2.24	F = 12.34	F = 4.52	F = 3.29	F = 5.85	F = 22.42	F = 8.62	F = 0.95
	pvalue	p = 0.55	p = 0.14	p < 0.01	p = 0.04	p = 0.07	p = 0.02	p < 0.01	p < 0.01	p = 0.33

Conclusion

Pour conclure, les différences entre la cinématique obtenue avec les centrales inertielles et la référence OpenSim restent importantes et sont similaires avec la référence ISB. Malgré l'utilisation de la même chaîne cinématique nous observons des différences qui s'expliquent par le fait que les centrales ne mesurent pas la même orientation que des marqueurs.

Annexe 8 : Cinématique obtenue avec une autre chaîne cinématique

Objectif

Comme différentes études ont pu le montrer (Duprey et al., 2010; X. Gasparutto et al., 2015) la libération de certains degrés de liberté d'une chaîne cinématique pour l'optimisation multi segmentaire exerce une influence sur la cinématique obtenue. Ainsi dans le corps du manuscrit nous avons présenté les résultats en chapitre 6 et 7 une chaîne cinématique avec OpenSense ou chacun des degrés de liberté des articulations du genou et la cheville sont libérés. Ainsi dans cette annexe nous présentons l'influence de ce choix sur la cinématique obtenue avec les centrales inertielles.

Méthode

Pour cela nous avons exploité les données des 15 sujets utilisées dans le chapitre 6 et utilisé deux modèles ou chaînes cinématiques le premier est le Rajagopal 2015 classique avec deux degrés de liberté aux genoux et un aux chevilles, le second est le Rajagopal modifié (Rajagopal 3ddl) que nous avons utilisé dans ce manuscrit, avec trois degrés de liberté aux genoux et aux chevilles. Nous avons donc utilisé ces deux modèles par l'intermédiaire d'OpenSense pour obtenir la cinématique de tous les sujets. Puis nous l'avons comparé à la cinématique de référence soit l'ISB.

Résultats

Figure 82 présente les résultats de cinématique de marche pour un sujet et la Figure 83 les résultats de cinématique moyenne et écart-type pour tous les sujets. Nous pouvons observer que les cinématiques par optimisation multisegmentaire sont similaires dans le plan sagittal, mais légèrement différentes dans les plans frontal et transverse. Nous ne nous intéresserons pas aux cinématiques dans le plan frontal du genou et les plans frontal et transverse de la cheville puisqu'un des modèles l'ignore.

Le Tableau 38 présente les résultats de RMSE, CC et ΔROM moyen et écart-type pour tous les sujets. Nous pouvons remarquer que le tableau confirme les résultats observés dans les figures précédentes. Ainsi la cinématique avec Rajagopal 3ddl présente des RMSE significativement plus petites pour l'abduction de hanche (T=9.03, p<0.01) avec $4.1° \pm 1.7°$ face à $5.0° \pm 2.2°$ pour Rajagopal 2015. Pour ce même degré de liberté, le coefficient de corrélation est supérieur pour Rajagopal 3ddl (0.87 ± 0.2) face à Rajagopal 2015 (0.78 ± 0.2).

Conclusion

Nous observons des différences minimes entre les deux modèles même si le modèle avec trois degrés de liberté à chaque articulation semble obtenir de meilleurs résultats pour l'abduction de hanche.

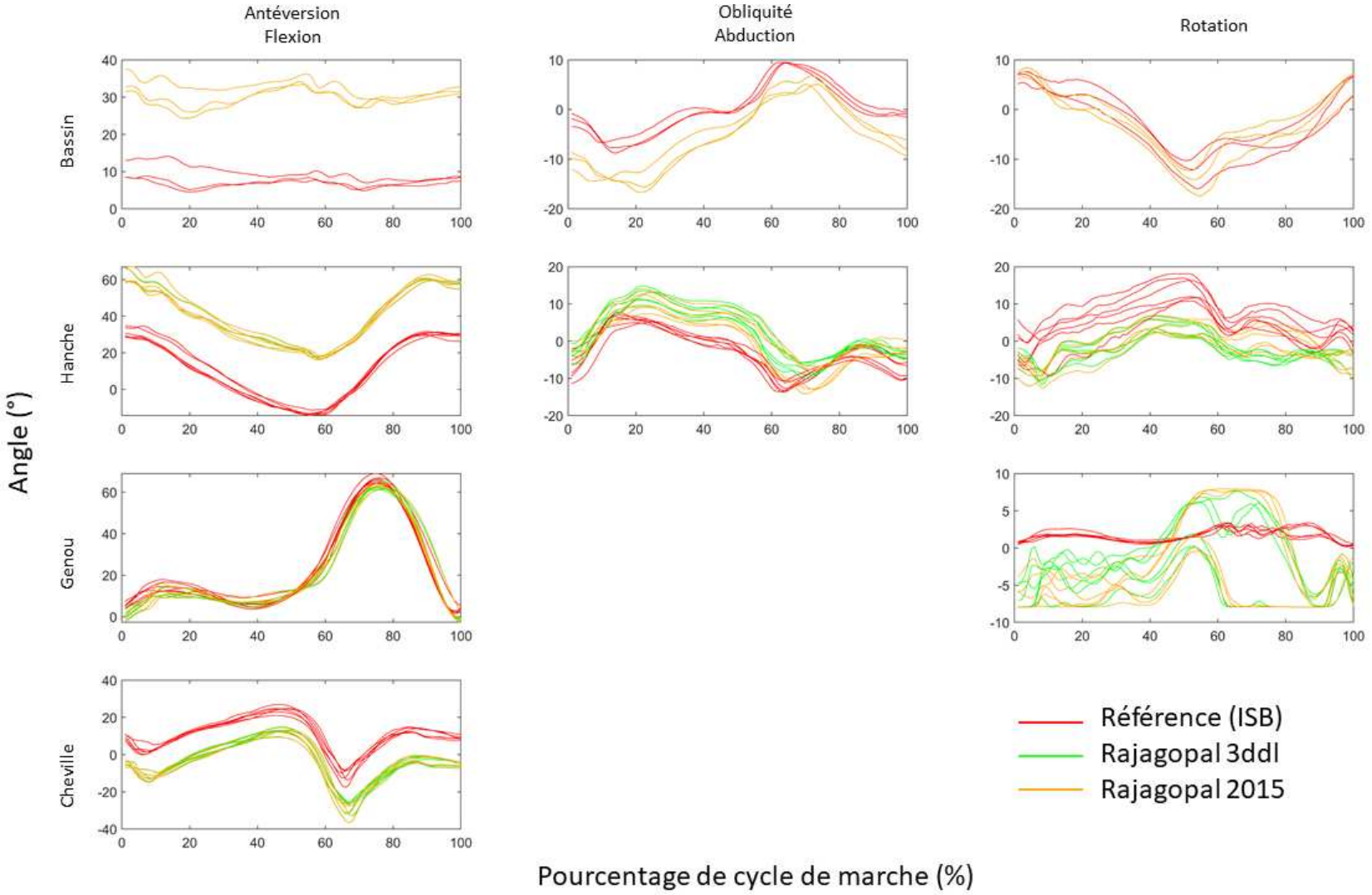


Figure 82: Cinématique de marche de la référence ISB et optimisation multisegmentaire par OpenSim pour un sujet, pour le bassin les cinématiques des deux optimisations multisegmentaires sont superposées puisqu'identiques.

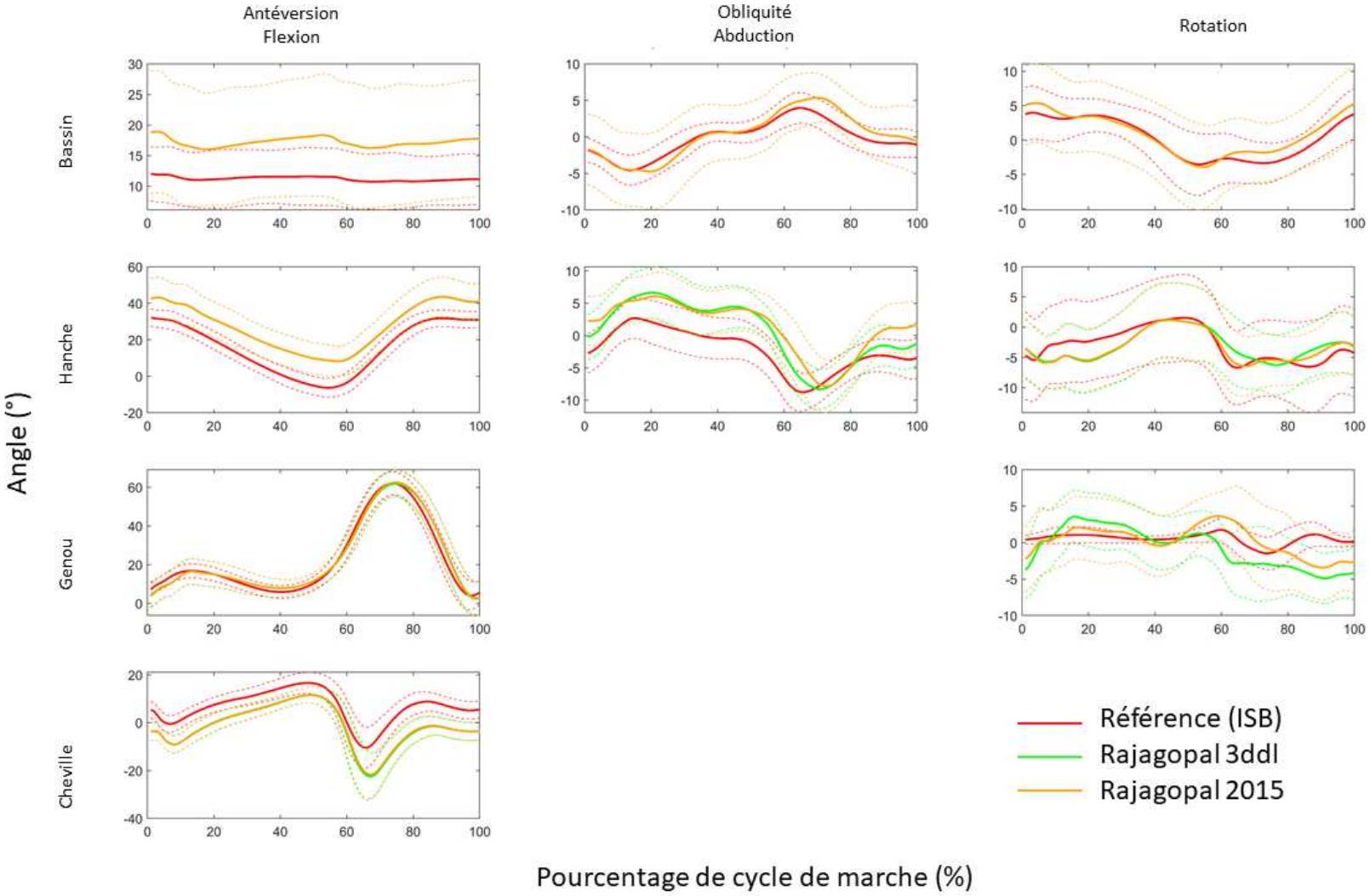


Figure 83: Cinématique de marche moyenne (trait plein) et écart-type (trait pointillé) de la référence ISB et optimisation multi segmentaire par OpenSim pour tous les sujets, pour le bassin les cinématiques des deux optimisations multisegmentaires sont superposées puisqu'identiques.

