



HAL
open science

Recherche en analyse du mouvement et applications cliniques

Laetitia Fradet

► To cite this version:

Laetitia Fradet. Recherche en analyse du mouvement et applications cliniques. Sciences de l'ingénieur [physics]. Université de Poitiers, 2019. <tel-04033777>

HAL Id: tel-04033777

<https://hal.science/tel-04033777v1>

Submitted on 17 Mar 2023

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire HAL, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



Distributed under a Creative Commons CC BY 4.0 - Attribution - International License



Habilitation à Diriger des Recherches

Spécialité : Biomécanique et Bio-ingénierie

**Recherche en analyse du mouvement et
applications cliniques.
Du laboratoire vers l'ambulatoire.**

Présentée devant l'Université de Poitiers par

Laetitia FRADET

Le 18/10/2019

JURY

Mme Laurence Chèze	Université Claude Bernard Lyon 1	Rapporteurs
Mme Hélène Pillet	Arts et Métiers ParisTech	
Mr Philippe Pudlo	Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis	
Mr Raphaël Dumas	IFSTTAR Lyon	Examineurs
Mr Patrick Lacouture	Université de Poitiers	
Mr Frédéric Marin	Université de Technologie de Compiègne	
Mr Philippe Rigoard	Centre Hospitalier Universitaire de Poitiers	

Remerciements

Je vais tout naturellement commencer par remercier les membres du jury Mme Laurence Chèze, Mme Hélène Pillet, Mr Philippe Pudlo, Mr Raphaël Dumas, Mr Philippe Rigoard, Frédéric et Patrick. Vous constituez mes références en recherche et suis donc très honorée que vous ayez accepté de faire partie de ce jury sans hésitation. D'autant plus que pour « récompense », vous vous retrouvez avec ce petit manuscrit comme roman d'été. J'essaierai de me faire pardonner par un pot d'HDR digne de ce nom.

Ces remerciements vont finir par être aussi longs que des remerciements suivant la remise d'un César (la statuette et la robe de cocktail en moins) mais j'ai beaucoup de personnes à remercier. Il m'a été recommandé de ne pas y faire allusion sur ma page de garde comme cela était initialement le cas mais je considère que cette habilitation doit à chacune de mes expériences passées en recherche et donc à toutes les personnes avec qui il m'a été donné de travailler. Et ça fait beaucoup.

Je commencerai par le Pr Patrick Villechaise qui travaille de l'autre côté de la rue à l'ENSMA. C'est en effet dans son laboratoire que j'ai effectué un stage d'initiation à la recherche portant sur la caractérisation d'un acier austéno-ferritique par EBSD. Si la thématique ne semble pas forcément le présager, ce stage a été une expérience fantastique faite de potions magiques, de polissage et de manipulation d'appareils de haute technologie. Merci donc à Mr Villechaise de m'avoir fait découvrir un monde qui m'était totalement inconnu et de m'avoir donné le virus.

A Rennes, outre les très bons moments passés avec mes collègues biomécaniciens et physios (je ne vous nomme donc pas, vous êtes trop nombreux mais je prends toujours un grand plaisir à vous revoir à Llança, Rouen, Paris, Poitiers, Tripoli ou ailleurs excepté HZ) j'ai bien retenu que la logique, la rigueur et la forme étaient importantes pour faire passer un message scientifique. Je reconnais peut-être aussi tardivement des vertus aux fameuses réunions du jeudi en reconnaissant qu'elles favorisent le sentiment d'appartenance à une équipe. Merci donc à vous tous (permanents et anciens camarades doctorants).

Passer de 363 jours de pluie par an en Bretagne à 2 en Arizona est assez similaire en termes de décalage (d'un point de vue de l'organisation et de la conception d'un laboratoire) que de passer du LPBEM au laboratoire du Pr Dounskaia. Malgré ce grand changement, ce fut encore une très belle expérience. Natalia, vous m'avez donné ma chance et je n'oublie pas ce que vous avez fait à mon arrivée en Arizona. Vous m'avez « juste » hébergée, nourrie, habillée (petit problème de bagages) et motorisée. Et puis vous m'avez permis de travailler pour la première fois sur une population pathologique.

Le contraste fut également important entre l'Arizona et le Baden Württemberg. Passer d'une incitation à renoncer à 2 semaines de vacances à une incitation à poser 2 mois consécutifs (petite pensée émue pour Herr Kroll) est à ce titre assez illustratif. En fait, je ne sais pas s'il me faut vraiment remercier Sebastian pour le temps passé à Heidelberg. En effet, le retour en France a été quelque peu délicat après cela. C'est donc avec une nostalgie parfois teintée de frustration que je repense à cette expérience allemande. En effet, travailler au sein même d'un hôpital, le bureau ouvert aux patients et médecins, a été particulièrement stimulant. Chacun de nos travaux devait avoir une utilité directe pour ces patients et médecins. S'il y a frustration, c'est que je n'ai pas pour l'instant retrouvé ce lien aussi étroit avec le milieu clinique. Et puis, humainement, au Ganglabor, vous êtes tous d'une telle gentillesse, tellement bienveillants qu'il n'est pas évident de retrouver une ambiance de travail aussi agréable.

Frédéric, je sais ce que je te dois. Nico et Khalil aussi sans doute. Tu continues de nous suivre et de nous soutenir alors que nous n'avons travaillé ensemble que sur une courte période (pour Nico et moi). C'est assez amusant d'ailleurs de savoir que l'on peut s'entendre alors que l'on partage une vision si différente de voir ou de faire les choses (je garde un souvenir amusé de nos corrections respectives d'articles) Mais, justement, il est très appréciable d'avoir cette « perspective contraire ». Ces coups de fil ou ces e-mails « positivistes » quand je rumine un problème quelconque sont également bien apaisants.

Ce n'est pas seulement pour le plaisir d'écrire que j'ai eu un plan à Troyes pendant trois mois que je mentionne ce court passage à l'UTT. Mr Duchêne, merci aussi à vous pour votre gentillesse et pour m'avoir fait partager votre expérience dans la constitution de projets et l'organisation de réseaux.

Voilà depuis maintenant 7 ans que je suis à Poitiers. C'est mon record et je n'ai pas vu le temps passé... Alors merci à vous mes chers collègues de me supporter depuis si longtemps. Merci à Patrick (on a souvent des avis différents mais cela ne me gêne pas si l'argumentation finie par me convaincre ; ok, c'est rare), Floren (avec qui nous re-faisons le monde), Tony (et son flegme quand je râle), Arnaud (copain de bureau et de chocolat), Arnaud (qui parvient à écouter très stoïquement mes plaintes et merci pour la relecture), Mathias (et nos échanges sur l'enseignement et les livres, plus que 837 pages et j'ai fini le premier tome) et Mathieu (mon camarade d'expériences étrangères et de soirées) pour ceux que j'embête le plus au quotidien. Et merci à mes collègues de Rob, de P' et de l'UP. Pensée spéciale à Christel et Mr Jabber puisque je mentionne notre projet dans cette HDR. On croise les doigts pour les patients et les financements.

Nous savons tous que nos travaux de recherche avancent notablement grâce aux étudiants. Alexis et David, mes deux premiers doctorants si différents, merci à vous. Bon j'admets qu'écrire une HDR après avoir encadré une thèse sur les capteurs inertiels et une autre sur les positions d'accouchement n'a pas été des plus aisés. Alexis, nous savons tous que tu as toutes les qualités pour devenir un brillant scientifique alors, n'hésite pas. David, c'est assez amusant de voir que tu es passé de doctorant à chef d'équipe de recherche aussi aisément et rapidement. J'espère que tu penseras à ta « directrice » de

thèse quand tu monteras ton projet européen. Par ailleurs, le banc nous attend avec Mathieu le soir de la soutenance (espérons que Patrick ait encore pensé au verre).

Léonie, tu commences tout juste alors je ne vais pas te mettre la pression mais merci par avance !

A tous les doctorants et étudiants qui ne font parfois que passer. C'est quand même dur de vous voir partir, on s'attache... alors n'oubliez pas de nous donner de vos nouvelles. Et si c'est bien volontaire, merci à vous de laisser systématiquement les vieux permanents gagner nos oppositions sportives.

Enfin, je vais terminer par remercier mes amis hors travail et ma famille (y compris ceux qui ne sont plus là). Bon, la probabilité que vous lisiez ces lignes est proche du néant mais on va dire que c'est l'intention qui compte. Désolée, je n'ai pas été très présente ces derniers temps. Promis, ce ne sera plus le cas dès que l'HDR aura été soutenue. Enfin, peut-être qu'il faudra attendre le congrès. Quoiqu'après il y aura beaucoup d'enseignements (mais comment font les autres pour tout si bien concilier !?!). Bref, désolée et comme le dirait la famille de ma belle-fille, merci d'être vous ! Vous ne vous rendez pas forcément compte et je ne le dis pas assez combien ces moments passés avec vous sont importants et permettent de relativiser les « problèmes de boulot ». Ah et merci pour vos envois de photos de festins, soirées et piscines alors que j'étais à mon bureau en train de rédiger ce manuscrit. Cela a été une source de motivation non négligeable pour finaliser ce travail...

Sommaire

Sommaire	1
Table des figures	4
Liste des tableaux	7
Avant-propos	9
Chapitre 1 : Introduction	11
1.1 L'analyse du mouvement humain, positionnement du problème	11
1.2 Intérêt de l'analyse du mouvement humain dans le cadre clinique	13
1.3 Objectifs scientifiques, thématiques de recherche pour l'analyse du mouvement dans le cadre clinique	15
1.4 Besoins, contraintes de l'analyse du mouvement à des fins cliniques	16
1.4.1 Niveau d'observation	17
1.4.2 Contraintes liées à l'environnement, la population observée	17
1.4.3 Mesures ambulatoires	17
1.4.4 Simplification des méthodologies	18
1.5 Résumé de l'introduction	18
Chapitre 2 : Contributions antérieures à l'analyse du mouvement dans un cadre clinique	19
2.1 Travaux portant sur la compréhension des dysfonctions du système neuro-musculo-squelettique	19
2.1.1 Atteintes de la coordination des mouvements multi-segmentaires chez les sujets âgés et Parkinsoniens	19
2.1.2 Origine du syndrome d'impingement de l'épaule chez les sujets paraplégiques	21
2.1.3 Analyse des positions d'accouchement, prévention des dystocies mécaniques	23
2.2 Travaux portant sur l'évaluation de prise en charge	24
2.2.1 Effet d'un nouveau type de pied prothétique sur la marche de sujets amputés transtibiaux	24
2.3 Apports méthodologiques	25
2.3.1 Caractérisation de la posture d'enfants paralysés cérébraux par l'analyse de la pression d'interface	25
2.3.2 Caractérisation de l'activité physique par capteurs inertiels	26
2.3.3 Analyse du mouvement par capteurs inertiels, mise au point des méthodologies	27
2.4 Bilan	28

Chapitre 3 : Méthodologie pour l'analyse du mouvement dans le cadre d'applications cliniques. Où en est-on en 2019 ?	31
3.1 Cinématique articulaire : définitions et recommandations	32
3.1.1 Recommandations de l'ISB pour la hanche et le genou	32
3.1.2 Cinématique de la cheville et du pied	35
3.2 Cinématique articulaire : appareils de mesure et méthodologies associées	36
3.2.1 Imagerie médicale	36
3.2.2 Systèmes optoélectroniques	41
3.2.3 Systèmes vidéo sans marqueurs	50
3.2.4 Dispositifs embarqués	56
3.3 Mesure des forces	72
3.3.1 Capteurs de force	73
3.3.2 Plateformes de force	73
3.3.3 Mesure de la réaction du sol en embarquée	75
3.4 Bilan	76
Chapitre 4 : Projet de recherche; Du laboratoire vers l'ambulatoire	79
4.1 Analyse du mouvement par capteurs embarqués	80
4.1.1 Analyse cinématique du mouvement par capteurs inertiels	82
4.1.2 Dynamique du mouvement par capteurs embarqués	91
4.2 Coordination, contrôle du mouvement	91
4.2.1 Quantification de la coordination et du contrôle du mouvement	91
4.2.2 Mise en œuvre dans le cadre des troubles du spectre autistique	92
4.3 Autre projet collaboratif : la mesure sans marqueurs	95
Chapitre 5 : Curriculum vitae	97
5.1 Parcours professionnel	97
5.2 Activités d'encadrement	98
5.2.1 Co-encadrement de thèses	98
5.2.2 Co-encadrement de thèses de médecine	98
5.2.3 Encadrement de Masters	98
5.3 Enseignement	99
5.3.1 Résumé des interventions depuis 2012	99
5.3.2 Responsabilités	100
5.3.3 Montage de formations	100
5.4 Activités d'animation et de rayonnement	100
5.4.1 Organisation de colloques et congrès	100
5.4.2 GT biomécanique	101
5.4.3 Chaire universitaire de recherche et d'enseignement Sport Santé Bien-Être	101
5.4.4 Participation à des comités de sélections et expertises	101
5.5 Mandats électifs	101
5.6 Collaborations, projets	102
5.6.1 Santé, médicale	102
5.6.2 Projets collaboratifs financés	102

Chapitre 6 : Production scientifique	105
6.1 Synthèse de la production	105
6.2 Production scientifique par catégorie	106
6.2.1 Articles à comité de lecture de rang A	106
6.2.2 Articles à comité de lecture de rang B	108
6.2.3 Communications orales	109
6.2.4 Communications affichées	111
6.2.5 Séminaires/symposiums	112
6.2.6 Colloques, vulgarisation scientifique	112
Annexes	113
Annexe 1 : Tableau des capteurs inertiels commercialisés pour l'analyse du mouvement en 2018.	113
Annexe 2 : Détails des travaux menés sur le calibrage anatomique	115
Bibliographie	123

Table des figures

Figure 1 : Schématisation du processus aboutissant à la réalisation d'un mouvement volontaire effectué par le système neuro-musculo-squelettique.	11
Figure 2 : Modélisation du corps humain en analyse du mouvement.....	13
Figure 3 : Du système neuro-musculo-squelettique au mouvement, approche mécanique.....	15
Figure 4 : Apports scientifiques de l'analyse du mouvement dans le cadre de dysfonctions du système neuro-musculo-squelettique.....	16
Figure 5: Protocole d'analyse des tâches de pointer.....	20
Figure 6: Modélisation musculo-squelettique du mouvement d'un sujet paraplégique.....	22
Figure 7: Protocole pour l'analyse des effets d'un nouveau type de pied prothétique sur la marche de sujets amputés transtibiaux.....	24
Figure 8 : Caractérisation de la rotation transverse du bassin par l'analyse des pressions.....	25
Figure 9: Coordinations typiques relevées pour la marche, la course et le pédalage entre les accélérations verticales des cuisses droite et gauche.....	26
Figure 10 : Algorithme proposé pour reconnaître les activités aérobies à partir des coordinations de référence.	27
Figure 11 : Définition des repères segmentaires pour la caractérisation de la cinématique aux articulations de la hanche et de genou d'après l'article de Grood et Suntay et les recommandations de l'ISB.....	33
Figure 12 : Définition des repères segmentaires pour la caractérisation de la cinématique du complexe articulaire de la cheville d'après les recommandations de l'ISB.	35
Figure 13 : Système d'imagerie radiographique dynamique monté sur portique.....	39
Figure 14 : Représentation schématique du dispositif proposé par Niu et al. [45] pour l'acquisition de la cinématique du complexe tibio-fémoral par ultrason.....	41
Figure 15 : Procédure de capture du mouvement sans marqueurs basés sur les algorithmes génératif ou discriminatif.	51
Figure 16 : angles à la cheville, genou et hanche à deux vitesses de marche (A) 1.3 m/s et (B) 1.6 m/s. les courbes représentent les moyennes des angles obtenues et l'intervalle de confiance à 90 pour le système optoélectronique et la Kinect..	54
Figure 17 : a) système de navigation inertielle du Missile S3 (Musée de l'Air et de l'Espace, Paris Le Bourget) ; b) capteur inertielle LN-200 (Northrop Grumman).	57
Figure 18: Etapes de l'analyse du mouvement par capteurs inertiels. Illustration extraite de la thèse d'A.Nez.	58

Figure 19 : illustration de l'obtention de la rotation à l'aide de la mesure inertielle.....	59
Figure 20 : Schématisation d'un filtre de Kalman.....	60
Figure 21 : Comparaison des erreurs d'orientation (RMSE sur l'angle du quaternion représentant la rotation permettant de passer de la mesure de référence à l'orientation obtenue) pendant un mouvement d'une durée de 10min avec en haut quatre paramétrages différents des filtres de Kalman, avec les valeurs obtenues pour les mouvements lents, les mouvements intermédiaires et rapides et avec un filtre de Kalman adaptatif. En bas, l'erreur sur l'orientation obtenue par le filtre de Kalman adaptatif est comparée avec celle obtenue à l'aide de l'algorithme fabriquant. L'orientation obtenue à l'aide d'un système optoélectronique servait de référence.	61
Figure 22 : A gauche, schématisation d'un observateur non-linéaire pour l'obtention de l'orientation à partir de mesures inertielles. A droite, comparaison des performances d'un observateur non-linéaire (CF) et d'un filtre de Kalman (SF) par rapport à l'intégration directe de la vitesse angulaire (INT) lors d'une tâche de locomotion..	64
Figure 23 : A gauche, méthode d'alignement « physique » des capteurs inertiels par rapport aux segments proposée par [162]. A droite, illustration de la position des axes longitudinaux et des axes de capteurs inertiels placés en surface du segment sur une image EOS (AJC , KJC et HJC représentent les centres articulaires de la cheville, du genou et de la hanche).....	65
Figure 24 : A gauche, définition des repères segmentaires pendant la T-pose (Xsens, base.xsens.com) ; à droite, représentation des axes longitudinaux de la cuisse et du tibia sur une image EOS.	66
Figure 25 : Cinématique articulaire obtenue pour un sujet sain à l'aide du protocole Outwalk et des capteurs inertiels Xsens (en jaune) et du protocole CAST et d'un système optoélectronique (en bleu).....	71
Figure 26 : Tapis roulant équipé de plateforme de forces et de surface irrégulière.	75
Figure 27 : Chaussure instrumentée de capteurs de force..	76
Figure 28 : Place du projet de recherche au sein des thématiques scientifiques relatives à l'analyse du mouvement dans le cadre de dysfonctions du système neuro-musculo-squelettique.	80
Figure 29 : Banc d'essai pour tester les méthodologies associées aux capteurs inertiels.....	82
Figure 30 : Erreur sur l'axe fonctionnel obtenu pour les différents mouvements de calibrage proposés.	86
Figure 31 : Erreur quadratique moyenne entre la cinématique obtenue à l'aide de la méthode de référence et à l'aide des capteurs inertiels dans le plan sagittal au bassin, hanche, genou et cheville pour deux cycles de marche, course et pédalage.....	87
Figure 32 : Cinématique des membres inférieurs au cours de deux cycles de marche. La cinématique est obtenue à partir du système optoélectronique et à partir des différentes combinaisons possibles de capteurs inertiels.....	88

Figure 33 : Illustration du rôle de la flexion des cuisses dans l'obtention de la position
d'accouchement optimale.96

Liste des tableaux

Tableau 1 : Forces musculaires moyennes (N) des muscles de l'épaule pour trois activités de préhension et la propulsion en fauteuil.....	22
Tableau 2 : Influence du calibrage et apport de l'identification des paramètres de Kalman sur l'erreur d'orientation (RMSE sur l'angle du quaternion représentant la rotation permettant de passer de la mesure de référence à l'orientation obtenue) pendant trois mouvements d'une durée de 10min réalisée avec une vitesse lente, intermédiaire et rapide [142].	62
Tableau 3 : Caractéristiques techniques des gyroscopes présents dans les capteurs inertiels dédiés à l'analyse du mouvement commercialisés.....	63
Tableau 4 : Maturité de traitement de différents aspects méthodologiques associés aux systèmes d'analyse du mouvement cinématique.....	81
Tableau 5 : Mouvements fonctionnels testés pour calibrer les axes fonctionnels du bassin, de la cuisse, du tibia et du pied.	85
Tableau 6 : Récapitulatif des collaborations et des projets financés depuis le doctorat.....	103

Avant-propos

Pour l'être humain, le mouvement est une caractéristique de la vie. Un corps inanimé, totalement immobile, n'est plus en vie. Le mouvement chez l'être humain peut donc en premier lieu refléter l'accomplissement de fonctions naturelles essentielles comme, par exemple, les mouvements de la cage thoracique témoignent de la respiration.

Mais le mouvement humain est le reflet d'autres facultés très diversifiées. Pour Aristote, l'âme motrice (la volonté et la capacité à se mouvoir) constitue ainsi une fonction essentielle de l'être humain puisqu'elle lui permet de satisfaire des besoins vitaux (se nourrir, se protéger etc.). De nos jours, cette capacité à se mouvoir est considérée comme indispensable à l'être humain car associée à l'accomplissement d'actes de la vie quotidienne mais aussi à la possibilité de satisfaire certains besoins sociaux et personnels. Nous bougeons une ou plusieurs parties du corps pour nous laver ou nous vêtir mais nous nous déplaçons et nous nous mouvons aussi dans le cadre d'activités professionnelles ou de loisirs. Notre indépendance, notre bien-être, notre intégration sociale peuvent donc se retrouver compromis lorsque notre corps ne nous permet plus de nous mouvoir. L'autonomie de l'être humain passe donc par cette capacité à se mouvoir. Et lorsque celle-ci est compromise, il est nécessaire de la recouvrer ou de parvenir à compenser sa perte.

Par ailleurs, dans le cadre de ces activités professionnelles et de loisirs, la capacité que certains peuvent avoir à se mouvoir et le résultat qui en découle peuvent provoquer une certaine fascination. Si l'on pense plus naturellement aux musiciens, danseurs ou autres sportifs pour lesquels l'acte est plus communément associé à l'accomplissement de mouvements, l'expertise d'un artisan ébéniste ou encore d'un chirurgien réside également dans sa gestuelle.

De nombreux domaines scientifiques s'intéressent de ce fait au mouvement humain. Le biomécanicien spécialisé en analyse du mouvement peut donc se retrouver sollicité pour répondre à des problématiques dans des domaines les plus variés comme le sport, l'ergonomie, la robotique, la santé et tous ces autres domaines pour lesquels postures et mouvements du corps revêtent une importance. Il peut analyser les membres inférieurs, les membres supérieurs, et peut même être amené à travailler sur les animaux.

Si j'ai effectivement depuis mon doctorat travaillé sur des projets très divers, mon champ de recherche s'inscrit dans le cadre de l'analyse du mouvement en vue d'applications cliniques. En resserrant encore, depuis quelques années maintenant, ces thématiques de recherche portent majoritairement sur l'analyse de la locomotion.

Dans l'introduction qui suit, je préciserai la problématique liée à mes travaux de recherches et le point de vue suivant lequel j'ai proposé d'aborder cette problématique.

Le deuxième chapitre de ce travail proposera une synthèse des travaux déjà menés.

Le troisième chapitre de ce travail a consisté à faire un état des lieux des méthodologies utilisées pour l'analyse du mouvement des membres inférieurs dans un cadre clinique. Ceci a été choisi afin de faire « d'une pierre deux coups ». En effet, le temps manque souvent pour se maintenir à jour de toutes les avancées dans un domaine aussi vaste que l'analyse du mouvement. Or, ces connaissances sont nécessaires pour être pertinent à la fois dans sa propre thématique de recherche mais aussi dans la construction de projets.

Dans le quatrième chapitre de ce travail, qui peut s'assimiler à mon projet de recherche, les problématiques et perspectives associées à l'analyse du mouvement par capteurs inertiels seront plus particulièrement développées. Il sera aussi question des différents projets envisagés dans le domaine clinique.

Enfin, ce manuscrit sera conclu par un curriculum vitae reprenant mes tâches d'encadrement, d'enseignement, de collaborations ainsi que ma production scientifique.

Bon courage.

Chapitre 1

Introduction

1.1 L'analyse du mouvement humain, positionnement du problème

D'un point de vue mécanique, le mouvement d'un système résulte de l'application d'actions mécaniques (force, couple) à ce système.

Dans le cas du système singulier que constitue le corps humain, le processus impliqué dans la réalisation volontaire du mouvement peut se schématiser par la Figure 1. Ce processus fait intervenir un ensemble d'organes constituant le système locomoteur encore appelé système neuro-musculo-squelettique. Selon ce processus, le système nerveux central qui tient compte de l'environnement externe et de l'état interne du corps humain formule la commande motrice. Celle-ci est transmise via le système nerveux périphérique aux muscles, lesquels vont par leur contraction exercer des forces sur le système squelettique qui provoqueront le mouvement.

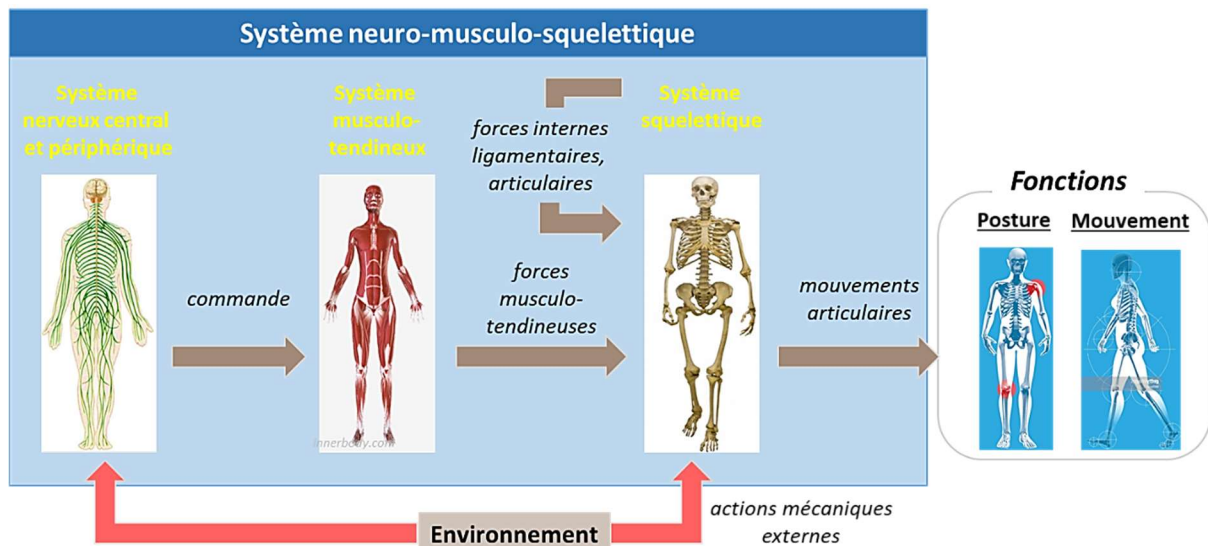


Figure 1 : Schématisation du processus aboutissant à la réalisation d'un mouvement volontaire effectué par le système neuro-musculo-squelettique.