Tableau 38 : RMSE, CC et Δ ROM moyenne (écart-type) entre la cinématique de marche de la référence ISB et celle avec les deux chaînes cinématiques pour tous les sujets

		Antéversion/Flexion			Obliquité/Abduction			Rotation		
		RMSE (°)	**CC**	**ΔROM (°)**	**RMSE (°)**	**CC**	**ΔROM (°)**	**RMSE (°)**	**CC**	**ΔROM (°)**
BASSIN	**Rajagopal 3ddl**	8.9(7.2)	0.68(0.2)	2(2.1)	2.9(1.9)	0.89(0.1)	2.4(2.6)	3.7(1.9)	0.91(0.1)	1.3(1.6)
	Rajagopal 2015									
HANCHE	**Rajagopal 3ddl**	12.4(8.6)	0.99(0.0)	-2.4(2.3)	4.1(1.7)	0.90(0.1)	4.3(2.1)	6.7(3.1)	0.60(0.3)	0.1(4.6)
	Rajagopal 2015	12.4(8.6)	0.99(0)	-2.3(2.2)	5(2.2)	0.78(0.2)	3.8(3.1)	6.3(2.6)	0.61(0.3)	0.6(4.4)
	Anova	F = 0.00	F = 0.38	F = 0.07	F = 9.03	F = 11.06	F = 0.99	F = 1.05	F = 0.86	F = 0.54
	p-value	p = 0.99	p = 0.54	p = 0.8	p <0.01	p < 0.01	p = 0.32	p = 0.31	p = 0.36	p = 0.46
	Post-hoc				R3ddl < R2015	R3ddl > R2015				
GENOU	**Rajagopal 3ddl**	3.9(2.4)	1.00(0.0)	0.7(3)				4.4(1.1)	0.33(0.2)	8.9(2.4)
	Rajagopal 2015	4.8(2.4)	0.99(0.01)	1.8(3)				4.8(1.3)	0.44(0.2)	8.4(2.9)
	Anova	F = 0.02	F = 0.05	F = 5.21				F = 0.05	F = 1.98	F = 1.12
	p-value	p = 0.89	p = 0.82	p = 0.02				p = 0.83	p = 0.16	p = 0.29
CHEVILLE	**Rajagopal 3ddl**	8.4(3.4)	0.97(0.0)	7.2(2.7)						
	Rajagopal 2015	8.8(3.4)	0.95(0.0)	6.4(2.9)						
	Anova	F = 0.11	F = 0.35	F = 3.03						
	p-value	p = 0.74	p = 0.56	p = 0.08						

Bibliographie

Ackland, D. C., Keynejad, F., & Pandy, M. G. (2011). Future trends in the use of X-ray fluoroscopy for the measurement and modelling of joint motion. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine, 225(12), 1136-1148. https://doi.org/10.1177/0954411911422840

Aggarwal, P., Syed, Z., Niu, X., & El-Sheimy, N. (2008). A standard testing and calibration procedure for low cost MEMS inertial sensors and units. Journal of Navigation, 61(2), 323-336. https://doi.org/10.1017/S0373463307004560

Ahmadi, M., Khayatian, A., & Karimaghaee, P. (2007). Orientation Estimation by Error-State Extended Kalman Filter in Quaternion vector space. SICE Annual Conference 2007, 60-67. https://doi.org/10.1109/SICE.2007.4420951

Al Borno, M., A. B., O'Day, J., Ibarra, V., Dunne, J., Seth, A., Habib, A., Ong, C., Hicks, J., Uhlrich, S., & Delp, S. (2021). OpenSense: An open-source toolbox for Inertial-Measurement-Unit-based measurement of lower extremity kinematics over long durations. bioRxiv preprint, 1-26.

Amar, J. (1920). The human motor. London, Routledge.

Andersen, M. S., Damsgaard, M., & Rasmussen, J. (2009). Kinematic analysis of over-determinate biomechanical systems. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 12(4), 371-384. https://doi.org/10.1080/10255840802459412

Anderson, W. G., & Fritze, E. H. (1953). Instrument Approach System Steering Computer. Proceedings of the IRE, 41(2), 219-228. https://doi.org/10.1109/JRPROC.1953.274209

Aristotle:, A. (1968). Aristotle, parts of animals, movement of animals, progres- sion of animals. Translated by Peck A. Harvard: Harvard University Press.

Armand, S., Bonnefoy, A., Sagawa, Y., & Turcot, K. (2013). Analyse du mouvement dans un contexte clinique. Manuel Pratique de Chirurgie Orthopédique, 3-34. https://doi.org/10.1016/b978-2-294-71373-6.00001-4

Aurand, A. M., Dufour, J. S., & Marras, W. S. (2017). Accuracy map of an optical motion capture system with 42 or 21 cameras in a large measurement volume. Journal of Biomechanics, 58, 237-240. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.05.006

Ausejo, S., Suescun, Á., & Celigüeta, J. (2011). An optimization method for overdetermined kinematic problems formulated with natural coordinates. Multibody System Dynamics, 26(4), 397-410. https://doi.org/10.1007/s11044-011-9263-x

Ausejo, S., Suescun, A., Celigüeta, J., & Wang, X. (2006). Robust human motion reconstruction in the presence of missing markers and the absence of markers for some body segments. SAE Technical Papers, 724. https://doi.org/10.4271/2006-01-2321

Bailey, C. A., Uchida, T. K., Nantel, J., & Graham, R. B. (2021). Validity and sensitivity of an inertial measurement unit-driven biomechanical model of motor variability for gait. bioRxiv, 1-46. https://doi.org/10.1101/2021.09.27.461967

Baker, R. (2011). Globographic visualisation of three dimensional joint angles. Journal of Biomechanics, 44(10), 1885-1891. https://doi.org/10.1016/J.JBIOMECH.2011.04.031

Baker, R. (2013). Measuring walking, A handbook of clinical gait analysis. Mac Keith Press.

Baker, R., Finney, L., & Orr, J. (1999). A new approach to determine the hip rotation profile from clinical gait analysis data. Human Movement Science, 18(5), 655-667.

https://doi.org/10.1016/S0167-9457(99)00027-5

Baker, R., Leboeuf, F., Reay, J., & Sangeux, M. (2017). The Conventional Gait Model - Success and Limitations. In Handbook of Human Motion (p. 1-19). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-319-30808-1_25-2

Barbour, N., & Schmidt, G. (2001). Inertial sensor technology trends. IEEE Sensors Journal, 1(4), 332-339. https://doi.org/10.1109/7361.983473

Baumann, J., & Baumgartner, R. (1974). Synchronised photo-optical and EMG gait analysis with radiotelemetry (I. P. of the biotelemetry I. second international Symposium (éd.)).

Begon, M., Andersen, M. S., & Dumas, R. (2018). Multibody Kinematics Optimization for the Estimation of Upper and Lower Limb Human Joint Kinematics: A Systematized Methodological Review. Journal of Biomechanical Engineering, 140(3), 1-11. https://doi.org/10.1115/1.4038741

Benson, L. C., Clermont, C. A., Bošnjak, E., & Ferber, R. (2018). The use of wearable devices for walking and running gait analysis outside of the lab: A systematic review. In Gait and Posture (Vol. 63, p. 124-138). Elsevier B.V. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.04.047

Bergamini, E., Ligorio, G., Summa, A., Vannozzi, G., Cappozzo, A., & Sabatini, A. (2014). Estimating Orientation Using Magnetic and Inertial Sensors and Different Sensor Fusion Approaches: Accuracy Assessment in Manual and Locomotion Tasks. Sensors, 14(10), 18625-18649. https://doi.org/10.3390/s141018625

Bhardwaj, R., Kumar, N., & Kumar, V. (2018). Errors in micro-electro-mechanical systems inertial measurement and a review on present practices of error modelling. Transactions of the Institute of Measurement and Control, 40(9), 2843-2854. https://doi.org/10.1177/0142331217708237

Borotikar, B., Lempereur, M., Lelievre, M., Rie Burdin, V., Salem, D. Ben, & Brochard, S. (2017). Dynamic MRI to quantify musculoskeletal motion: A systematic review of concurrent validity and reliability, and perspectives for evaluation of musculoskeletal disorders. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0189587

Braune, W., & Fischer, O. (1987). The human gait.

Bruening, D. A., Crewe, A. N., & Buczek, F. L. (2008). A simple, anatomically based correction to the conventional ankle joint center. Clinical Biomechanics, 23(10), 1299-1302. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.08.005

Bugane, F., Benedetti, M. G., D'Angeli, V., Leardini, A., Buganè, F., Benedetti, M. G., D'Angeli, V., & Leardini, A. (2014). Estimation of pelvis kinematics in level walking based on a single inertial sensor positioned close to the sacrum: validation on healthy subjects with stereophotogrammetric system. Biomedical Engineering Online, 13(1), 146. https://doi.org/10.1186/1475-925X-13-146

Calusdian, J., Yun, X., & Bachmann, E. (2011). Adaptive-gain complementary filter of inertial and magnetic data for orientation estimation. 2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation, 1916-1922. https://doi.org/10.1109/ICRA.2011.5979957

Camomilla, V., Cappozzo, A., & Vannozzi, G. (2017). Three-Dimensional Reconstruction of the Human Skeleton in Motion. Handbook of Human Motion. https://doi.org/10.1007/978-3-319-30808-1

Camomilla, V., Cereatti, A., Vannozzi, G., & Cappozzo, A. (2006). An optimized protocol for hip joint centre determination using the functional method. Journal of Biomechanics, 39(6), 1096-1106. https://doi.org/10.1016/J.JBIOMECH.2005.02.008

Camomilla, V., Dumas, R., & Cappozzo, A. (2017a). Human movement analysis: The soft tissue

artefact issue. Journal of Biomechanics, 62, 1-4. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.09.001

Cappozzo, Aurelio, Catani, F., Della Croce, U., & Leardini, A. (1995). Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. Clinical Biomechanics, 10(4), 171-178. https://doi.org/10.1016/0268-0033(95)91394-T

Cappozzo, Aurelio. (1984). Gait analysis methodology. Human Movement Science, 3(1-2), 27-50. https://doi.org/10.1016/0167-9457(84)90004-6

Cappozzo, Aurelio, Cappello, A., Croce, U. D., & Pensalfini, F. (1997). Surface-marker cluster design criteria for 3-d bone movement reconstruction. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 44(12), 1165-1174. https://doi.org/10.1109/10.649988

Cappozzo, Aurelio, Della Croce, U., Leardini, A., & Chiari, L. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 1: theoretical background. Gait & Posture, 21(2), 186-196. https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2004.01.010

Cardarelli, S., Verdini, F., Mengarelli, A., Strazza, A., Di Nardo, F., Burattini, L., & Fioretti, S. (2019). Position Estimation of an IMU Placed on Pelvis Through Meta-heuristically Optimised WFLC. In L. Lhotska, L. Sukupova, I. Lacković, & G. S. Ibbott (Éd.), World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2018 (p. 659-664). Springer Singapore.

Carson, M. C., Harrington, M. E., Thompson, N., O'Connor, J. J., & Theologis, T. N. (2001). Kinematic analysis of a multi-segment foot model for research and clinical applications: A repeatability analysis. Journal of Biomechanics, 34(10), 1299-1307. https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00101-4

Caruso, M., Sabatini, A. M., Laidig, D., Seel, T., Knaflitz, M., Croce, U. Della, Cereatti, A., & Palma, A. J. (2021). Analysis of the Accuracy of Ten Algorithms for Orientation Estimation Using Inertial and Magnetic Sensing under Optimal Conditions: One Size Does Not Fit All. https://doi.org/10.3390/s21072543

Cereatti, A., Margheritini, F., Donati, M., & Cappozzo, A. (2010). Is the human acetabulofemoral joint spherical? The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume, 92(2), 311-314. https://doi.org/10.1302/0301-620X.92B2.22625

Chardonnens, J., Favre, J., & Aminian, K. (2012). An effortless procedure to align the local frame of an inertial measurement unit to the local frame of another motion capture system. Journal of Biomechanics, 45(13), 2297-2300. https://doi.org/10.1016/J.JBIOMECH.2012.06.009

Chardonnens, J., Favre, J., Cuendet, F., Gremion, G., & Aminian, K. (2013a). Characterization of lower-limbs inter-segment coordination during the take-off extension in ski jumping. Human Movement Science, 32(4), 741-752. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.humov.2013.01.010

Chardonnens, J., Favre, J., Cuendet, F., Gremion, G., & Aminian, K. (2013b). A system to measure the kinematics during the entire ski jump sequence using inertial sensors. Journal of Biomechanics, 46(1), 56-62. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.10.005

Chardonnens, J., Favre, J., Le Callennec, B., Cuendet, F., Gremion, G., & Aminian, K. (2012). Automatic measurement of key ski jumping phases and temporal events with a wearable system. Journal of Sports Sciences, 30(1), 53-61. https://doi.org/10.1080/02640414.2011.624538

Charlton, I. W. W., Tate, P., Smyth, P., & Roren, L. (2004). Repeatability of an optimised lower body model. Gait & Posture, 20(2), 213-221. https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2003.09.004

Chen, K.-H., Chen, P.-C., Liu, K.-C., & Chan, C.-T. (2015). Wearable sensor-based rehabilitation

exercise assessment for knee osteoarthritis. Sensors (Basel, Switzerland), 15(2), 4193-4211. https://doi.org/10.3390/s150204193

Chia, K., & Sangeux, M. (2017). Quantifying sources of variability in gait analysis. Gait & Posture, 56, 68-75. https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2017.04.040

Chiari, L., Croce, U. Della, Leardini, A., & Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 2: Instrumental errors. Gait & Posture, 21(2), 197-211. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.04.004

Choe, N., Zhao, H., Qiu, S., & So, Y. (2019). A sensor-to-segment calibration method for motion capture system based on low cost MIMU. Measurement: Journal of the International Measurement Confederation, 131, 490-500. https://doi.org/10.1016/j.measurement.2018.07.078

Cockcroft, J., Muller, J. H., & Scheffer, C. (2014). A Novel Complimentary Filter for Tracking Hip Angles During Cycling Using Wireless Inertial Sensors and Dynamic Acceleration Estimation. IEEE Sensors Journal, 14(8), 2864-2871. https://doi.org/10.1109/JSEN.2014.2318897

Collins, T. D., Ghoussayni, S. N., Ewins, D. J., & Kent, J. A. (2009). A six degrees-of-freedom marker set for gait analysis: Repeatability and comparison with a modified Helen Hayes set. Gait and Posture, 30(2), 173-180. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.04.004

Cooper, G., Sheret, I., McMillian, L., Siliverdis, K., Sha, N., Hodgins, D., Kenney, L., & Howard, D. (2009). Inertial sensor-based knee flexion/extension angle estimation. Journal of Biomechanics, 42(16), 2678-2685. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.08.004

Cordillet, S. S. S., Bideau, N., Bideau, B., & Nicolas, G. (2019). Estimation of 3D knee joint angles during cycling 2 using inertial sensors: accuracy of a novel sensor-to-3 segment calibration procedure based on pedaling 4 motion 5 IRISA_D6-MEDIA ET INTERACTIONS. Sensors (Basel, Switzerland), 19(11). https://doi.org/10.3390/s19112474

Crabolu, M., Pani, D., Raffo, L., & Cereatti, A. (2016). Estimation of the center of rotation using wearable magneto-inertial sensors. Journal of Biomechanics, 49(16), 3928-3933. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.11.046

Cuesta-Vargas, A. I., Galán-Mercant, A., & Williams, J. M. (2010). The use of inertial sensors system for human motion analysis. Physical Therapy Reviews, 15(6), 462-473. https://doi.org/10.1179/1743288X11Y.0000000006

Cutti, A. G., Ferrari, A., Garofalo, P., Raggi, M., Cappello, A., & Ferrari, A. (2010). 'Outwalk': a protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors. Medical & Biological Engineering & Computing, 48(1), 17-25. https://doi.org/10.1007/s11517-009-0545-x

Dang, A.-T., & Nguyen, V.-H. (2013). DCM-based orientation estimation using cascade of two adaptive extended Kalman filters. 2013 International Conference on Control, Automation and Information Sciences (ICCAIS), 152-157. https://doi.org/10.1109/ICCAIS.2013.6720546

Davis, R. B., Õunpuu, S., Tyburski, D., & Gage, J. R. (1991). A gait analysis data collection and reduction technique. Human Movement Science, 10(5), 575-587. https://doi.org/10.1016/0167-9457(91)90046-Z

de Vries, W. H. K., Veeger, H. E. J., Baten, C. T. M., & van der Helm, F. C. T. (2009). Magnetic distortion in motion labs, implications for validating inertial magnetic sensors. Gait and Posture, 29(4), 535-541. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.12.004

de Vries, W. H. K., Veeger, H. E. J., Cutti, A. G., Baten, C., & van der Helm, F. C. T. (2010). Functionally interpretable local coordinate systems for the upper extremity using inertial & magnetic

measurement systems. Journal of Biomechanics, 43(10), 1983-1988. https://doi.org/10.1016/J.JBIOMECH.2010.03.007

Dejnabadi, H., Jolles, B. M., & Aminian, K. (2005). A New Approach to Accurate Measurement of Uniaxial Joint Angles Based on a Combination of Accelerometers and Gyroscopes. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 52(8), 1478-1484. https://doi.org/10.1109/TBME.2005.851475

Dejnabadi, H., Jolles, B. M., Casanova, E., Fua, P., & Aminian, K. (2006). Estimation and Visualization of Sagittal Kinematics of Lower Limbs Orientation Using Body-Fixed Sensors. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 53(7), 1385-1393. https://doi.org/10.1109/TBME.2006.873678

Della Croce, U., Leardini, A., Chiari, L., & Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 4: assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics. Gait & Posture, 21(2), 226-237. https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2004.05.003

Deschamps, K., Staes, F., Roosen, P., Nobels, F., Desloovere, K., Bruyninckx, H., & Matricali, G. A. (2011). Body of evidence supporting the clinical use of 3D multisegment foot models: A systematic review. Gait and Posture, 33(3), 338-349. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.12.018

Dettwyler, M., Stacoff, A., Kramers-de Quervain, I. A., & Stüssi, E. (2004). Modelling of the ankle joint complex. Reflections with regards to ankle prostheses. Foot and Ankle Surgery, 10(3), 109-119. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.fas.2004.06.003

Di Gregorio, R., Parenti-Castelli, V., O'Connor, J. J., & Leardini, A. (2007). Mathematical models of passive motion at the human ankle joint by equivalent spatial parallel mechanisms. Medical & Biological Engineering & Computing, 45(3), 305-313. https://doi.org/10.1007/s11517-007-0160-7

Díaz, S., Stephenson, J. B., & Labrador, M. A. (2019). Use of Wearable Sensor Technology in Gait, Balance, and Range of Motion Analysis. Applied Sciences, 10(1), 234. https://doi.org/10.3390/app10010234