La mécanique est la science qui caractérise les mouvements d'un système physique soumis à des actions mécaniques (forces/couples) internes et externes. L'analyse

mécanique du mouvement humain consiste dans ce cadre en l'étude systématique du mouvement humain par le recueil d'informations quantitatives sur la mécanique du système neuro-musculo-squelettique lors de l'exécution d'une tâche motrice. L'objectif essentiel de l'analyse du mouvement humain est de comprendre, de caractériser la fonction mécanique du système locomoteur pendant l'exécution d'une tâche motrice.

On peut dans certains cas s'attacher à décrire uniquement le mouvement indépendamment de sa cause. Il s'agit alors d'analyse cinématique. Dans les études dynamiques, les forces et moments à l'origine des mouvements sont également investigués. Seulement, ces analyses qu'elles soient cinématiques ou dynamiques se heurtent rapidement au fait que le corps humain -comme celui de tout animal - ne constitue pas une machine comme les autres. L'observation de son comportement *in vivo* comporte ainsi de nombreuses difficultés et contraintes.

La première difficulté pour le biomécanicien concerne la modélisation du corps humain ou de la partie du corps humain qu'il souhaite analyser. En effet, le corps humain est un système complexe contenant près de 206 os, 600 muscles squelettiques auxquels s'ajoutent d'innombrables tissus dont les propriétés mécaniques peuvent venir influencer la réalisation du mouvement. La déformabilité, la forme, l'enchevêtrement de ces différents éléments ajoutent une difficulté supplémentaire lors de la représentation de ce système physiologique en un système physique.

En général, les études portant sur l'analyse du mouvement humain proposent d'appliquer les principes de la mécanique du solide indéformable de sorte que le corps humain est représenté sous la forme d'éléments rigides poly-articulés. En fonction de l'objet de l'étude et du niveau d'observation (macroscopique vs articulaire) la question se pose quant à la définition des éléments rigides (segments vs os), des articulations ainsi que des actions mécaniques (forces/moments externes, forces et moments inter-segmentaires, forces musculaires).

A l'heure actuelle, on peut distinguer deux familles de modélisations principales : la modélisation qualifiée ici de « segmentaire » et la modélisation dite « musculo-squelettique ».

La modélisation « segmentaire » en adoptant un point de vue macroscopique considère les segments du corps humain (pied, avant-bras etc.) comme des solides rigides indépendamment du nombre d'os les constituant. Les forces s'appliquant sur ces solides sont donc tout d'abord les forces externes (poids, réaction du support etc.). Les forces internes (musculo-tendineuses, forces de contact articulaires, forces ligamentaires) sont représentées par l'intermédiaire des forces inter-segmentaires. Les moments des forces internes et en particulier ceux témoignant de l'activation musculaire sont quant à eux considérées par l'intégration d'un moment articulaire résultant aux articulations (voir Figure 2). Même si cette approche a ses limites (le moment articulaire résultant ne représente pas uniquement l'action des muscles, il contient en partie la différence entre les moments correspondant aux forces des muscles agonistes et à celles des muscles

antagonistes au mouvement), cette approche reste encore très largement répandue. Ainsi, dans le domaine clinique, cette modélisation est encore utilisée lors de l'analyse quantifiée de la marche.

Pour la deuxième modélisation dite « musculo-squelettique », les différents os peuvent être représentés ainsi que les complexes musculo-tendineux et les ligaments. Ce type de modèle est généralement privilégié lorsqu'il s'agit d'apprécier les forces de contact aux articulations, les forces musculo-tendineuses ou encore ligamentaires.

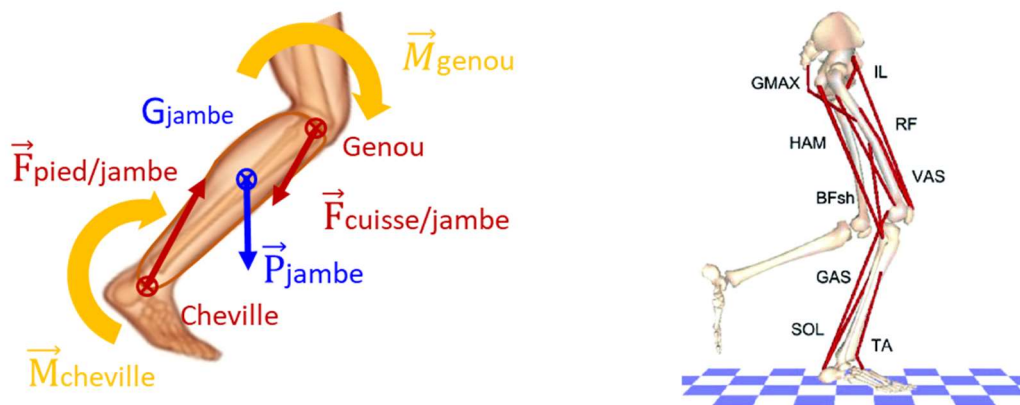


Figure 2 : Modélisation du corps humain en analyse du mouvement. A gauche, illustration de la modélisation appelée dans ce manuscrit « segmentaire », à droite, illustration de la modélisation musculo-squelettique.

Après le choix de la représentation du corps humain, la deuxième difficulté porte sur la connaissance des paramètres d'inertie des éléments rigides ainsi que, dans la deuxième modélisation, des paramètres nécessaires à la modélisation du comportement mécanique des muscles, tendons et ligaments, ces paramètres étant requis pour l'application des lois de la Mécanique. De nombreux travaux portent sur la détermination de ces paramètres et leur personnalisation. Ce sujet ne sera pas développé dans cette HDR.

Enfin, la dernière difficulté porte sur l'objectivation de l'observation. Ceci passe le plus souvent par la caractérisation des actions mécaniques, des mouvements et de l'activité musculaire. En effet, en aucun cas, l'observation ne doit « dégrader » le corps humain or, une partie des phénomènes que l'on souhaiterait observer demeure difficile d'accès car protégée par de nombreux tissus dont la peau.

Par ailleurs, comme évoqué précédemment, le niveau d'observation peut être très différent. Dans certains cas, il s'agira de caractériser les mouvements globaux du corps humain, dans d'autres, il s'agira de définir avec précision les mouvements des os autour des articulations. Les outils de mesure permettant d'accéder à l'un ou l'autre de ces niveaux d'observation ne seront pas les mêmes.

1.2 Intérêt de l'analyse du mouvement humain dans le cadre clinique

De nos jours, les motivations pour l'utilisation de l'analyse du mouvement à des fins cliniques peuvent se résumer en six domaines principaux :

- La compréhension de la réalisation des mouvements sains et pathologiques (ce qui peut être considérée comme de la recherche « fondamentale ») : la compréhension des mécanismes et lois régissant le mouvement humain permet de mieux appréhender leur dysfonctionnement et aussi de permettre l'élaboration de prise en charge ou d'appareillage.
- La compréhension de l'origine des pathologies (ce qui peut aussi être considérée comme de la recherche « fondamentale ») : les travaux portant sur ce domaine cherchent à comprendre les mécanismes aboutissant à des perturbations du système locomoteur.
- L'aide au diagnostic : l'analyse quantifiée du mouvement permet de préciser objectivement la nature mais aussi le degré de déviation d'un mouvement pathologique par rapport à la « norme », c'est-à-dire par rapport à une population ne présentant a priori aucun dysfonctionnement.
- L'évaluation d'une prise en charge/intervention (traitement, opération, rééducation, appareillage) : l'objectif est ici de quantifier les modifications dans le mouvement d'un patient à la suite d'une prise en charge.
- La conception d'appareillages, d'outils de rééducation, de suivi : dans ce cas, l'analyse du mouvement permet de contribuer à la définition du cahier des charges lors de la conception de ces appareils mais aussi de préciser les modalités de contrôle et de retour fourni aux patients qui sont parfois intégrés dans ces dispositifs.
- La prédiction d'intervention : il s'agit ici d'essayer de prédire le résultat d'une intervention sur un patient en tenant compte de ses caractéristiques. Ce dernier objectif est encore largement en phase de développement.

Comme cela a été illustré par la Figure 1, le processus permettant d'aboutir à un mouvement fait intervenir le système neuro-musculo-squelettique, un « système de systèmes » constitué de nombreux organes et éléments du corps humain. L'analyse du mouvement humain s'attachera dans certains cas pour partie à caractériser les déficiences du système neuro-musculo-squelettique proprement dit c'est-à-dire les défauts en termes de commande, de production de force ou d'amplitude de mouvement à une articulation. Dans d'autres, c'est la capacité du système neuro-musculo-squelettique à réaliser une tâche qui sera investiguée.

Dans le premier cas, on cherche à revenir à l'origine du dysfonctionnement du système neuro-musculo-squelettique tandis que dans le second, on se focalise en premier lieu sur la conséquence de ce dysfonctionnement en termes de motricité (Figure 3). Avec la première approche, des tâches simples faisant intervenir un membre isolé du corps humain sont souvent proposées. Dans l'autre, un mouvement correspondant à une activité de la vie quotidienne sert de support. Les tests d'évaluation des capacités musculaires sur machine isocinétique sont la parfaite illustration de la première approche tandis que l'analyse quantifiée de la marche est un exemple de la deuxième approche.

En clinique, la seconde approche est souvent privilégiée et ce, pour plusieurs raisons :

- Le système neuro-musculo-squelettique a pour fonction la réalisation de mouvement
- Il apparaît assez intuitif d'évaluer ce système par son efficacité à réaliser sa fonction principale
- L'autonomie de l'être humain passe par leur capacité à se mouvoir et la volonté des cliniciens est au minima d'assurer l'autonomie de leur patient quand la déficience est irréversible
- L'analyse de la marche a largement contribué à diffuser l'intérêt de l'analyse du mouvement en clinique.

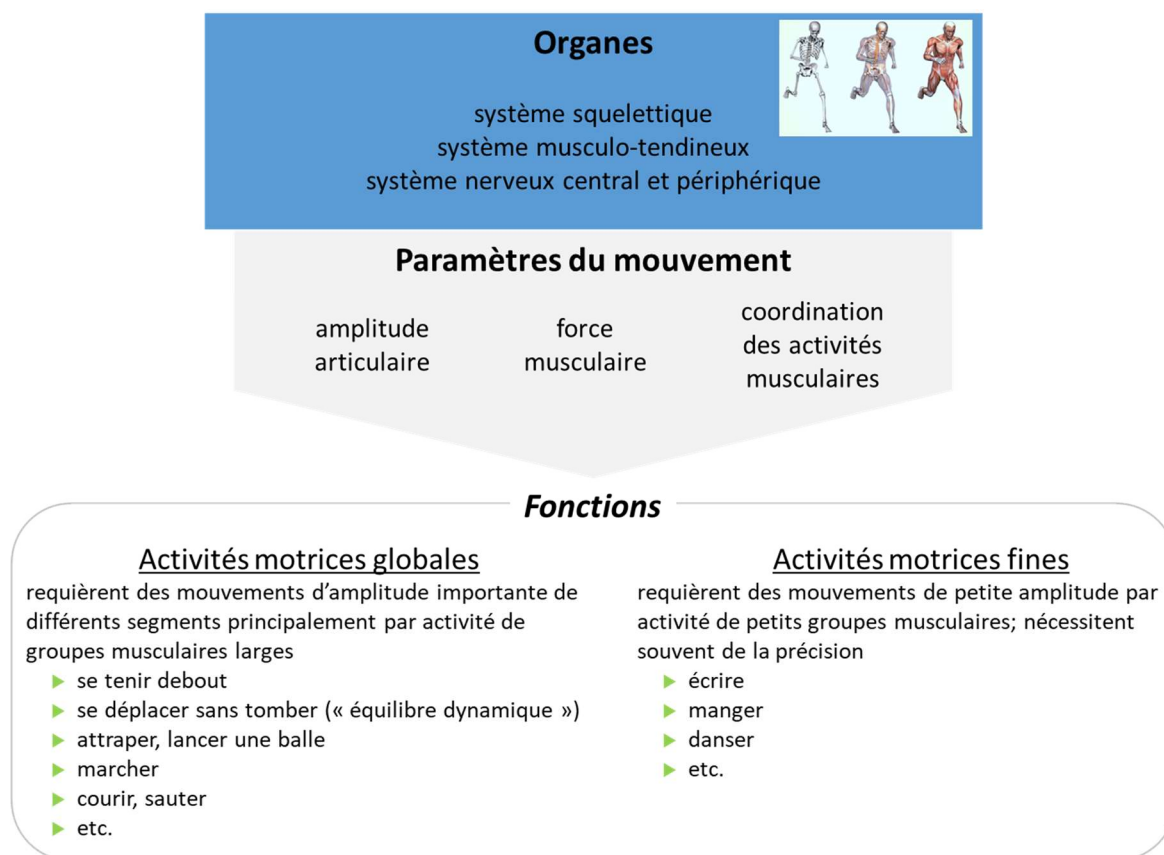


Figure 3 : Du système neuro-musculo-squelettique au mouvement, approche mécanique.