Djurić-Jovičić, M. D., Jovičić, N. S., Popović, D. B., Djurić-Jovičić, M. D., Jovičić, N. S., Popović, D. B., Djuric-Jovicic, M. D., Jovicic, N. S., Popovic, D. B., Djurić-Jovičić, M. D., Jovičić, N. S., & Popović, D. B. (2011). Kinematics of gait: new method for angle estimation based on accelerometers. Sensors (Basel, Switzerland), 11(11), 10571-10585. https://doi.org/10.3390/s111110571

Dorschky, E., Nitschke, M., Seifer, A.-K. K., van den Bogert, A. J., & Eskofier, B. M. (2019). Estimation of gait kinematics and kinetics from inertial sensor data using optimal control of musculoskeletal models. Journal of Biomechanics, 95, 109278. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.07.022

Duong, T. T. H., Zhang, H., Lynch, T. S., & Zanotto, D. (2019). Improving the Accuracy of Wearable Sensors for Human Locomotion Tracking Using Phase-Locked Regression Models. 2019 IEEE 16th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), 145-150. https://doi.org/10.1109/ICORR.2019.8779428

Duprey, S., Cheze, L., & Dumas, R. (2010). Influence of joint constraints on lower limb kinematics estimation from skin markers using global optimization. Journal of Biomechanics, 43(14), 2858-2862. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.06.010

Ehrig, R. M., Taylor, W. R., Duda, G. N., & Heller, M. O. (2007). A survey of formal methods for determining functional joint axes. Journal of Biomechanics, 40(10), 2150-2157. https://doi.org/10.1016/J.JBIOMECH.2006.10.026

Eichelberger, P., Ferraro, M., Minder, U., Denton, T., Blasimann, A., Krause, F., & Baur, H. (2016). Analysis of accuracy in optical motion capture – A protocol for laboratory setup evaluation. Journal of Biomechanics, 49(10), 2085-2088. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.05.007

El-Diasty, M., & Pagiatakis, S. (2008). Calibration and Stochastic Modelling of Inertial Navigation Sensor Erros. Journal of Global Positioning Systems, 7(2), 170-182. https://doi.org/10.5081/jgps.7.2.170

Fan, B., Li, Q., & Liu, T. (2018). How magnetic disturbance influences the attitude and heading in magnetic and inertial sensor-based orientation estimation. Sensors (Switzerland), 18(1). https://doi.org/10.3390/s18010076

Fasel, B., Spörri, J., Schütz, P., Lorenzetti, S., & Aminian, K. (2017). Validation of functional calibration and strap-down joint drift correction for computing 3D joint angles of knee, hip, and trunk in alpine skiing. PLoS ONE, 12(7). https://doi.org/10.1371/journal.pone.0181446

Favre, J., Aissaoui, R., Jolles, B., Luthi, F., de Guise, J., & Aminian, K. (2006). Ambulatory inertial system for 3D knee joint angles measurement during gait. Journal of Biomechanics, 39, S74. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0021-9290(06)83184-2

Favre, J., Aissaoui, R., Jolles, B. M., de Guise, J. A., & Aminian, K. (2009). Functional calibration procedure for 3D knee joint angle description using inertial sensors. Journal of Biomechanics, 42(14), 2330-2335. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.06.025

Favre, J., Crevoisier, X., Jolles, B. M., & Aminian, K. (2010). Evaluation of a mixed approach combining stationary and wearable systems to monitor gait over long distance. Journal of Biomechanics, 43(11), 2196-2202. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.03.041

Favre, J., Jolles, B. M. M., Aissaoui, R., & Aminian, K. (2008). Ambulatory measurement of 3D knee joint angle. Journal of Biomechanics, 41(5), 1029-1035. https://doi.org/10.1016/J.JBIOMECH.2007.12.003

Favre, J., Luthi, F., Jolles, B. M., Siegrist, O., Najafi, B., & Aminian, K. (2006). A new ambulatory system for comparative evaluation of the three-dimensional knee kinematics, applied to anterior cruciate ligament injuries. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 14(7), 592-604. https://doi.org/10.1007/s00167-005-0023-4

Feldhege, F., Mau-Moeller, A., Lindner, T., Hein, A., Markschies, A., Zettl, U. K., & Bader, R. (2015). Accuracy of a custom physical activity and knee angle measurement sensor system for patients with neuromuscular disorders and gait abnormalities. Sensors (Basel, Switzerland), 15(5), 10734-10752. https://doi.org/10.3390/s150510734

Ferrari, A, Rocchi, L., den Noort, J. Van, & Harlaar, J. (2013). Step length estimation using inertial sensors: Evaluation study. Gait & Posture, 37, S27. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.12.056

Ferrari, Alberto, Benedetti, M. G., Pavan, E., Frigo, C., Bettinelli, D., Rabuffetti, M., Crenna, P., & Leardini, A. (2008). Quantitative comparison of five current protocols in gait analysis. Gait & Posture, 28(2), 207-216. https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2007.11.009

Ferrari, Alberto, Cutti, A. G., & Cappello, A. (2010). A new formulation of the coefficient of multiple correlation to assess the similarity of waveforms measured synchronously by different motion analysis protocols. Gait and Posture, 31(4), 540-542. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.02.009

Ferrari, Cutti, A. G., Garofalo, P., Raggi, M., Heijboer, M., Cappello, A., & Davalli, A. (2010). First in vivo assessment of « outwalk »: A novel protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors. Medical and Biological Engineering and Computing.

https://doi.org/10.1007/s11517-009-0544-y

Filippeschi, A., Schmitz, N., Miezal, M., Bleser, G., Ruffaldi, E., & Stricker, D. (2017). Survey of motion tracking methods based on inertial sensors: A focus on upper limb human motion. Sensors (Switzerland), 17(6), 1-40. https://doi.org/10.3390/s17061257

Fiorentino, N. M., Kutschke, M. J., Atkins, P. R., Foreman, K. B., Kapron, A. L., & Anderson, A. E. (2016). Accuracy of Functional and Predictive Methods to Calculate the Hip Joint Center in Young Non-pathologic Asymptomatic Adults with Dual Fluoroscopy as a Reference Standard. Annals of Biomedical Engineering, 44(7), 2168-2180. https://doi.org/10.1007/s10439-015-1522-1

Fong, D., Chan, Y.-Y., Fong, D. T.-P., & Chan, Y.-Y. (2010). The Use of Wearable Inertial Motion Sensors in Human Lower Limb Biomechanics Studies: A Systematic Review. Sensors, 10(12), 11556-11565. https://doi.org/10.3390/s101211556

Foxlin, E. (1996). Inertial head-tracker sensor fusion by a complementary separate-bias Kalman filter. Proceedings - Virtual Reality Annual International Symposium, 185-194. https://doi.org/10.1109/vrais.1996.490527

Fradet, L., Nez, A., Monnet, T., & Lacouture, P. (2017). Which functional movements for sensor-to-segment calibration for lower-limb movement analysis with inertial sensors? Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 20(sup1), 77-78. https://doi.org/10.1080/10255842.2017.1382869

Frigo, C., & Rabuffetti, M. (1998). Multifactorial estimation of hip and knee joint centres for clinical application of gait analysis. Gait and Posture, 8(2), 91-102. https://doi.org/10.1016/S0966-6362(98)00031-9

Frigo, C., Rabuffetti, M., Kerrigan, D. C., Deming, L. C., & Pedotti, A. (1998). Functionally oriented and clinically feasible quantitative gait analysis method. Medical & biological engineering & computing, 36(2), 179-185. http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9684457

Fuller, J. (2021). Function to Convert between DCM, Euler angles, Quaternions, and Euler vectors (1.11.0.0). MATLAB Central File Exchange.

Gage, J. R., Fabian, D., Hicks, R., & Tashman, S. (1984). Pre- and Postoperative Gait Analysis in Patients with Spastic Diplegia: A Preliminary Report. Journal of Pediatric Orthopaedics, 4(6). https://journals.lww.com/pedorthopaedics/Fulltext/1984/11000/Pre__and_Postoperative_Gait_Analysis_in_Patients.12.aspx

Galperin, I., Hillel, I., Del Din, S., Bekkers, E. M. J., Nieuwboer, A., Abbruzzese, G., Avanzino, L., Nieuwhof, F., Bloem, B. R., Rochester, L., Della Croce, U., Cereatti, A., Giladi, N., Mirelman, A., & Hausdorff, J. M. (2019). Associations between daily-living physical activity and laboratory-based assessments of motor severity in patients with falls and Parkinson's disease. Parkinsonism and Related Disorders. https://doi.org/10.1016/j.parkreldis.2019.01.022

Gasparutto, X., Sancisi, N., Jacquelin, E., Parenti-Castelli, V., & Dumas, R. (2015). Validation of a multi-body optimization with a knee model including deformable ligaments. Gait & Posture, 42, S10. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.03.030

Gasparutto, Xavier, Sancisi, N., Jacquelin, E., Parenti-Castelli, V., & Dumas, R. (2015). Validation of a multi-body optimization with knee kinematic models including ligament constraints. Journal of Biomechanics, 48(6), 1141-1146. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.01.010

Gastaldi, L., Rosso, V., Gabola, V., Agostini, V., Frutos, M. M. L., Knaflitz, M., Takeda, R., & Tadano, S. (2016). Technical challenges using magneto-inertial sensors for gait analysis. 2016 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA), 1-6.

https://doi.org/10.1109/MeMeA.2016.7533746

Gebre-Egziabher, D., Elkaim Gabriel, H., David Powell, J., & Parkinson Bradford, W. (2006). Calibration of Strapdown Magnetometers in Magnetic Field Domain. Journal of Aerospace Engineering, 19(2), 87-102. https://doi.org/10.1061/(ASCE)0893-1321(2006)19:2(87)

Gondim Teixeira, P. A., Gervaise, A., Louis, M., Lecocq, S., Raymond, A., Aptel, S., & Blum, A. (2015). Musculoskeletal wide detector CT: Principles, techniques and applications in clinical practice and research. European Journal of Radiology, 84(5), 892-900. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2014.12.033

Grimpampi, E., Camomilla, V., Cereatti, A., & Cappozzo, A. (2012). Quantitative Assessment of Soft Tissue Artefact Propagation To the Marker Cluster Level. Journal of Biomechanics, 45(1), S296. https://doi.org/10.1016/s0021-9290(12)70297-x

Grood, E. S., & Suntay, W. J. (1983). A Joint Coordinate System for the Clinical Description of Three-Dimensional Motions: Application to the Knee. Journal of Biomechanical Engineering, 105(2), 136. https://doi.org/10.1115/1.3138397

Hagemeister, N., Parent, G., Van De Putte, M., St-Onge, N., Duval, N., & De Guise, J. (2005). A reproducible method for studying three-dimensional knee kinematics. Journal of Biomechanics, 38(9), 1926-1931. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.05.013

Halvorsen, K, Lesser, M., & Lundberg, A. (1999). A new method for estimating the axis of rotation and the center of rotation. Journal of Biomechanics, 32(11), 1221-1227. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0021-9290(99)00120-7

Halvorsen, Kjartan. (2003). Bias compensated least squares estimate of the center of rotation. Journal of Biomechanics, 36(7), 999-1008. https://doi.org/10.1016/S0021-9290(03)00070-8

Hamdi, M. M., Awad, M. I., Abdelhameed, M. M., & Tolbah, F. A. (2014). Lower limb motion tracking using IMU sensor network. 2014 Cairo International Biomedical Engineering Conference (CIBEC), 28-33. https://doi.org/10.1109/CIBEC.2014.7020957

Hara, R., McGinley, J., Briggs, C., Baker, R., & Sangeux, M. (2016). Predicting the location of the hip joint centres, impact of age group and sex. Scientific Reports, 6(1), 37707. https://doi.org/10.1038/srep37707

Harrington, M. E., Zavatsky, A. B., Lawson, S. E. M., Yuan, Z., & Theologis, T. N. (2007). Prediction of the hip joint centre in adults, children, and patients with cerebral palsy based on magnetic resonance imaging. Journal of biomechanics, 40(3), 595-602. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.02.003

Hicks, J. L., & Richards, J. G. (2005). Clinical applicability of using spherical fitting to find hip joint centers. Gait & Posture, 22(2), 138-145. https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2004.08.004

Higgins, W. T. (1975). A Comparison of Complementary and Kalman Filtering. IEEE Transactions on Aerospace and Electronic Systems, AES-11(3), 321-325. https://doi.org/10.1109/TAES.1975.308081

Holsbeeke, L., Ketelaar, M., Schoemaker, M. M., & Gorter, J. W. (2009). Capacity, Capability, and Performance: Different Constructs or Three of a Kind? Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 90(5), 849-855. https://doi.org/10.1016/j.apmr.2008.11.015

Holzreiter, S. (1991). Calculation of the instantaneous centre of rotation for a rigid body. Journal of Biomechanics, 24(7), 643-647. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0021-9290(91)90297-Z

Horenstein, R. E., Lewis, C. L., Yan, S., Halverstadt, A., & Shefelbine, S. J. (2019). Validation of magneto-inertial measuring units for measuring hip joint angles. Journal of Biomechanics, 91,

170-174. https://doi.org/10.1016/J.JBIOMECH.2019.05.029

Inman, V. T., Todd., H. J., & Ralston, F. (1981). “Human Walking”. Ergonomics, 24(12), 969-976. https://doi.org/10.1080/00140138108924919

Jia, R., Monk, P., Murray, D., Noble, J. A., & Mellon, S. (2017). CAT & MAUS: A novel system for true dynamic motion measurement of underlying bony structures with compensation for soft tissue movement. Journal of Biomechanics, 62, 156-164. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.04.015

Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., & Wootten, M. E. (1990). Measurement of lower extremity kinematics during level walking. Journal of Orthopaedic Research, 8(3), 383-392. https://doi.org/10.1002/jor.1100080310

Kainz, H., Carty, C. P., Modenese, L., Boyd, R. N., & Lloyd, D. G. (2015). Estimation of the hip joint centre in human motion analysis: A systematic review. Clinical Biomechanics, 30(4), 319-329. https://doi.org/10.1016/J.CLINBIOMECH.2015.02.005

Kainz, H., Hajek, M., Modenese, L., Saxby, D. J., Lloyd, D. G., & Carty, C. P. (2017). Reliability of functional and predictive methods to estimate the hip joint centre in human motion analysis in healthy adults. Gait and Posture, 53, 179-184. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.01.023

Kapandji, A. I. (2009). Anatomie fonctionnelle : Tome 2, Membres inférieur.

Karatsidis, A., Jung, M., Schepers, H. M., Bellusci, G., de Zee, M., Veltink, P. H., & Andersen, M. S. (2018). Predicting kinetics using musculoskeletal modeling and inertial motion capture. http://arxiv.org/abs/1801.01668

Kerkhoff, A., Wagner, H., & Peikenkamp, K. (2020). Comparison of six different marker sets to analyze knee kinematics and kinetics during landings. Current Directions in Biomedical Engineering, 6(2). https://doi.org/10.1515/cdbme-2020-2009

Kianifar, R., Joukov, V., Lee, A., Raina, S., & Kulić, D. (2019). Inertial measurement uni-based pose estimation : Analyzing and reducing sensitivity to sesnor placement and body measures. 6. https://doi.org/10.1177/2055668318813455

Kok, M., Hol, J. D., & Schön, T. B. (2014). An optimization-based approach to human body motion capture using inertial sensors. IFAC Proceedings Volumes, 47(3), 79-85. https://doi.org/https://doi.org/10.3182/20140824-6-ZA-1003.02252

Koning, B. H. W., van der Krogt, M. M., Baten, C. T. M., & Koopman, B. F. J. M. (2015). Driving a musculoskeletal model with inertial and magnetic measurement units. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 18(9), 1003-1013. https://doi.org/10.1080/10255842.2013.867481

Koo, T. K., & Li, M. Y. (2016). A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. Journal of chiropractic medicine, 15(2), 155-163. https://doi.org/10.1016/j.jcm.2016.02.012

Lai, A. K. M., Arnold, A. S., & Wakeling, J. M. (2017). Why are Antagonist Muscles Co-activated in My Simulation? A Musculoskeletal Model for Analysing Human Locomotor Tasks. Annals of Biomedical Engineering, 45(12), 2762-2774. https://doi.org/10.1007/s10439-017-1920-7

Leardini, A., Benedetti, M. G., Catani, F., Simoncini, L., & Giannini, S. (1999). An anatomically based protocol for the description of foot segment kinematics during gait. Clinical Biomechanics, 14(8), 528-536. https://doi.org/10.1016/S0268-0033(99)00008-X

Leardini, Alberto, Belvedere, C., Nardini, F., Sancisi, N., Conconi, M., & Parenti-Castelli, V. (2017). Kinematic models of lower limb joints for musculo-skeletal modelling and optimization in gait

analysis. In Journal of Biomechanics (Vol. 62, p. 77-86). Elsevier Ltd. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.04.029

Leardini, Alberto, Cappozzo, A., Catani, F., Toksvig-Larsen, S., Petitto, A., Sforza, V., Cassanelli, G., & Giannini, S. (1999). Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location. Journal of Biomechanics, 32(1), 99-103. https://doi.org/10.1016/S0021-9290(98)00148-1

Leardini, Alberto, & Caravaggi, P. (2017). Kinematic Foot Models for Instrumented Gait Analysis. Handbook of Human Motion. https://doi.org/10.1007/978-3-319-30808-1

Leardini, Alberto, Chiari, L., Croce, U. Della, & Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. Gait & Posture, 21(2), 212-225. https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2004.05.002

Leardini, Alberto, Sawacha, Z., Paolini, G., Ingrosso, S., Nativo, R., & Benedetti, M. G. (2007). A new anatomically based protocol for gait analysis in children. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.12.018

Lebleu, J., Gosseye, T., Detrembleur, C., Mahaudens, P., Cartiaux, O., & Penta, M. (2020). Lower Limb Kinematics Using Inertial Sensors during Locomotion: Accuracy and Reproducibility of Joint Angle Calculations with Different Sensor-to-Segment Calibrations. Sensors (Basel, Switzerland), 20(3). https://doi.org/10.3390/s20030715

Leboeuf, F., Baker, R., Barré, A., Reay, J., Jones, R., & Sangeux, M. (2019). The conventional gait model, an open-source implementation that reproduces the past but prepares for the future. Gait & Posture, 69, 126-129. https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2019.01.034

Leineweber, M., Gomez, O. M. D., & Andrysek, J. (2019). Evaluating the feasibility of two post-hoc correction techniques for mitigating posture-induced measurement errors associated with wearable motion capture. Medical Engineering and Physics, 71, 38-44. https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2019.06.013

Leineweber, M. J., Orozco, M. D. G., & Andrysek, J. (2019). Evaluating the feasibility of two post-hoc correction techniques for mitigating posture-induced measurement errors associated with wearable motion capture. Medical Engineering & Physics. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2019.06.013

Li, X., Lee, W. S., Li, M., Ehsani, R., Mishra, A. R., Yang, C., & Mangan, R. L. (2012). Spectral difference analysis and airborne imaging classification for citrus greening infected trees. Computers and Electronics in Agriculture, 83, 32-46. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.compag.2012.01.010

Lin, J. F. S., & Kulić, D. (2012). Human pose recovery using wireless inertial measurement units. Physiological Measurement, 33(12), 2099-2115. https://doi.org/10.1088/0967-3334/33/12/2099

Lin, W., Pierce, A., Skalsky, A. J., & McDonald, C. M. (2012). Mobility-Assistive Technology in Progressive Neuromuscular Disease. Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America, 23(4), 885-894. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.pmr.2012.08.007

List, R., Gülay, T., Stoop, M., Lorenzetti, S., & List Renate. (2013). Kinematics of the Trunk and the Lower extremities During Restricted and Inrestricted Squats. Journal of Strength and Conditioning Research, 27(6), 1529-1538. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3182736034

Liu, K., Liu, T., Shibata, K., Inoue, Y., Kun Liu, Tao Liu, Kyoko Shibata, & Inoue, Y. (2009). Ambulatory measurement and analysis of the lower limb 3D posture using wearable sensor system. 2009 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation, ICMA 2009, 3065-3069.

https://doi.org/10.1109/ICMA.2009.5245982

Liu, K., Liu, T., Shibata, K., Inoue, Y., & Zheng, R. (2009). Novel approach to ambulatory assessment of human segmental orientation on a wearable sensor system. Journal of Biomechanics, 42(16), 2747-2752. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.08.008

Lu, T. W., & O'Connor, J. J. (1999). Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. Journal of Biomechanics, 32(2), 129-134. https://doi.org/10.1016/s0021-9290(98)00158-4

Ludwig, S. A., & Jiménez, A. R. (2018). Optimization of gyroscope and accelerometer/magnetometer portion of basic attitude and heading reference system. 2018 IEEE International Symposium on Inertial Sensors and Systems (INERTIAL), 1-4. https://doi.org/10.1109/ISISS.2018.8358127

Madgwick, S. O. H., Harrison, A. J. L., Sharkey, P. M., Vaidyanathan, R., & Harwin, W. S. (2013). Measuring motion with kinematically redundant accelerometer arrays: Theory, simulation and implementation. Mechatronics, 23(5), 518-529. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.mechatronics.2013.04.003

Maletsky, L. P., Sun, J., & Morton, N. A. (2007). Accuracy of an optical active-marker system to track the relative motion of rigid bodies. Journal of Biomechanics, 40(3), 682-685. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.01.017

Marey, E.-J. (1874). Animal mechanism: a treatise on terrestrial and aerial locomotion.