1.3 Objectifs scientifiques, thématiques de recherche pour l'analyse du mouvement dans un cadre clinique

Très schématiquement, en complétant la Figure 3, les objectifs scientifiques des études portant sur l'analyse du mouvement humain peuvent être représentés par la Figure 4. Comme évoqué précédemment, d'un point de vue clinique, les objectifs consistent à mieux comprendre le fonctionnement du système neuro-musculo-squelettique, l'origine de ses dysfonctions, à permettre son évaluation et à préciser les effets d'intervention, d'appareillage ou à contribuer à leur conception.

La contribution des biomécaniciens d'analyse du mouvement schématisée sur la partie droite de la figure se situe également dans la mise en œuvre de méthodologies permettant d'accéder aux données cinématiques, dynamiques et électromyographiques nécessaires à l'accomplissement des objectifs cliniques. Ces méthodologies font appel à des mesures expérimentales, à de la modélisation et simulation.

Un troisième apport du biomécanicien réside dans la proposition de critères et autres indices objectifs permettant de qualifier le mouvement.

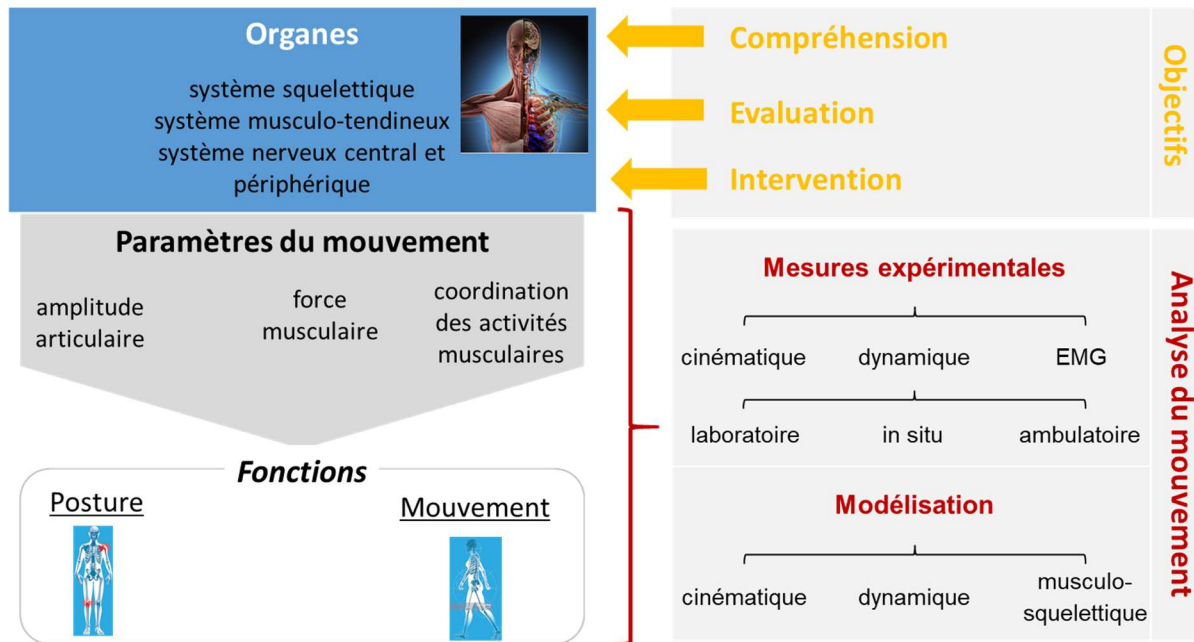


Figure 4 : Apports scientifiques de l'analyse du mouvement dans le cadre de dysfonctions du système neuro-musculo-squelettique.

Dans le cadre de cette HDR, en accord avec mes travaux antérieurs et mon projet de recherche, l'analyse du mouvement sera principalement évoquée par le prisme des mesures expérimentales. De bonnes mesures expérimentales constituent en effet un prérequis essentiel à la modélisation ou encore à la validation de données obtenues par simulation.

1.4 Besoins, contraintes de l'analyse du mouvement à des fins cliniques

Comme l'indique le titre, dans ce paragraphe sont évoqués les besoins et contraintes lors de la mise en œuvre expérimentale de l'analyse du mouvement dans un cadre clinique. Il est à noter que beaucoup des besoins et contraintes mentionnés ci-après se retrouvent dans d'autres domaines d'application comme le domaine sportif, même si les raisons invoquées peuvent être légèrement différentes.

1.4.1 Niveau d'observation

Plus tôt, certaines difficultés associées à la mesure du mouvement humain étaient déjà évoquées. Lors d'applications cliniques, certains besoins et contraintes prennent les formes suivantes. Tout d'abord, pour certaines applications cliniques, l'objectif consiste à établir l'effet d'une intervention au niveau articulaire (prothèses, intervention chirurgicale) sur la fonction locomotrice. Cela se traduit par une analyse du mouvement requérant une très grande précision en termes de mesures mais aussi par le besoin d'une analyse au niveau fonctionnel. Or, comme évoqué précédemment et comme cela sera développé dans le chapitre 3, peu d'outils permettent de répondre à ces deux objectifs.

1.4.2 Contraintes liées à l'environnement, la population observée

Par ailleurs, en fonction des applications, il peut être nécessaire de mesurer le mouvement dans un environnement clinique. Or, l'espace rendu disponible pour la mesure du mouvement peut être restreint, ce qui peut compromettre l'utilisation de certains outils de mesure.

Ensuite, dans certains cas, une aseptisation de la pièce et du matériel est imposée (lors d'accouchement, d'interventions chirurgicales) ce qui rend impossible le port de capteurs ou de marqueurs. Concernant ce port de capteurs ou de marqueurs, celui-ci peut également être mal toléré par certaines populations comme les jeunes enfants ou encore les patients atteints de troubles cognitifs.

1.4.3 Mesures ambulatoires

Cette mesure ambulatoire ou « écologique » réalisée au quotidien et in-situ c'est-à-dire directement sur le lieu de travail, les lieux d'activités ou tout simplement de vie possède des perspectives très nombreuses dans le domaine de la santé.

Un besoin prégnant pour cette mesure se fait ainsi ressentir dans le cadre de la prévention de pathologies et de détection de situations adverses (chutes par exemple). Les données collectées dans la vie quotidienne doivent ainsi permettre de mieux comprendre l'origine de ces pathologies et situations adverses.

Ces données sont également nécessaires pour l'expansion de la télésanté et le développement d'applications permettant un meilleur suivi de patients atteints de maladies chroniques affectant la fonction locomotrice et nécessitant une modulation du traitement au cours du temps (sclérose en plaques, maladie de Parkinson, maladie d'Alzheimer etc...).

Ces données sont enfin fondamentales pour le développement de nouveaux appareillages mieux adaptés aux différentes situations de la vie quotidienne mais nécessitant un retour d'information sur la fonction motrice (prothèses bioniques, systèmes de rééducation à domicile).

On peut rajouter à ces applications, la volonté d'évaluer l'apport d'un traitement ou d'une prise en charge en définissant son impact sur la locomotion quotidienne des patients

et donc en évaluant le mouvement en dehors du seul cadre du laboratoire à un instant donné.

1.4.4 Simplification des méthodologies

Du point de vue du biomécanicien, la mesure du mouvement est toujours possible seulement, certains cliniciens qui ne connaissent pas l'analyse du mouvement peuvent parfois faire preuve de prudence voire de réticence vis-à-vis des méthodes et des appareils de mesure utilisés. Les outils utilisés leur semblent parfois trop complexes et trop contraignants pour le sujet, les protocoles et expérimentations trop longues.

Il est ainsi parfois difficile de faire comprendre l'intérêt de l'utilisation de 20 caméras infrarouges alors qu'ils ont entendu qu'avec une caméra VHS et des logiciels libres, il était possible de quantifier le mouvement.

D'un point de vue scientifique ou plutôt métrologique, si l'on ne peut utiliser les méthodes les plus précises possibles, il s'agit au moins d'utiliser la méthode qui a un niveau de précision suffisant pour quantifier les variations que l'on souhaite mettre en évidence.

1.5 Résumé de l'introduction

Cette introduction a permis de présenter l'approche abordée dans le cadre de mes travaux de recherche. Il s'agit donc de contribuer à l'analyse du mouvement humain en vue d'applications cliniques. Les choix méthodologiques possibles, les difficultés associées ainsi que les objectifs des études portant sur l'analyse du mouvement ont donc été exposés.

Le chapitre suivant propose de décrire quelques travaux effectués dans ce cadre.

Chapitre 2

Contributions antérieures à l'analyse du mouvement dans un cadre clinique

Dans ce chapitre seront abordés les principaux travaux antérieurs effectués dans le cadre d'application clinique. Tous les travaux mentionnés ont fait l'objet d'au moins une publication dans une revue internationale à impact factor supérieur à 1.

2.1 Travaux portant sur la compréhension des dysfonctions du système neuro-musculo-squelettique

Si nous reprenons les objectifs scientifiques présentés par la Figure 4, les travaux présentés ici portent plus particulièrement sur la compréhension des dysfonctions du système neuro-musculo-squelettique.

2.1.1 Atteintes de la coordination des mouvements multi-segmentaires chez les sujets âgés et Parkinsoniens

Lieu : Motor Control and Biomechanics Laboratory (Arizona State University, USA).

Partenaires : Pr Adler, Département de neurologie de la Clinique Mayo (Scottsdale, AZ, USA)

Financement : NIH grant

Contexte : Les principes sous-jacents la réalisation et la coordination de mouvements multi-segmentaires de même que les effets de certaines pathologies telle la maladie de Parkinson sur cette coordination sont encore assez mal connus.

La maladie de Parkinson est une maladie neurologique dégénérative des ganglions de la base engendrée par un déficit dopaminergique. Ses effets se traduisent par de nombreux troubles moteurs relativement complexes qui restent à préciser. Contrairement à certains symptômes comme l'akinésie, la rigidité et le tremblement, les altérations de la coordination multi-segmentaire sont encore mal caractérisées et résistent aux traitements médicamenteux.

Chez le sujet âgés, la dégradation de certains mécanismes de contrôle des mouvements multi-segmentaires sont également mal connus.

Le but des travaux réalisés au cours de ce post-doctorat était donc d'investiguer les coordinations multi-segmentaires de sujets âgés ou parkinsoniens afin de mieux préciser les effets de l'avance en âge ou de la maladie de Parkinson sur la réalisation et la coordination de mouvements multi-segmentaires. Dans le cas de la maladie de Parkinson, un but supplémentaire était de déduire de nos travaux les fonctionnements du cortex moteur et des structures sous corticales.

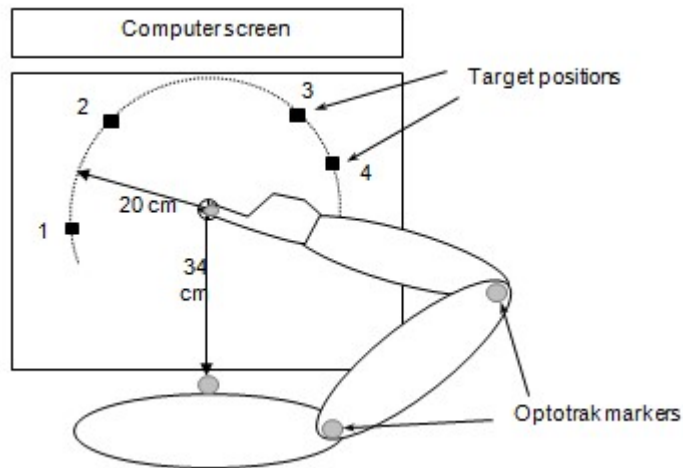


Figure 5: Protocole d'analyse des tâches de pointer.

Étude 1 : La lenteur est une caractéristique bien connue des sujets âgés et plus encore des sujets parkinsoniens. Il a été suggéré par de nombreuses études que la nécessité d'effectuer des « sous-mouvements » correctifs lors de tâches de précision était à l'origine de cette lenteur. Par l'analyse de tâches de pointer de différentes natures (directes, réciproques et passants à travers la cible) effectuées vers des cibles de différentes tailles (Figure 5), il a été démontré que ce qui était jusqu'à présent défini comme sous-mouvements lors de ces mouvements de pointer n'était majoritairement pas lié à des contraintes de précision. Certains de ces sous-mouvements apparaissent en effet du fait de la nécessité de stabiliser le doigt et donc de dissiper de l'énergie lorsque la cible est atteinte. D'autres apparaissent alors que le mouvement devient plus lent, suggérant ainsi que la lenteur serait plus une cause qu'une conséquence des mécanismes à l'origine de ces sous-mouvements. Ces résultats imposaient donc de reconsidérer l'origine de la lenteur des mouvements de précision effectués par des sujets âgés et parkinsoniens de même que les mécanismes utilisés pour assurer la précision d'un mouvement.

Étude 2 : Une hypothèse propose qu'une articulation « dominante » est principalement à l'origine d'un mouvement multi-segmentaire alors que les articulations « subalternes » ne font qu'exploiter et ajuster le mouvement imposé par les moments d'interaction articulaires.

Par l'analyse de tâches de pointer et de tâches de dessin incluant différentes demandes en termes de coordination intra-segmentaire, il a été démontré que les sujets Parkinsoniens ne pouvaient pas exploiter les moments d'interaction articulaires aussi efficacement que les sujets-contrôle en particulier à l'articulation qui « subit » le mouvement. Ces résultats suggèrent que l'incoordination des mouvements multi-segmentaires apparaissant chez les sujets parkinsoniens provient principalement d'un contrôle altéré de l'articulation subordonnée alors que la bradykinésie est plus associée avec le contrôle de l'articulation « créant » le mouvement.

2.1.2 Origine du syndrome d'impingement de l'épaule chez les sujets paraplégiques

Lieu : Ganglabor, Orthopädische Uniklinik Heidelberg (Allemagne).

Partenaire : Pr Michael Ackbar, groupe AnyBody du Département d'ingénierie mécanique de l'université de Aalborg (Danemark)

Financement : Forschungsförderung, département d'orthopédie de l'Université de Heidelberg.

Contexte: De nombreuses études ont témoigné d'une prévalence importante des pathologies de l'épaule chez les sujets paraplégiques. L'origine de cette prévalence demeure incertaine.

De nombreuses études font en effet l'hypothèse que les sujets paraplégiques ont, par rapport aux populations non-paraplégiques, pour particularité principale la propulsion de leur fauteuil. De ce fait, beaucoup de travaux se sont focalisés sur l'investigation des forces à l'articulation gléno-humérale et des forces exercées par les muscles environnants lors des mouvements de propulsion du fauteuil. Seulement, chez les populations non-paraplégiques développant le même type de pathologies, ces dernières sont souvent associées à la réalisation de mouvements effectués au-dessus de la ligne des épaules. Ces pathologies sont en effet fréquemment observées chez les peintres en bâtiment, les volleyeurs et autres sportifs effectuant des lancés au-dessus de la ligne des épaules. Or, les populations paraplégiques du fait de leur position assise permanente sont amenées à réaliser un plus grand nombre de mouvements au-dessus de la ligne des épaules que des sujets non-paraplégiques.

Etude : Cette étude avait pour but d'investiguer les forces inter-segmentaires et musculaires à l'articulation gléno-humérale de sujets paraplégiques lors de la réalisation de différents mouvements quotidiens incluant des mouvements de préhension effectués au-dessus de la ligne des épaules. En addition d'une analyse biomécanique traditionnelle incluant l'électromyographie, une simulation musculo-squelettique effectuée à l'aide du logiciel AnyBody (AnyBody Technology™) a été effectuée afin de mieux évaluer la position relative de l'humérus par rapport à l'acromion ainsi que le comportement des muscles de la coiffe des rotateurs tel le supraspinatus, difficilement atteignable par électromyographie de surface (Figure 6).

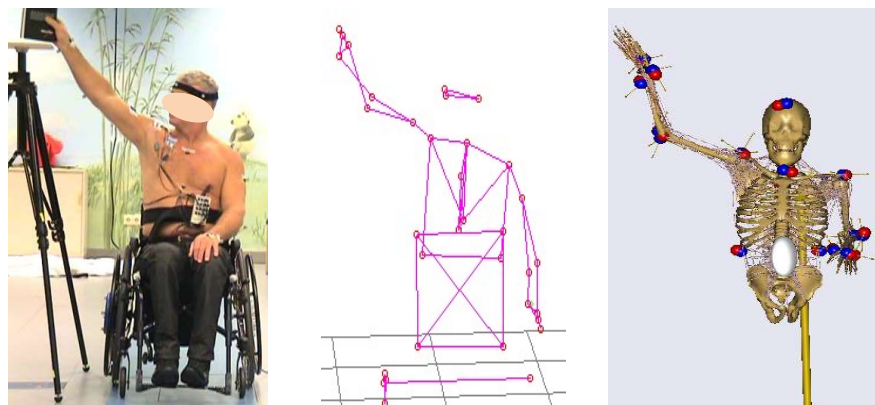


Figure 6: Modélisation musculo-squelettique du mouvement d'un sujet paraplégique.

Les résultats (Tableau 1) montrent que la tâche consistant à poser un pack de six bouteilles d'eau d'1.5L sur une table était celle qui entraînaient les plus grandes forces pour les muscles de la coiffe des rotateurs. Le second mouvement le plus sollicitant consistait à poser un livre de 900g sur une étagère située en face du sujet, les mouvements relatifs à la propulsion du fauteuil ne venant qu'après.

Ces résultats tendent à montrer que les pathologies de l'épaule du sujet paraplégique n'ont vraisemblablement pas pour seule origine les mouvements de propulsion du fauteuil.

Tableau 1 : Forces musculaires moyennes (N) des muscles de l'épaule pour trois activités de préhension et la propulsion en fauteuil (Place./saisi : phase de placement/saisi de l'objet sur/depus le support).

	Livre devant		Livre côté		Pack d'eau		Fauteuil	
	place.	saisi	place.	saisi	place.	saisi	prop.	recup.
Biceps brach. (chef court)	13	12	11	10	58	73	34	4
Biceps brach. (chef long)	43	28	23	16	115	98	41	7
Coracobrachial	38	37	7	9	59	50	69	34
Deltoïde (faisceau spinal)	324	339	239	192	678	555	307	227
Deltoïde (faisceau clav.)	117	120	23	33	83	64	122	29
Infraspinatus	128	122	80	84	252	213	106	64
Grand dorsal	29	27	44	38	14	12	26	33
Élévateur scapula	20	18	15	13	19	19	4	17
Grand pec. (faisceau thor.)	47	58	63	47	15	20	78	20
Grand pec. (faisceau clav.)	11	23	18	12	5	3	9	4
Petit pec.	29	29	13	10	3	6	6	6
Rhomboïde	29	24	52	44	23	24	11	26
Serratus anterior	203	202	181	157	305	257	162	88
Sous-scapulaire	86	93	92	76	344	208	128	331
Supraspinatus	148	150	39	51	253	232	98	48
Teres major	7	8	13	12	6	4	4	5
Teres minor	44	43	34	31	17	22	28	20
Trapèze (faisceau scap.)	149	160	115	98	250	237	121	54
Trapèze (faisceau clav.)	58	61	84	76	235	237	68	41
Triceps brach. (long chef)	46	48	41	28	25	26	27	68
Triceps brach. (chef méd.)	12	13	11	5	31	41	11	13
Triceps brach. (chef lat.)	17	23	7	3	39	52	14	11

2.1.3 Analyse des positions d'accouchement, prévention des dystocies mécaniques

Doctorant impliqué dans les travaux : Dr David Desseauve (doctorat de 2014 à 2018)

Partenaires : Pr Pierre (service de Gynécologie-Obstétrique du CHU de Poitiers)

Financement : Fonds propres P', service de Gynécologie-Obstétrique du CHU de Poitiers

Contexte : Différents phénomènes peuvent entraver le déroulement d'un accouchement. Parmi ces phénomènes, figure la dystocie mécanique. Cette dystocie fait référence à une perturbation de la progression naturelle du « travail obstétrical ». Elle peut survenir lors des phases de dilatation du col, et/ou de descente de la tête fœtale dans le bassin maternel jusqu'à la naissance. Les dystocies mécaniques sont réparties en anomalies du contenant avec les dystocies osseuses et les dystocies des tissus mous, les anomalies du mobile fœtal puis les anomalies des deux (on parle alors de disproportion fœto-pelvienne). L'attitude thérapeutique face à la dystocie est variable d'une équipe d'obstétriciens à l'autre, le plus souvent par manque de connaissance et/ou de compréhension des mécanismes en cause. Cette étude de mécanique obstétricale s'est donc dans un premier temps focalisée sur une meilleure définition des postures d'accouchement en précisant leur influence sur la position du bassin (plus particulièrement du plan du détroit supérieur définissant l'orifice supérieure du bassin) et de la courbure lombaire, deux éléments jugés essentiels pour la prévention des dystocies mécaniques.

Etude 1 : En premier lieu, une enquête épidémiologique régionale a été effectuée afin de recenser les positions d'accouchement les plus fréquemment adoptées et d'identifier les facteurs associés à leur adoption. D'après cette étude, la position dite gynécologique demeure très largement pratiquée.

Etude 2 : Par une analyse du mouvement, l'influence de la posture des cuisses (flexion et abduction) sur la posture du plan du détroit supérieur et du rachis lombaire a été étudiée tout d'abord en position gynécologique puis en position accroupie. En position gynécologique, d'après les résultats, l'hyperflexion des cuisses joue un rôle majeur dans la posture du plan du détroit supérieur mais un rôle moindre sur la courbe lombaire. De ce fait, si l'hyperflexion des cuisses peut être employée pour favoriser le placement du détroit supérieur, l'absence de lordose lombaire doit être systématiquement vérifiée. En position accroupie, il a été mis en évidence que le fait de placer les pieds à plat sur le sol permettait systématiquement d'éviter la lordose lombaire. En position accroupie, la consigne de mettre les pieds à plat devrait être formulée auprès des parturientes.

Etude 3 : L'importance de la posture initiale des cuisses sur les mouvements segmentaires a été évaluée au cours d'une manœuvre obstétricale (McRoberts), manœuvre couramment utilisée en cas de dystocie des épaules. Il apparaît ici que le

positionnement initial n'a pas d'influence sur le basculement du détroit supérieur recherché lors de cette manœuvre.

Ce travail a permis de mettre en évidence l'importance de la caractérisation des postures segmentaires pour la compréhension des bénéfices d'une position d'accouchement sur une autre.

2.2 Travaux portant sur l'évaluation de prise en charge

Les travaux qui ont été effectués dans ce cadre ont principalement porté sur l'évaluation d'un pied prothétique dit « bionique » qui avait pour objectif de faciliter la marche sur escalier et rampe de sujets amputés transtibiaux.

2.2.1 Effet d'un nouveau type de pied prothétique sur la marche de sujets amputés transtibiaux

Lieu : Ganglabor, Orthopädische Uniklinik Heidelberg (Allemagne).

Partenaire : compagnie Össur

Contexte : Du fait de la dorsiflexion fixe des pieds prothétiques conventionnels, la marche des sujets amputés transtibiaux est particulièrement compromise lors de la marche en pente ou sur escaliers. Des pieds prothétiques proposent d'ajuster la dorsiflexion du pied lors de la marche effectuée dans ces conditions particulières. Seulement, les bénéfices supposés de ces nouveaux types de pieds n'étaient alors pas évalués.

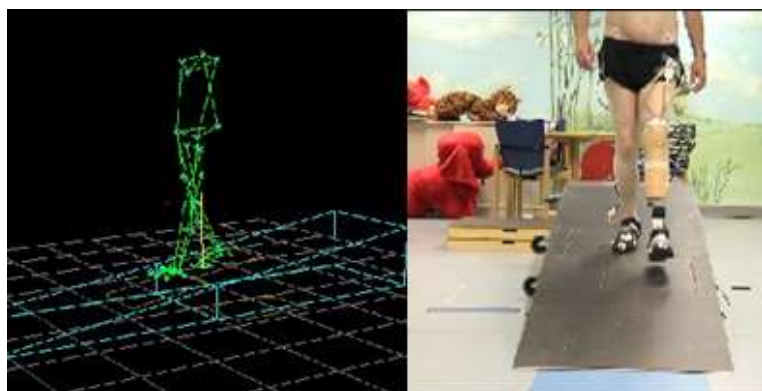


Figure 7: Protocole pour l'analyse des effets d'un nouveau type de pied prothétique sur la marche de sujets amputés transtibiaux.

Etude: Cette étude a caractérisé les effets réels d'un de ces nouveaux types de pieds prothétiques sur la marche de sujets amputés transtibiaux sur rampe ou escalier (Figure 7). Il a ainsi été démontré que la flexion du genou du côté atteint était favorisée et se rapprochait des sujets-contrôle dans toutes les conditions, exceptées lors de la descente de rampe. En conséquence, les sujets amputés étaient plus à même de générer ou d'absorber des puissances au niveau du genou atteint lors de l'élévation/descente du centre de gravité, limitant ainsi les phénomènes compensatoires au niveau de la hanche ou du côté sain.

2.3 Apports méthodologiques

Les travaux mentionnés ci-après font référence à des développements méthodologiques qui ont été proposés dans le but d'apporter des solutions pour la caractérisation de la posture ou du mouvement de sujets pathologiques en laboratoire mais aussi en dehors.

2.3.1 Caractérisation de la posture d'enfants paralysés cérébraux par l'analyse de la pression d'interface

Lieu : Ganglabor, Orthopädische Uniklinik Heidelberg (RFA).