Martin Bland, J., & Altman, D. G. (1986). STATISTICAL METHODS FOR ASSESSING AGREEMENT BETWEEN TWO METHODS OF CLINICAL MEASUREMENT. The Lancet, 327(8476), 307-310. https://doi.org/10.1016/S0140-6736(86)90837-8

Maurer, M. W., Zrenner, M., Reynolds, D., Dümler, B., & Eskofier, B. M. (2018). Sleeve based knee angle calculation for rehabilitation. 2018 IEEE 15th International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN), 1-4. https://doi.org/10.1109/BSN.2018.8329644

McGinley, J. L., Baker, R., Wolfe, R., & Morris, M. E. (2009). The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review. Gait & Posture, 29(3), 360-369. https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2008.09.003

McGrath, T., Fineman, R., & Stirling, L. (2018). An Auto-Calibrating Knee Flexion-Extension Axis Estimator Using Principal Component Analysis with Inertial Sensors. Sensors (Basel, Switzerland), 18(6). https://doi.org/10.3390/s18061882

Meng, L, Martinez-Hernandez, U., Childs, C., Dehghani-Sanij, A. A., & Buis, A. (2019). A Practical Gait Feedback Method Based on Wearable Inertial Sensors for a Drop Foot Assistance Device. IEEE Sensors Journal, 19(24), 12235-12243. https://doi.org/10.1109/JSEN.2019.2938764

Meng, Lin, Childs, C., & Buis, A. (2019). Evaluation of functional methods of joint centre determination for quasi-planar movement. PLOS ONE, 14(1), e0210807. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0210807

Moissenet, F., & Armand, S. (2015). Qualitative and quantitative methods of assessing gait disorders. Orthopedic Management of Children with Cerebral Palsy: A Comprehensive Approach, January 2015, 215-240.

Montella, C. (2011). The Kalman Filter and Related Algorithms A Literature Review. Research Gate, May, 1-17. https://www.researchgate.net/publication/236897001_The_Kalman_Filter_and_Related_Algorithms_A_Literature_Review

Morton, L., Baillie, L., & Ramirez-Iniguez, R. (2013). Pose calibrations for inertial sensors in

rehabilitation applications. International Conference on Wireless and Mobile Computing, Networking and Communications, 204-211. https://doi.org/10.1109/WiMOB.2013.6673362

Musić, J., Kamnik, R., & Munih, M. (2008). Model based inertial sensing of human body motion kinematics in sit-to-stand movement. Simulation Modelling Practice and Theory, 16(8), 933-944. https://doi.org/10.1016/J.SIMPAT.2008.05.005

Muybridge, E. (1955). The Human Figure in Motion. New York: Dover.

Myers, C. A., Torry, M. R., Shelburne, K. B., Giphart, J. E., LaPrade, R. F., Woo, S. L.-Y., & Steadman, J. R. (2012). In vivo tibiofemoral kinematics during 4 functional tasks of increasing demand using biplane fluoroscopy. The American Journal of Sports Medicine, 40(1), 170-178. https://doi.org/10.1177/0363546511423746

Myles, P. S., & Cui, J. (2007). I. Using the Bland-Altman method to measure agreement with repeated measures. British Journal of Anaesthesia, 99(3), 309-311. https://doi.org/10.1093/bja/aem214

Nazarahari, M., Noamani, A., Ahmadian, N., & Rouhani, H. (2019). Sensor-to-body calibration procedure for clinical motion analysis of lower limb using magnetic and inertial measurement units. Journal of Biomechanics, 85, 224-229. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.01.027

Nazarahari, M., & Rouhani, H. (2019). Semi-Automatic Sensor-to-Body Calibration of Inertial Sensors on Lower Limb Using Gait Recording. IEEE Sensors Journal, 19(24), 12465-12474. https://doi.org/10.1109/JSEN.2019.2939981

Nazarahari, M., & Rouhani, H. (2021a). 40 years of sensor fusion for orientation tracking via magnetic and inertial measurement units: Methods, lessons learned, and future challenges. Information Fusion, 68(October 2020), 67-84. https://doi.org/10.1016/j.inffus.2020.10.018

Nazarahari, M., & Rouhani, H. (2021b). Adaptive Gain Regulation of Sensor Fusion Algorithms for Orientation Estimation with Magnetic and Inertial Measurement Units. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, 70, 1-13. https://doi.org/10.1109/TIM.2020.3033077

Nazarahari, M., & Rouhani, H. (2021c). Sensor fusion algorithms for orientation tracking via magnetic and inertial measurement units: An experimental comparison survey. Information Fusion, 76(March), 8-23. https://doi.org/10.1016/j.inffus.2021.04.009

Nez, A. (2017). Mesure inertielle pour l'analyse du mouvement humain. Optimisation des méthodologies de traitement et de fusion des données capteur, intégration anatomique. http://www.theses.fr/2017POIT2273/document

Nez, A., Fradet, L., Marin, F., Monnet, T., & Lacouture, P. (2018). Identification of noise covariance matrices to improve orientation estimation by kalman filter. Sensors (Switzerland), 18(10), 1-20. https://doi.org/10.3390/s18103490

Noort, van den, van der Esch, M., Steultjens, M. P. M., Dekker, J., Schepers, M., Veltink, P. H., & Harlaar, J. (2013). Ambulatory measurement of the knee adduction moment in patients with osteoarthritis of the knee. Journal of Biomechanics, 46(1), 43-49. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.09.030

O'Donovan, K. J., Kamnik, R., O'Keeffe, D. T., & Lyons, G. M. (2007). An inertial and magnetic sensor based technique for joint angle measurement. Journal of Biomechanics, 40(12), 2604-2611. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.12.010

Olivares, A., Górriz, J. M., Ramírez, J., & Olivares, G. (2016). Using frequency analysis to improve the precision of human body posture algorithms based on Kalman filters. Computers in Biology and Medicine, 72, 229-238. https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2015.08.007

Olsson, F., & Halvorsen, K. (2017). Experimental evaluation of joint position estimation using inertial

sensors. 20th International Conference on Information Fusion (Fusion).

Pacher, L., Chatellier, C., Vauzelle, R., & Fradet, L. (2020). Sensor-to-segment calibration methodologies for lower-body kinematic analysis with inertial sensors: A systematic review. Sensors (Switzerland), 20(11), 1-22. https://doi.org/10.3390/s20113322

Palermo, E., Rossi, S., Marini, F., Patanè, F., & Cappa, P. (2014). Experimental evaluation of accuracy and repeatability of a novel body-to-sensor calibration procedure for inertial sensor-based gait analysis. Measurement: Journal of the International Measurement Confederation, 52(1), 145-155. https://doi.org/10.1016/j.measurement.2014.03.004

Palermo, E., Rossi, S., Patanè, F., Petrarca, M., Castelli, E., & Cappa, P. (2013). Experimental validation of a sensor to segment calibration procedure for MIMU based gait analysis. Gait & Posture, 38, S110. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.07.223

Parenti-Castelli, V., Leardini, A., Di Gregorio, R., & O'Connor, J. J. (2004). On the Modeling of Passive Motion of the Human Knee Joint by Means of Equivalent Planar and Spatial Parallel Mechanisms. Autonomous Robots, 16(2), 219-232. https://doi.org/10.1023/B:AURO.0000016867.17664.b1

Passmore, E., Graham, H. K., & Sangeux, M. (2018). Defining the medial-lateral axis of the femur: Medical imaging, conventional and functional calibration methods lead to differences in hip rotation kinematics for children with torsional deformities. Journal of Biomechanics, 69, 156-163. https://doi.org/10.1016/J.JBIOMECH.2018.01.018

Passmore, E., & Sangeux, M. (2016). Defining the medial-lateral axis of an anatomical femur coordinate system using freehand 3D ultrasound imaging. Gait & Posture, 45, 211-216. https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2016.02.006

Perry, J. (1992). Gait Analysis (T. SLACK; (éd.)).

Peters, A., Baker, R., Morris, M. E., & Sangeux, M. (2012). A comparison of hip joint centre localisation techniques with 3-DUS for clinical gait analysis in children with cerebral palsy. Gait & Posture, 36(2), 282-286. https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2012.03.011

Picerno. (2016). 25 years of lower limb joint kinematics by using inertial and magnetic sensors: A review of methodological approaches. Gait & Posture, 51, 239-246. https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2016.11.008

Picerno, Cereatti, A., & Cappozzo, A. (2008a). Joint kinematics estimate using wearable inertial and magnetic sensing modules. Gait & Posture, 28(4), 588-595. https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2008.04.003

Picerno, P., Cereatti, A., & Cappozzo, A. (2008b). 3D joint kinematics by means of wearable sensors. Gait & Posture, 28, S2-S3. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.12.011

Poitras, I., Dupuis, F. F., Bielmann, M., Campeau-Lecours, A., Mercier, C., Bouyer, L. J., Roy, J.-S. J.-S., Poitras, I., Dupuis, F. F., Bielmann, M., Campeau-Lecours, A., Mercier, C., Bouyer, L. J., & Roy, J.-S. J.-S. (2019). Validity and Reliability of Wearable Sensors for Joint Angle Estimation: A Systematic Review. Sensors (Basel, Switzerland), 19(7), 1555. https://doi.org/10.3390/s19071555

Rabuffetti, M., & Crenna, P. (2004). A modular protocol for the analysis of movement in children. Gait & Posture, 20.