Partenaires : Jenx Limited (GB), Pera Innovation Limited (GB), Enable Ireland (Irlande), Centre de recerca i investigacion de Catalunya S.A. (Espagne), Top Glass SPA (GB), Fothergill Engineered Fabrics LTD (GB)

Financement : projet européen IATROFORM (6th Framework Program)

Contexte : Cette étude a été effectuée dans le cadre d'un projet européen, le projet IATROFORM. Le but de ce projet était de développer une chaise « innovante » pour les enfants atteints de paralysie cérébrale. Cette chaise devait en effet intégrer un système permettant d'évaluer la position de l'enfant afin d'en limiter les postures adverses pouvant à long terme entraîner des déformations.

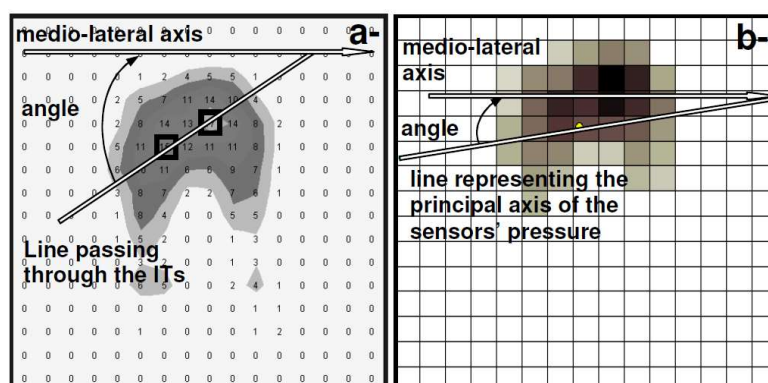


Figure 8 : Caractérisation de la rotation transverse du bassin par l'analyse des pressions.

Etude : L'objectif de ce travail consistait dans l'utilisation de la cartographie de pression mesurée sur le siège pour caractériser la posture assise des enfants atteints de paralysie cérébrale. Pour cela, des analyses des cartographies de pression et de vidéo d'enfants assis ont été effectuées au cours d'un protocole incorporant différentes postures et tâches normalisées ainsi que des activités de la vie quotidienne.

Les périodes d'inactivité des enfants pouvaient être détectées en utilisant la variation moyenne de pression. D'autres paramètres se sont révélés efficaces pour évaluer la posture des enfants. Ainsi, la position du centre de pression par rapport aux tubérosités ischiatiques permettait de détecter des « postures indésirables » impliquant une obliquité pelvienne, une flexion médio-latérale du tronc ou encore une inclinaison antéro-postérieure pelvienne. L'angle entre l'axe principal des pressions et l'axe médio-latéral du

siège a également été proposé pour caractériser la rotation transverse du bassin (Figure 8).

Ces travaux montraient donc que les enregistrements de la pression d'interface intégrés à un siège pouvaient être utilisés pour évaluer qualitativement et quantitativement la posture assise des enfants atteints de paralysie cérébrale.

2.3.2 Caractérisation de l'activité physique par capteurs inertiels

Lieu : UMR 6600-BMBI, Université de Technologie de Compiègne.

Partenaires : Le centre allemand pour la recherche en intelligence artificielle GmbH (DFKI RFA), INTRACOM TELECOM (Grèce), TRIVISIO Prototyping GmbH (RFA), le Centre Hospitalier Universitaire de Rennes

Financement : projet européen PAMAP (7th Framework Program)

Contexte : Cette étude avait pour cadre le projet européen Physical Activity Monitoring of Aging People. Le but de ce projet était de développer un dispositif visant à favoriser et à superviser la pratique de l'activité physique à domicile par une population âgée ou présentant des pathologies diverses (orthopédiques, cardiaques).

Ce système proposait donc de monitorer à l'aide de capteurs inertiels l'activité physique des utilisateurs. Dans le cadre d'une rééducation, les activités physiques recommandées peuvent être divisées en deux catégories principales, les activités physiques dites aérobies promouvant la santé du système cardio-vasculaire et les exercices de musculation promouvant la santé du système musculaire. Le système devait donc permettre de s'assurer que l'utilisateur du système suivait le programme d'activité physique qui lui avait été recommandé à domicile.

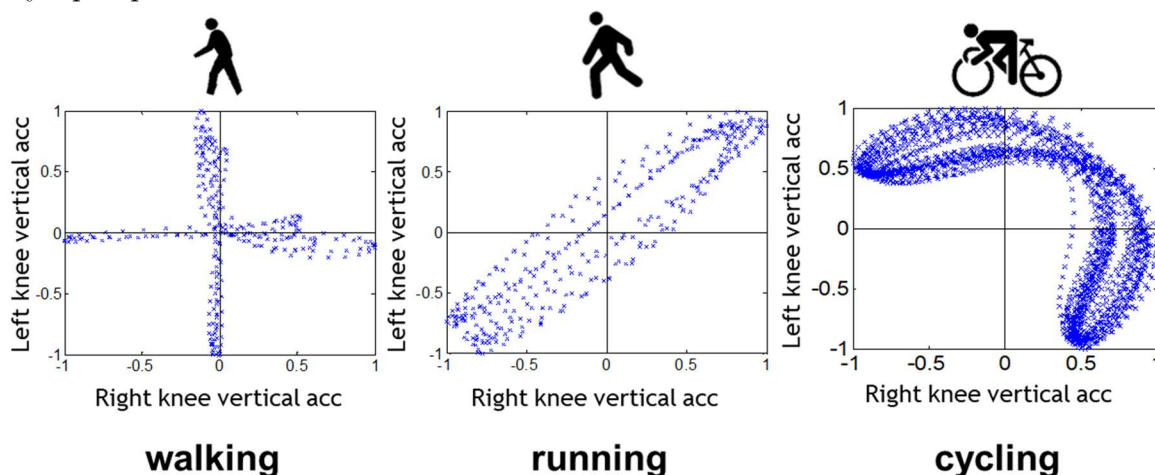


Figure 9: Coordinations typiques relevées pour la marche, la course et le pédalage entre les accélérations verticales des cuisses droite et gauche.

Etude : Les activités aérobiques correspondent à des activités typiques telles que la marche, la course ou le cyclisme. Le monitoring des activités aérobiques consiste donc en la caractérisation de l'activité effectuée, de sa durée et de son intensité. De nombreuses études proposent la classification des activités physiques par l'analyse fréquentielle de l'accélération recueillie à l'aide d'accéléromètre ou de capteurs inertiels. Dans le cadre de

ce projet, une nouvelle méthode a été développée. En effet, les méthodes basées sur l'analyse fréquentielle nécessitent l'entraînement d'algorithmes d'apprentissage (e.g. réseaux de neurones) avec un certain nombre de données représentatives. Cette approche est difficile à mettre en œuvre pour chaque type de population variant en âge et en pathologie susceptible d'utiliser le système. Une méthode basée sur une caractérisation des coordinations personnelles et spécifiques de chaque activité à classifier a été proposée pour permettre une classification à la fois plus robuste et plus personnalisée des activités. Ces coordinations spécifiques sont illustrées sur la Figure 9.

De légères variations interindividuelles peuvent apparaître dans ces coordinations. La solution développée proposait de prendre pour chaque sujet ses propres coordinations pour constituer les données de référence utilisées par l'algorithme. Cet algorithme est représenté à la Figure 10.

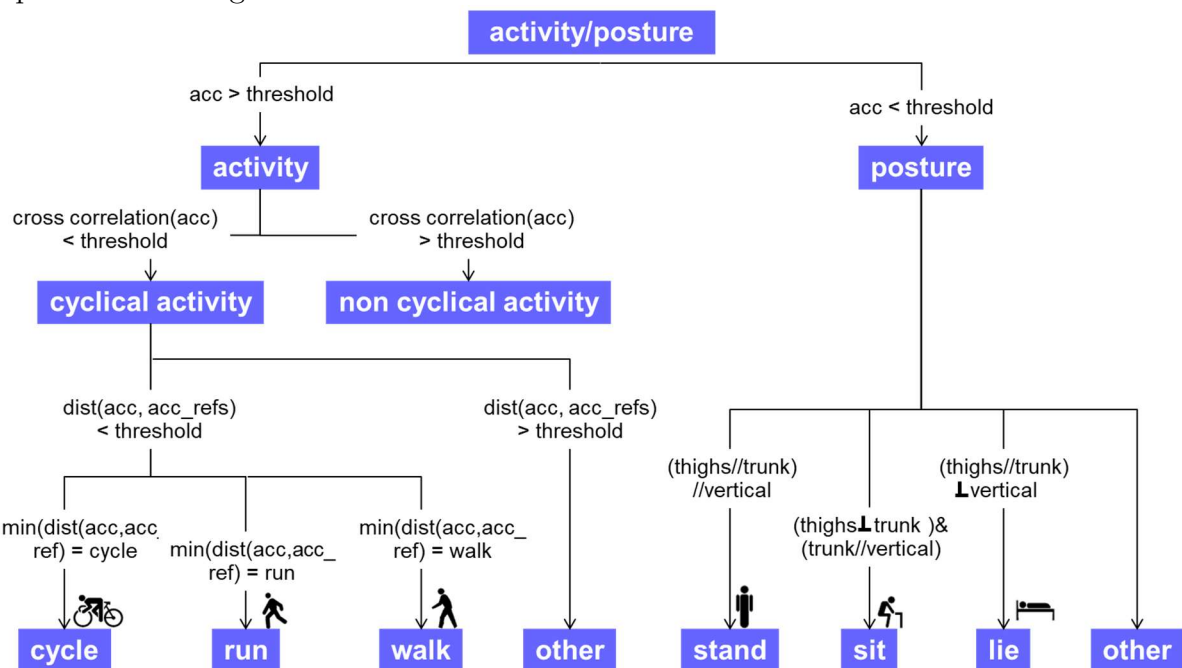


Figure 10 : Algorithme proposé pour reconnaître les activités aérobies à partir des coordinations de référence.

2.3.3 Analyse du mouvement par capteurs inertiels, mise au point des méthodologies

Etudiant impliqué dans les travaux : Alexis Nez (doctorat de 2014 à 2017)

Partenaire : Frédéric Marin (Université de Technologie de Compiègne)

Financement : Thèse financée par un contrat doctoral normalien ; Matériel financé par le Programme Régional pour les Équipements Scientifiques des Laboratoires du Poitou-Charentes.

Contexte : Face aux limites auxquelles doivent faire face les systèmes optoélectroniques, les capteurs inertiels constituent une alternative prometteuse pour la mesure du mouvement humain que ce soit in situ ou en ambulatoire (c'est-à-dire de façon autonome et embarquée autorisant ainsi l'analyse de manière continue et sans restriction d'espace).

Si les dernières avancées techniques en termes de miniaturisation des capteurs et de consommation d'énergie rendent possible leur utilisation en ambulatoire, ces progrès ont peu porté sur les performances de ces capteurs. Or, la mesure inertielle est dégradée par différents types de perturbations (stochastiques et déterministes) qui se propagent au cours du processus dit de fusion des données visant à estimer l'orientation des segments humains. Classiquement, cette opération est réalisée à l'aide d'un filtre de Kalman dont le rôle est d'estimer une grandeur à partir d'une mesure bruitée en la confrontant à un modèle d'évolution.

A cette problématique, une autre s'ajoute pour l'estimation de la cinématique articulaire à partir des capteurs inertiels. En effet, pour y parvenir, l'orientation relative du capteur par rapport au repère segmentaire doit être définie.

Etude 1 : Dans une première étude, les bruits de mesure issus des capteurs inertiels ont été étudiés puis un modèle leur a été attribué afin de les prendre en compte au sein du filtre de Kalman. Ensuite, différentes procédures de calibrage des différents capteurs présents dans un capteur inertielle (accéléromètres, gyromètres et magnétomètres) ont été analysées et évaluées en précisant leur effet réel sur la mesure afin d'émettre quelques propositions en termes de compromis performance/mise en œuvre.

Etude 2 : Après avoir proposé un filtre de Kalman adapté à la mesure du mouvement humain, un problème récurrent à ce stade a été abordé : l'identification des matrices de covariance dont le rôle est d'attribuer une caractérisation globale aux erreurs de mesure. Cette méthode, basée sur une confrontation de la mesure avec une référence issue d'un système optoélectronique, a mis en évidence la nécessité de traiter ce problème rigoureusement.

Etude 3 : La définition de l'orientation relative du capteur par rapport au repère segmentaire a été dans ces travaux abordée par l'approche fonctionnelle qui consiste à réaliser des mouvements considérés comme purs autour des axes fonctionnels nécessaires à la définition des repères segmentaires. L'objectif de ces premiers travaux étaient de définir les mouvements les plus pertinents en termes de précision pour définir ces axes.

Les résultats de ces travaux seront développés plus en détail dans un prochain chapitre.

2.4 Bilan

Ce chapitre présentait donc différents travaux réalisés depuis mon doctorat intégrant l'analyse du mouvement dans le cadre d'applications cliniques.

D'un point de vue méthodologique, ces travaux font ressortir deux besoins qui peuvent sembler opposés et qu'il peut donc paraître délicats de concilier :

- un besoin de plus de précision et de plus de détails au niveau du système neuro-musculo-squelettique afin d'approcher plus finement les mécanismes mis en jeu lors de la réalisation de mouvements;
- un besoin de mesures permettant un suivi des mouvements/activités dans la vie quotidienne.

Par ailleurs, la qualité et la maîtrise des données recueillies pour procéder à ces analyses sont fondamentales pour répondre au mieux à l'objectif de ces travaux. Or, les demandes grandissantes en analyse du mouvement ainsi que les progrès technologiques perpétuels engendrent une production scientifique dans le domaine très conséquente.

Le prochain chapitre propose donc de faire un point sur les méthodologies associées à l'analyse du mouvement.

Chapitre 3

Méthodologie pour l'analyse du mouvement dans le cadre d'applications cliniques.

Où en est-on en 2019 ?

Dans ce chapitre un état des lieux de la méthodologie employée pour la mesure en analyse du mouvement en 2019 est donc présenté.

L'objectif de ce chapitre est de proposer un bilan sur les méthodes actuelles utilisées en biomécanique. Il ne s'agit donc pas d'une revue systématique de la littérature mais d'une évocation des études les plus marquantes, de celles qui établissent des recommandations sur des aspects méthodologiques ou encore de celles qui décrivent les propositions méthodologiques les plus avancées ou les plus prometteuses. Certaines parties, en particulier les premières, font état de méthodologies bien connues de l'analyse du mouvement par systèmes optoélectroniques. Si elles sont une nouvelle fois rappelées ici, c'est que leur transposition à l'analyse du mouvement par capteurs inertiels -qui sera particulièrement développée dans le chapitre suivant- peut être envisagée.

D'autres parties peuvent également paraître éloignées de l'approche par marqueurs/capteurs externes considérée jusqu'à présent dans ce manuscrit. Même s'il ne s'agit pas d'un domaine qu'il m'a été personnellement donné de mettre en œuvre, les méthodes d'analyse du mouvement basées sur l'imagerie médicale sont ainsi évoquées. En effet, ces méthodes sont considérées comme les méthodes de référence pour la validation de nouvelles méthodologies et permettent d'accéder à certaines données utilisées pour la modélisation. Elles doivent pour cela être connues.

Les méthodologies évoqueront principalement l'analyse des membres inférieurs. En effet, les applications du laboratoire en robotique humanoïde de même que les collaborations cliniques actuelles portent principalement sur les membres inférieurs.

3.1 Cinématique articulaire : définitions, recommandations

3.1.1 Recommandations de l'International Society of Biomechanics pour la hanche et le genou

Pour rappel, la communauté biomécanique via l'International Society of Biomechanics (ISB) a présenté en 2002 une standardisation pour la définition des systèmes de coordonnées et la cinématique segmentaires des membres inférieurs [1]. Ces recommandations reprenaient des propositions faites par Grood and Suntay [2] pour l'articulation du genou. Cette standardisation semble largement respecter par les auteurs si l'on se réfère au fameux « d'après les recommandations de l'ISB » retrouvé dans la partie méthodologie d'un grand nombre de publications.

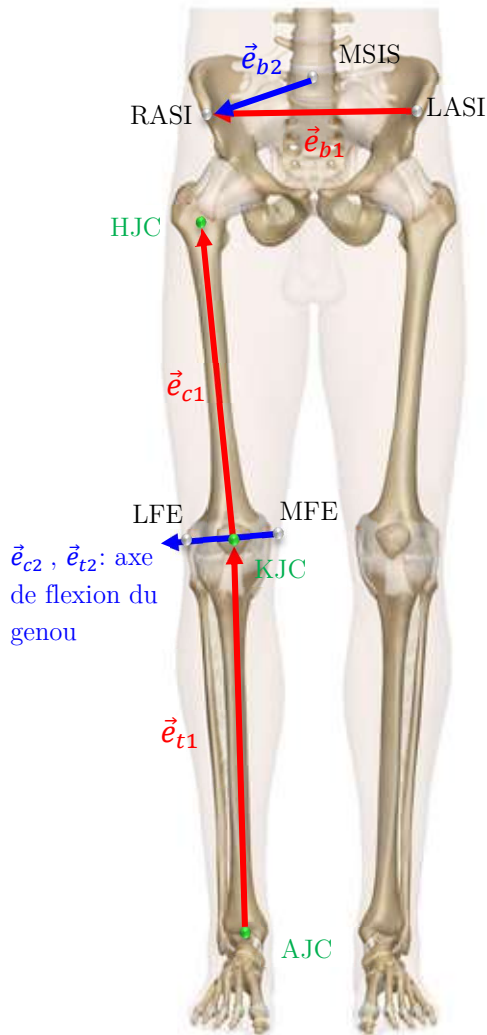
Dans la publication de 2002, il est à noter que certains axes et autres positions élémentaires étaient définis à l'aide de repères osseux. Depuis, il a été proposé d'obtenir certains de ces éléments par méthode fonctionnelle, ce qui sera développé dans un prochain paragraphe.

D'après ces recommandations, les mouvements articulaires sont obtenus en caractérisant les 3 rotations et les 3 translations décrivant la transformation permettant de passer du repère associé au segment proximal au repère associé au segment distal à l'articulation. Le repère proximal est donc considéré comme fixe alors que le repère distal est considéré comme mobile. Si la proposition originale de Grood et Suntay et reprise par l'ISB [1] des rotations du repère proximal au repère distal ne s'exprime pas en premier lieu en termes d'angles d'Euler, Grood and Suntay établissent toutefois la correspondance entre leur formulation et une séquence d'Euler spécifique. Ainsi, à leur formulation correspond la séquence d'Euler (X, Y', Z'') où l'axe X représente l'axe médio-latéral du segment distal, l'axe Y', l'axe antéro-postérieur obtenu après la première rotation et l'axe Z'', l'axe longitudinal du segment distal après double rotation. Il est à noter que la désignation des axes des repères fait l'objet d'une grande variété dans la littérature. De ce fait, il serait sans doute plus approprié de parler de séquence (ML/AP'/L'') où ML correspondrait à l'axe médio-latéral, l'axe AP à l'axe antéro-postérieur et l'axe L, à l'axe longitudinal du repère orthonormé associé au segment proximal à l'articulation.

D'autres formalismes ont été exprimés pour représenter les rotations notamment les rotations intervenant au niveau des membres supérieurs permettant pour certaines de « répondre » au fameux paradoxe de Codman ou encore d'éviter certaines discontinuités [3]. Seulement, ces formalismes n'ont jamais été adoptés en pratique pour l'analyse du mouvement, leur interprétation, notamment par les cliniciens, n'étant pas intuitive. Ces autres formalismes comme les quaternions restent toutefois retenus lors de problématiques de calcul, d'interpolation ou encore d'optimisation.

La Figure 11 représente les propositions faites par Grood and Suntay [2] et l'ISB [1] pour la définition des repères segmentaires et la caractérisation de la cinématique articulaire de la hanche et du genou. Compte-tenu de ces propositions, la définition des

axes longitudinaux est primordiale puisqu'il s'agit des premiers axes à partir desquels les autres axes du repère sont définis. Par ailleurs, comme l'axe correspondant à l'axe du genou n'est utilisé que pour définir un plan, c'est donc son positionnement antéro-postérieur qui est essentiel. On peut également noter que l'axe de flexion/extension du genou ne sera pas aligné avec les axes médio-latéraux des segments cuisses et tibia s'il n'est pas initialement parfaitement perpendiculaire avec l'axe longitudinal des segments. Ce choix peut à priori paraître surprenant puisque la première rotation définie se fait autour de cet axe.



Définition des axes des repères segmentaires :

$$\vec{v}_1 = \frac{\vec{e}_1}{\|\vec{e}_1\|} \quad \vec{v}_3 = \frac{\vec{e}_1 \wedge \vec{e}_2}{\|\vec{e}_1 \wedge \vec{e}_2\|} \quad \vec{v}_2 = \vec{v}_3 \wedge \vec{v}_1$$

Pour le bassin, le repère R_b obtenu a pour origine HJC et pour axes ($\vec{x}_b = \vec{v}_2$, $\vec{y}_b = \vec{v}_3$, $\vec{z}_b = \vec{v}_1$).

Pour la cuisse, le repère R_c obtenu a pour origine HJC et pour axes ($\vec{x}_c = \vec{v}_3$, $\vec{y}_c = \vec{v}_1$, $\vec{z}_c = \vec{v}_2$)

Pour le tibia, le repère R_t obtenu a pour origine KJC et pour axes ($\vec{x}_t = \vec{v}_3$, $\vec{y}_t = \vec{v}_1$, $\vec{z}_t = \vec{v}_2$).

Ici, les axes \vec{x}_b , \vec{x}_c , \vec{x}_t représentent les axes médio-latéraux des segments, les axes \vec{y}_b , \vec{y}_c , \vec{y}_t , les axes antéro-postérieurs et les axes \vec{z}_b , \vec{z}_c , \vec{z}_t , les axes longitudinaux.

MSIS : milieu des deux épines iliaques postéro-supérieures

R/LASI : épines iliaques antéro-supérieures droite/gauche

L/MFE : épicondyle fémoral latéral/médial

HJC : centre artulaire de la hanche

KJC : centre artulaire du genou

AJC : centre artulaire de la cheville

Figure 11 : Définition des repères segmentaires pour la caractérisation de la cinématique aux articulations de la hanche et de genou d'après l'article de Grood et Suntay [2] et les recommandations de l'ISB [1].

Seulement, tout d'abord, pour des sujets non-pathologiques, les axes longitudinaux « mécaniques » du fémur et du tibia sont presque parfaitement alignés et perpendiculaires à l'axe mécanique de flexion/extension du genou, l'angle entre les axes mécaniques du fémur et du tibia étant en moyenne de $1.2 \pm 2.2^\circ$ [4]. Ensuite, les propositions de l'ISB pour définir ces axes faisaient principalement référence à des points de repères anatomiques. De ce fait, une erreur dans la localisation de ces points de

référence se répercute fatalement dans la définition de l'axe. Toutefois, plus les points sont éloignés, moins une erreur sur leur positionnement aura d'effet sur la définition de l'axe. Or, la distance séparant les centres articulaires de la hanche et du genou étant beaucoup plus importante que celle séparant les épicondyles fémoraux latéral et médial, nous pouvons supposer qu'il est pertinent d'utiliser comme axe principal l'axe longitudinal des segments pour définir les systèmes de coordonnées segmentaires.

Ces choix posent plus question pour les populations pathologiques possédant des varus/valgus importants. Ainsi certains sujets peuvent atteindre 20° de varus du genou [5].

Avec cette proposition, trois rotations sont systématiquement calculées à une articulation quand bien même il est admis que l'articulation n'autorise que de très faibles rotations suivant certains axes. C'est le cas de la rotation suivant l'axe antéro-postérieur du genou, l'angle de varus/valgus (encore appelé abduction/adduction) [6].

Dans la communauté d'analyse de la marche, le varus/valgus est souvent utilisé comme critère de qualité expérimentale. Il est alors considéré qu'un varus/valgus important au cours de l'expérimentation traduit une mauvaise définition des repères segmentaires, notamment de l'axe médio-latéral du genou. La justification est la suivante : une mauvaise définition des repères segmentaires provoque des erreurs dans la définition de la cinématique articulaire, ces erreurs s'amplifiant avec l'ordre de la rotation dans la séquence [7]. Ce « cross-talk » peut donc être visible à l'articulation du genou à travers l'angle de varus-valgus.

Certaines méthodes d'optimisation multi-segmentaire qui seront évoquées dans un autre paragraphe proposent de minimiser l'écart entre les données mesurées et celles issues d'un modèle cinématique. Dans ce cas, pour le genou, le varus/valgus est utilisé comme critère de minimisation [8]. D'autres approches proposent de corriger à posteriori l'axe antéro-postérieur du genou pour réduire cet angle de varus/valgus [9,10].

D'après les recommandations de l'ISB, les mouvements des segments autour d'une articulation devraient être caractérisés par des rotations et des translations. Dans les études utilisant les systèmes optoélectroniques, la modélisation du corps humain appelée « segmentaire » en introduction est largement adoptée. Dans ce cadre, et compte-tenu de la précision des systèmes de mesure d'analyse du mouvement, très peu d'études [11] proposent de caractériser les translations entre les segments des membres inférieurs. Ceci peut aussi se justifier par le fait que les mouvements les plus importants relevés entre les segments des membres inférieurs correspondent à des rotations.

Les études proposant de caractériser les translations font généralement appel à une modélisation plus fine de l'articulation et des structures osseuses l'encadrant et passent par l'imagerie médicale [12–17].

Il est à noter que pour représenter en un seul formalisme mathématique les rotations et translations à une articulation, il a été recommandé d'utiliser l'axe fini de rotation [18].

3.1.2 Cinématique de la cheville et du pied

La proposition initiale formulée par l'ISB est représentée à la Figure 12. Dans cette proposition, le pied est modélisé sous forme d'un seul solide rigide. Ce modèle simplifié a été très largement adopté puisque retrouvé dans le Conventional Gait Model et ses variantes [19,20] qui sont très répandus dans les laboratoires d'analyse de la marche. Il est à noter qu'une modification récente de ce Conventional Gait Model permet de décomposer le pied en deux segments l'avant et l'arrière-pied [21].

Si nous comparons les propositions qui ont été faites pour la cinématique du genou et la cinématique de la cheville, il apparait que les repères associés au segment tibia ne sont pas définis exactement de la même manière puisque dans un cas, c'est l'axe de flexion/extension du genou qui est utilisé pour constituer le repère et dans l'autre, celui de la cheville. Cette modification permet de prendre en compte d'éventuelles déformations (torsion) du tibia.