Rajagopal, A., Dembia, C. L., DeMers, M. S., Delp, D. D., Hicks, J. L., & Delp, S. L. (2016). Full-Body Musculoskeletal Model for Muscle-Driven Simulation of Human Gait. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 63(10), 2068-2079. https://doi.org/10.1109/TBME.2016.2586891

Reinbolt, J. A., Schutte, J. F., Fregly, B. J., Koh, B. Il, Haftka, R. T., George, A. D., & Mitchell, K. H. (2005). Determination of patient-specific multi-joint kinematic models through two-level optimization. Journal of Biomechanics, 38(3), 621-626. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.03.031

Reinschmidt, C., van den Bogert, A. J., Nigg, B. M., Lundberg, A., & Murphy, N. (1997). Effect of skin movement on the analysis of skeletal knee joint motion during running. Journal of biomechanics, 30(7), 729-732. https://doi.org/10.1016/S0021-9290(97)00001-8

Ren, H., & Kazanzides, P. (2012). Investigation of Attitude Tracking Using an Integrated Inertial and Magnetic Navigation System for Hand-Held Surgical Instruments. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 17(2), 210-217. https://doi.org/10.1109/TMECH.2010.2095504

Ren, H., & Kazanzides, P. (2009). Hybrid attitude estimation for laparoscopic surgical tools: A preliminary study. 2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 5583-5586. https://doi.org/10.1109/IEMBS.2009.5333487

Ricci, L., Taffoni, F., & Formica, D. (2016). On the orientation error of IMU: Investigating static and dynamic accuracy targeting human motion. PLoS ONE, 11(9), 1-15. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0161940

Richard, V. (2016). Méthode d'optimisation multi-segmentaire pour l'estimation de la cinématique articulaire : propositions d'amélioration. https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-01400155

Robert-Lachaine, X., Mecheri, H., Muller, A., Larue, C., & Plamondon, A. (2020). Validation of a low-cost inertial motion capture system for whole-body motion analysis. Journal of Biomechanics, 99. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.109520

Robert-Lachaine, X., Mecheri, H., Larue, C., & Plamondon, A. (2017). Accuracy and repeatability of single-pose calibration of inertial measurement units for whole-body motion analysis. Gait and Posture, 54, 80-86. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.02.029

Robert-Lachaine, X., Parent, G., Fuentes, A., Hagemeister, N., & Aissaoui, R. (2020). Inertial motion capture validation of 3D knee kinematics at various gait speed on the treadmill with a double-pose calibration. Gait and Posture, 77, 132-137. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.01.029

Roetenberg, D., Luinge, H., & Slycke, P. (2009). Xsens MVN: Full 6DOF Human Motion Tracking Using Miniature Inertial Sensors. https://www.scienceopen.com/document?vid=53d8baa2-3805-4463-9cd2-066ce5f37822

Roetenberg, Daniel, Luinge, H., Baten, C., & Veltink, P. (2005). Compensation of Magnetic Disturbances Improves Inertial and Magnetic Sensing of Human Body Segment Orientation. Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, 13, 395-405. https://doi.org/10.1109/TNSRE.2005.847353

Roland, I. (2012). Conception et évaluation des performances d'un microgyromètre vibrant triaxial en GaAS à structure plane.

Roumeliotis, S. I., Sukhatme, G. S., & Bekey, G. A. (1999). Smoother based 3D attitude estimation for mobile robot localization. Proceedings 1999 IEEE International Conference on Robotics and Automation (Cat. No.99CH36288C), 3, 1979-1986 vol.3. https://doi.org/10.1109/ROBOT.1999.770398

Sabatelli, S., Sechi, F., Fanucci, L., & Rocchi, A. (2011). A sensor fusion algorithm for an integrated angular position estimation with inertial measurement units. 2011 Design, Automation Test in Europe, 1-4. https://doi.org/10.1109/DATE.2011.5763273

Sabatini, A M. (2006). Quaternion-based extended Kalman filter for determining orientation by

inertial and magnetic sensing. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 53(7), 1346-1356. https://doi.org/10.1109/TBME.2006.875664

Sabatini, A. M. (2011). Estimating Three-Dimensional Orientation of Human Body Parts by Inertial/Magnetic Sensing. Sensors, 11(2), 1489-1525. https://doi.org/10.3390/s110201489

Salami, F., Wolf, S. I., Simon, J., Leboucher, J., Heitzmann, D. W. W., Dreher, T., & Götze, M. (2020). Estimation of ankle joint parameters in typically developed adults using functional calibration methods. Gait and Posture, 77(June 2019), 95-99. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.01.016

Salehi, S., Mostofi, N., & Bleser, G. (2014). A practical in - field magnetometer calibration method for IMUs. October 2012.

Sancisi, N., & Parenti-Castelli, V. (2011). A sequentially-defined stiffness model of the knee. Mechanism and Machine Theory, 46(12), 1920-1928. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.mechmachtheory.2011.07.006

Sangeux, M. (2015). On the implementation of predictive methods to locate the hip joint centres. Gait & Posture, 42(3), 402-405. https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2015.07.004

Sangeux, M., Peters, A., & Baker, R. (2011). Hip joint centre localization: Evaluation on normal subjects in the context of gait analysis. Gait & Posture, 34(3), 324-328. https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2011.05.019

Sangeux, M., Pillet, H., & Skalli, W. (2014). Which method of hip joint centre localisation should be used in gait analysis? Gait & Posture, 40(1), 20-25. https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2014.01.024

Sauret, C., Pillet, H., Skalli, W., & Sangeux, M. (2016). On the use of knee functional calibration to determine the medio-lateral axis of the femur in gait analysis: Comparison with EOS biplanar radiographs as reference. Gait & Posture, 50, 180-184. https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2016.09.008

Schepers, M., Giuberti, M., & Bellusci, G. (2018). Xsens MVN : Consistent Tracking of Human Motion Using Inertial Sensing. Xsens Technologies, March, 1-8. https://www.researchgate.net/publication/324007368

Schwartz, M. H., Trost, J. P., & Wervey, R. A. (2004). Measurement and management of errors in quantitative gait data. Gait & Posture, 20(2), 196-203. https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2003.09.011

Seel, T., Raisch, J. J., & Schauer, T. (2014). IMU-based joint angle measurement for gait analysis. Sensors (Basel, Switzerland), 14(4), 6891-6909. https://doi.org/10.3390/s140406891

Selbie, W. S., & Brown, M. J. (2017). 3D Dynamic Pose Estimation from Marker- Based Optical Data. Handbook of Human Motion. https://doi.org/10.1007/978-3-319-30808-1

Shcheglov, K., Evans, C., Gutierrez, R., & Tang, T. K. (2000). Temperature dependent characteristics of the JPL silicon MEMS gyroscope. 2000 IEEE Aerospace Conference. Proceedings (Cat. No.00TH8484), 1, 403-411 vol.1. https://doi.org/10.1109/AERO.2000.879420

Silaghi, M.-C., Plänkers, R., Boulic, R., Fua, P., & Thalmann, D. (1998). Local and Global Skeleton Fitting Techniques for Optical Motion Capture. In N. Magnenat-Thalmann & D. Thalmann (Éd.), Modelling and Motion Capture Techniques for Virtual Environments (p. 26-40). Springer Berlin Heidelberg.

Simon, J., Doederlein, L., McIntosh, A. S., Metaxiotis, D., Bock, H. G., & Wolf, S. I. (2006). The Heidelberg foot measurement method: Development, description and assessment. Gait and

Posture, 23(4), 411-424. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.07.003

Simon, S. R. (2004). Quantification of human motion: gait analysis—benefits and limitations to its application to clinical problems. Journal of Biomechanics, 37(12), 1869-1880. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.02.047

Simonetti, E. (2020). Contribution to the development and validation of wearable-sensor-based methodologies for gait assessment and rehabilitation of people with lower-limb amputation.

Sinclair, J., Hebron, J., & Taylor, P. J. (2015). The test-retest reliability of knee joint center location techniques. Journal of Applied Biomechanics, 31(2), 117-121. https://doi.org/10.1123/JAB.2013-0312

Soussé, R., Verdú, J., Jauregui, R., Ferrer-Roca, V., & Balocco, S. (2019). Non-rigid alignment pipeline applied to human gait signals acquired with optical motion capture systems and inertial sensors. Journal of Biomechanics, 98. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.109429

Stagni, R., Fantozzi, S., Cappello, A., & Leardini, A. (2005). Quantification of soft tissue artefact in motion analysis by combining 3D fluoroscopy and stereophotogrammetry: A study on two subjects. Clinical Biomechanics, 20(3), 320-329. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2004.11.012

Stops, A., Wilcox, R., & Jin, Z. (2012). Computational modelling of the natural hip: a review of finite element and multibody simulations. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 15(9), 963-979. https://doi.org/10.1080/10255842.2011.567983

Studenski, S., Perera, S., Patel, K., Rosano, C., Faulkner, K., Inzitari, M., Brach, J., Chandler, J., Cawthon, P., Connor, E. B., Nevitt, M., Visser, M., Kritchevsky, S., Badinelli, S., Harris, T., Newman, A. B., Cauley, J., Ferrucci, L., & Guralnik, J. (2011). Gait Speed and Survival in Older Adults. JAMA, 305(1), 50. https://doi.org/10.1001/jama.2010.1923

Sutherland, D., & Hagy, J. (1972). Measurement of gait movements from motion picture film (J. B. J. Surg (éd.)).

Syed, Z. F., Aggarwal, P., Goodall, C., Niu, X., & El-Sheimy, N. (2007). A new multi-position calibration method for {MEMS} inertial navigation systems. Measurement Science and Technology, 18(7), 1897-1907. https://doi.org/10.1088/0957-0233/18/7/016

Tadano, S., Takeda, R., & Miyagawa, H. (2013). Three dimensional gait analysis using wearable acceleration and gyro sensors based on quaternion calculations. Sensors (Basel, Switzerland), 13(7), 9321-9343. https://doi.org/10.3390/s130709321

Takeda, R., Tadano, S., Natorigawa, A., Todoh, M., & Yoshinari, S. (2009). Gait posture estimation using wearable acceleration and gyro sensors. Journal of Biomechanics, 42(15), 2486-2494. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.07.016

Takeda, R., Tadano, S., Todoh, M., Morikawa, M., Nakayasu, M., & Yoshinari, S. (2009). Gait analysis using gravitational acceleration measured by wearable sensors. Journal of Biomechanics, 42(3), 223-233. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.10.027

Tamburini, P., Storm, F., Buckley, C., Bisi, M. C., Stagni, R., & Mazzà, C. (2018). Moving from laboratory to real life conditions: Influence on the assessment of variability and stability of gait. Gait & Posture, 59, 248-252. https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2017.10.024

Tao, W., Liu, T., Zheng, R., Feng, H., Tao, W., Liu, T., Zheng, R., & Feng, H. (2012). Gait Analysis Using Wearable Sensors. Sensors, 12(2), 2255-2283. https://doi.org/10.3390/s120202255

Thouzé, Arsène, Monnet, T., Begon, M., & Pain, M. T. G. (2010). Determination of optimal placements of markers on the thigh during walking and landing. EPJ Web of Conferences, 6.

https://doi.org/10.1051/epjconf/20100621005

Thouzé, Arsène. (2013). Méthode numérique d'estimation du mouvement des masses molles. http://www.theses.fr/2013POIT2326/document

Torino, P. D. I. (2021). Using IMUs for the assessment of knee flex-extension angle in presence of soft tissue artefacts. March.

Troje, N. F. (2002). Decomposing biological motion: a framework for analysis and synthesis of human gait patterns. Journal of Vision, 2(5), 371-387. https://doi.org/10.1167/2.5.2

van den Noort, J. C., Ferrari, A., Cutti, A. G., Becher, J. G., & Harlaar, J. (2013). Gait analysis in children with cerebral palsy via inertial and magnetic sensors. Medical & Biological Engineering & Computing, 51(4), 377-386. https://doi.org/10.1007/s11517-012-1006-5

van den Noort, Scholtes, V. A., & Harlaar, J. (2009). Evaluation of clinical spasticity assessment in Cerebral palsy using inertial sensors. Gait and Posture, 30(2), 138-143. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.05.011

Vargas-Valencia, L. S., Elias, A., Rocon, E., Bastos-Filho, T., & Frizera, A. (2016). An IMU-to-Body Alignment Method Applied to Human Gait Analysis. Sensors (Basel, Switzerland), 16(12). https://doi.org/10.3390/s16122090

Viehweger, E., Bérard, C., Berruyer, A., & Simeoni, M. C. (2007). Bilan articulaire des membres inférieurs d'un enfant atteint d'une infirmité motrice cérébrale. Annales de Readaptation et de Medecine Physique, 50(4), 258-265. https://doi.org/10.1016/j.annrmp.2007.02.004

Waldstein, W., Bou Monsef, J., Buckup, J., & Boettner, F. (2013). The value of valgus stress radiographs in the workup for medial unicompartmental arthritis. Clinical Orthopaedics and Related Research, 471(12), 3998-4003. https://doi.org/10.1007/s11999-013-3212-3

Wall, J. H., & Bevly, D. M. (2006). Characterization of Inertial Sensor Measurements for Navigation Performance Analysis. Proceedings of the 19th International Technical Meeting of the Satellite Division of The Institute of Navigation (ION GNSS 2006), 2678-2685.

Watanabe, T, Murakami, T., & Handa, Y. (2013). Preliminary tests of a prototype FES control system for cycling wheelchair rehabilitation. 2013 IEEE 13th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), 1-6. https://doi.org/10.1109/ICORR.2013.6650484

Watanabe, Takashi, Saito, H., Koike, E., & Nitta, K. (2011). A preliminary test of measurement of joint angles and stride length with wireless inertial sensors for wearable gait evaluation system. Computational Intelligence and Neuroscience, 2011. https://doi.org/10.1155/2011/975193

Welch, G. (2009). HISTORY: The use of the Kalman filter for human motion tracking in virtual reality. Presence, 18, 72-91. https://doi.org/10.1162/pres.18.1.72

Wong, W. Y., Wong, M. S., & Lo, K. H. (2007). Clinical applications of sensors for human posture and movement analysis: A review. Prosthetics and Orthotics International, 31(1), 62-75. https://doi.org/10.1080/03093640600983949

Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., D'Lima, D. D., Cristofolini, L., Witte, H., Schmid, O., & Stokes, I. (2002). ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. Journal of Biomechanics, 35(4), 543-548. https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00222-6

Zhou, Z., Lin, J., Ma, H., Jiang, B., & Li, Z. (2018). Smart KneeBrace for osteoarthritis patients' gait analysis: correlations of motion capture and physical function parameters, pain, self-reported questionnaires. Osteoarthritis and Cartilage, 26, S382-S383.

https://doi.org/10.1016/j.joca.2018.02.748

Résumé

L'analyse du mouvement humain est un paramètre clé pour comprendre les différentes problématiques de la locomotion humaine. Qui plus est, il est nécessaire que ces analyses soient effectuées dans l'environnement habituel de l'activité, pour être au plus proche de la locomotion réelle. L'essor de la miniaturisation des capteurs et des technologies sans fil a permis d'offrir la possibilité d'utiliser les centrales inertielles utilisables sur le terrain. Mais différentes problématiques existent encore pour obtenir la cinématique des membres inférieurs avec les centrales inertielles. Ainsi cette thèse a pour objectif d'aborder ces différentes problématiques pour apporter des méthodologies de résolution et des recommandations.

La première étude de ce manuscrit aborde une comparaison des différents calibrages centrale-à-segment. Le calibrage centrale-à-segment consiste à définir le passage entre l'orientation de la centrale inertielle, fixée sur la peau, et l'orientation du segment sous-jacent. La justesse de cette étape est primordiale pour obtenir la cinématique des membres inférieurs. Pour ce faire, nous proposons une méthode sélectionnée sur différents critères, la justesse, la répétabilité et facilité de réalisation de cette méthode. Nous avons mis en avant une méthode qui valide ces critères au mieux et ne demande que deux postures et un dispositif simple. Mais la cinématique obtenue reste entachée d'erreurs qui pourraient être dues à la présence d'artefacts de tissus mous. Les tissus mous impliquent un mouvement relatif non constant entre la centrale à la surface de la peau et le segment sous-jacent engendré par la présence de contractions musculaires, de tissus adipeux et le mouvement de tous les organes internes.

C'est pourquoi dans une seconde partie nous étudions la possibilité de diminuer des effets par l'intermédiaire de l'optimisation multisegmentaire. Cette optimisation a pour but de modéliser les segments osseux, les articulations et les centrales inertielles pour obtenir la cinématique à partir de ce modèle. Pour évaluer l'effet de ces optimisations nous comparons donc deux propositions l'une propriétaire où nous n'avons accès à aucun élément de l'optimisation et l'autre *opensource* ou nous connaissons les différentes étapes et pouvons donc améliorer le processus d'optimisation. Ainsi nous avons pu mettre en avant la nécessité de bien paramétrer le modèle derrière l'optimisation pour obtenir un apport significatif de l'optimisation multisegmentaire.

Enfin, en dernière partie, nous proposons d'appliquer la méthodologie de traitement de la cinématique articulaire sur une population pathologique. Ainsi, en collaboration avec le laboratoire de cinésiologie Willy Taillard des Hôpitaux Universitaires de Genève et de l'Université de Genève nous avons pu intégrer la méthodologie à des analyses quantifiées de la marche classiques sur leurs patients. Nous avons pu mettre en avant

1- Que le calibrage centrale-à-segment choisi précédemment est particulièrement adapté aux populations pathologiques.
2- Que nous sommes capables d'obtenir un profil cinématique dans le plan sagittal acceptable pour le suivi de patients.

En conclusion, cette thèse propose un processus méthodologique pour obtenir la cinématique des membres inférieurs avec des centrales inertielles et des recommandations pour développer des analyses de la cinématique en milieu écologique.

Mots clés : Centrales inertielles, calibrage centrale-à-segment, cinématique articulaire, optimisation multisegmentaire

Abstract

The human movement analysis is a key parameter to understand the different issues of human locomotion. Furthermore, it is necessary to analyse the movement in the usual activities' environment to be closer to real locomotion. The uptake of sensors' miniaturisation and wireless technologies allows using inertial sensors in situ. But different challenges still exist to obtain lower limb kinematics. In this way, this thesis aims to raise these issues to suggest methodologies and recommendations.

Consequently, the first study of this thesis compares different sensors to segment calibrations. The sensor to segment calibration consists of defining the transformation between the inertial sensors, fixed on skin, and the orientation of the underlying segment. The accuracy of this step is essential to obtain the lower limb kinematics and evaluate in this part. For this purpose, we suggest a methodology selected from different criteria, the accuracy, the repeatability and the convenience of the method. We put forward one method which validates these criteria as best and requires only two postures and a simple device. However, the kinematics obtained remain marred by errors that could be due to soft tissue artefacts. Soft tissue artefacts involve a non-constant relative motion between the inertial sensor on skin and the underlying segment generated by the presence of muscle contractions, tissues and the motion of all internal organs.

This is why in the second part we explore the possibility of reducing the soft tissue artefacts through multi-segmental optimisation. This optimisation aims to modelling the bone segments, the joints and the inertial sensors to obtain the kinematics from this model. To evaluate the effect of these optimisations we compare two methods, one proprietary where we have no access to any element of the optimisation and the other open source where we know the different steps and can therefore improve the optimisation process. Thus, we have been able to highlight the necessity to correctly parameterise the model behind the optimisation to obtain a significant contribution from the multi-segment optimisation.

Finally, in the last part we propose to apply the methodology to obtain kinematics on a pathological population. Thus, in collaboration with Kinesiology Laboratory from Geneva university Hospital and University of Geneva we have been able to integrate the methodology to classical clinical gait analysis on their patients. We have been able to show that the sensor to segment calibration chosen previously is particularly adapted to pathological populations. And that we are able to obtain acceptable kinematic profiles in the sagittal plane for the follow-up of patients.

In conclusion, this thesis suggests a methodological process to obtain the kinematics of the lower limbs with inertial units and recommendations to develop kinematic analyses in an ecological environment.

Key words: Inertial sensors, sensor to segment calibration, kinematics, multibody optimisation