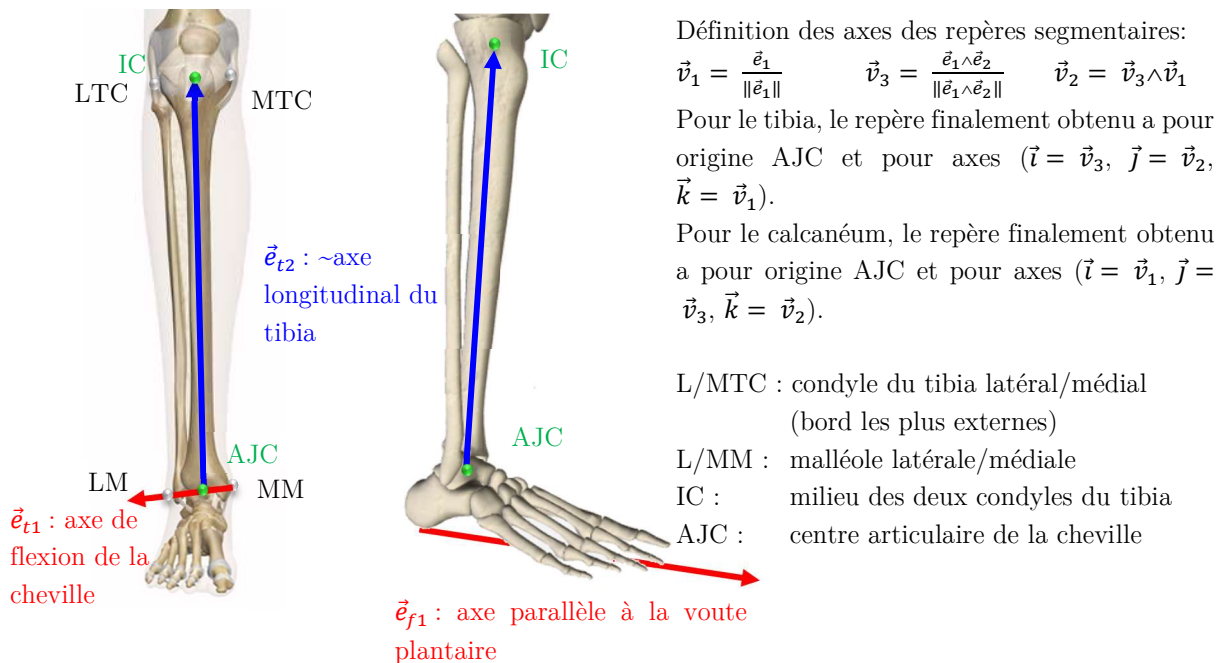


Figure 12 : Définition des repères segmentaires pour la caractérisation de la cinématique du complexe articulaire de la cheville d'après les recommandations de l'ISB [1].

Ce modèle simplifié du pied est très largement remis en cause puisque, d'un côté, il ne permet pas de caractériser des pathologies affectant les articulations du pied et de l'autre, ces pathologies et autres déformations du pied affectent la cinématique de la cheville puisqu'influencent la définition des axes du repère segmentaire [22,23]. Par exemple, l'axe parallèle à la voute plantaire est défini à partir de deux marqueurs placés au niveau du calcanéum et du 2^{ème} métatarse, ces deux marqueurs devant être à la même hauteur lorsque le pied est à plat. Or, non seulement des mouvements aux articulations médio-tarsienne et tarso-métatarsienne existent mais encore, l'alignement du calcanéum et du second métatarse peut être modifié en cas de déformation du pied.

Des modèles multi-segmentaires du pied ont donc été proposés. D'après la revue de la littérature de Léardini et al. [23], neuf modèles multi-segmentaires du pied comportant jusqu'à 11 segments ont été décrits dans la littérature. Toujours d'après cette revue, aucune supériorité d'un modèle sur les dix autres en termes de fiabilité n'a pu être réellement démontrée. De ce fait, dans les laboratoires d'analyse du mouvement, les différents modèles coexistent même si l'Oxford Foot Model est particulièrement populaire car implémenté sous forme de module dans l'interface logicielle de certains systèmes d'analyse du mouvement.

3.2 Cinématique articulaire : appareils de mesure et méthodologies associées

D'après ce qui précède, pour obtenir la cinématique articulaire, il est nécessaire de définir la trajectoire de certains points ou bien l'orientation de repères segmentaires au cours du mouvement réalisé. Les paragraphes qui suivent présentent les différents appareils de mesure et méthodologies associées à la mesure de ces trajectoires ou orientations.

3.2.1 Imagerie médicale

L'imagerie médicale constitue la méthode de référence pour la caractérisation de la cinématique articulaire puisqu'elle peut donner un accès direct aux segments rigides qui composent le corps humain, i.e. les os. Une grande variété de techniques a été proposée pour mesurer les mouvements des articulations humaines. Ces techniques ont inclus la tomodensitométrie, la résonance magnétique, la fluoroscopie et, plus récemment, l'échographie.

Pendant très longtemps, l'imagerie médicale ne pouvait être utilisée à proprement parler pour l'analyse du mouvement puisqu'elle ne permettait que la prise d'images de sujets immobiles. Les analyses se faisaient alors en pseudo-statique c'est-à-dire qu'elles proposaient d'analyser une succession de positions statiques [24]. Cette limite a été dépassée et l'on peut dorénavant accéder à différentes méthodologies d'imagerie médicale dites « dynamiques » c'est-à-dire offrant la possibilité d'acquérir une succession d'images et donc de faire des enregistrements de sujets en mouvement [25].

Alors que toutes ces technologies ont grandement contribué à notre compréhension de la cinématique articulaire, chaque méthode possède des avantages et inconvénients qui lui sont propres. Par ailleurs, comme nous le verrons par la suite, l'imagerie médicale reste difficile à mettre en œuvre et ne permet pas encore d'analyser toutes les articulations lors de la réalisation des mouvements humains les plus courants. De ce fait, elle reste majoritairement utilisée dans le cadre d'études s'attachant à caractériser une articulation donnée.

3.2.1.1 IRM dynamique

L'Imagerie par Résonance Magnétique permet de produire des vues en deux ou trois dimensions du corps humain et des éléments qui le composent par exposition à une source magnétique importante et à des ondes radios non ionisantes. L'IRM repose principalement sur les propriétés magnétiques des atomes d'hydrogène, très abondants dans le corps humain et dont la proportion varie en fonction de la nature des éléments et des tissus.

La technologie IRM présente de nombreux atouts. Elle est en effet présente dans de nombreux hôpitaux, elle n'est pas irradiante et permet d'analyser simultanément les mouvements des tissus osseux et mous. Ces caractéristiques rendent donc l'IRM très intéressante pour l'évaluation de la cinématique articulaire mais aussi pour l'accès à des données sur les complexes musculo-tendineux au cours du mouvement.

L'IRM dynamique développée dans les années 90 constitue la méthodologie basée sur l'IRM qui permet d'accéder à la cinématique d'une articulation. De nombreuses études ont donc fait appel à cette technique pour présenter des données de cinématique articulaire pour un grand nombre d'articulations [26]. Seulement, la notion de dynamique reste relative. Les différentes techniques utilisées, que ce soit l'IRM ciné, temps réel ou encore multi-planaire souffrent encore de certaines difficultés du fait d'un temps d'acquisition d'une image toujours conséquent [26]. De ce fait, les fréquences d'acquisition rapportées pour la cinématique articulaire restent relativement faibles puisque le plus souvent inférieures à 15Hz [26,27]. Une amélioration de l'émission des ondes radio dans le cadre de la technique temps-réel a permis de réduire la résolution temporelle à 10ms pour une fréquence d'acquisition de 100Hz. Seulement, ces performances ne sont pour l'instant obtenues que pour l'analyse de mouvements de tissus mous comme la langue [28] et non pour les mouvements des os.

Nous pouvons nous attendre à ce que les performances associées à l'IRM dynamique continuent de progresser dans les prochaines années et atteignent des fréquences d'acquisition plus proches des besoins réels de l'analyse de la cinématique articulaire.

Seulement, outre les faibles fréquences d'acquisition encore affichées, l'IRM dynamique présente d'autres défauts. Ainsi, les tâches analysées par IRM dynamique restent limitées puisque restreintes au volume défini par l'anneau permettant de créer le champ magnétique. Pour pallier à cet inconvénient, des IRMs grands volumes sont proposés et des solutions faisant appel à des dispositifs « portatifs » sont en cours de développement [29].

Par ailleurs, dans la majorité des IRMs, les sujets sont en position horizontale. De ce fait, les articulations, notamment des membres inférieurs, sont dites en condition de non-portance puisque soumis à une orientation de la gravité différente de celle retrouvée en position debout.

Si la soumission du corps humain à un champ important qu'il soit magnétique ou de fréquences radio est considérée comme non-dangereuse, les réactions provoquées par l'attraction du champ magnétique sur les objets ferromagnétiques peuvent avoir des

conséquences fatales [30]. L'IRM est donc contre-indiquée aux personnes possédant des implants médicaux comme les prothèses, les stents ou encore les pacemakers. Enfin, des malaises peuvent apparaître notamment chez les sujets claustrophobes du fait du confinement dans le dispositif.

3.2.1.2 Fluoroscopie 3D

La fluoroscopie fait référence à l'utilisation de rayons X pour obtenir une succession d'images représentant la structure interne d'un objet ou dans notre cas, du corps humain et de ses organes. Lorsque les rayons X traversent le corps, ils sont plus ou moins atténués en fonction de la densité des tissus. L'atténuation subie est traduite en projetant les rayons X sur un film ou un écran dont les atomes vont réagir par le biais de l'effet photoélectrique. Une partie de l'énergie résultant de cet effet sera émise sous forme de lumière visible. Le terme de fluoroscopie trouve son origine dans l'utilisation d'un écran fluorescent pour visualiser les rayons X. De nos jours, cet écran a été remplacé par une caméra.

Les systèmes de fluoroscopie commercialisés de type arceau (C-arm en anglais) proposent à l'heure actuelle des fréquences d'acquisition maximales de 25 à 30Hz [31] et des zones de capture de l'ordre de 30cm*30cm [32]. Ces zones de capture ainsi que l'absence de mobilité de l'appareil limitent le nombre d'articulations et le type de tâche analysées [32]. Malgré tout, sa conception permet non seulement d'étudier un sujet en position debout mais aussi de ne pas restreindre le sujet à un espace. Certains auteurs ont ainsi proposé d'analyser la cinématique du genou lors de changement de direction [33].

Ces systèmes commerciaux font appel à l'approche plan unique en d'autres termes, une seule caméra est utilisée. Une autre technique, la fluoroscopie biplan, fait quant à elle appel à deux dispositifs et donc deux caméras. Avec ces derniers systèmes, des fréquences d'acquisition allant jusqu'à 500Hz peuvent être obtenues en utilisant des caméras hautes fréquences [25,34].

Pour obtenir la cinématique articulaire en 3D, le plus généralement, il est proposé de faire coïncider un modèle 3D des os analysés sur les images provenant de la fluoroscopie que ce soit image par image et vue par vue ou de manière simultanée et sur une succession d'images [35]. Cette méthode est utilisée pour les deux types de fluoroscopie. Une fois ce recalage effectué, la position et l'orientation du modèle sont déduites. Seulement, l'automatisation de ce procédé à l'aide d'algorithmes reste imparfait car sujet aux erreurs provoquées par la détection de poses erronées, erreurs qui se retrouvent amplifiées lorsque la qualité de l'image est moindre (en termes de netteté, exposition, résolution etc.). Une intervention importante de l'utilisateur reste donc souvent nécessaire pour aligner le modèle 3D du segment osseux sur les projections fluoroscopiques et se rapprocher le plus possible de la pose réelle.

Dans le cadre de la fluoroscopie orthogonale double, il est également proposé d'incorporer des perles de tantale dans les os pour faciliter le suivi de trajectoire. Avec

cette technique, en dynamique, des précisions de l'ordre de 0,12 mm sont rapportées alors que des valeurs de 0,74 mm sont obtenues par recalage d'un modèle [36]. Dans cette étude, la précision était estimée en recalculant la distance moyenne séparant deux positions au cours d'une course effectuée sur tapis roulant, la référence étant établie à partir de la distance séparant deux perles de tantale mesurée en position statique par tomodensitométrie.

Concernant la précision de la mesure, celle-ci se détériore en profondeur lors de la fluoroscopie à plan unique [25] et dépend de la distance entre les os et les écrans ainsi que de la vitesse linéaire et angulaire du mouvement [37].

Pour pallier au faible volume dans lequel les mouvements peuvent se produire dans le cas de systèmes fixes, il a été proposé de monter les appareils de fluoroscopie sur des plateformes mobiles contrôlées par ordinateur pour maintenir le champ de vision des caméras localisées sur l'articulation étudiée pendant que le sujet se déplace librement dans l'espace. Cette approche, appelée imagerie radiographique dynamique (DRI), a été mise en œuvre en utilisant des portiques [38], comme illustrée en Figure 13, ou encore des bras robotisés [39,40].

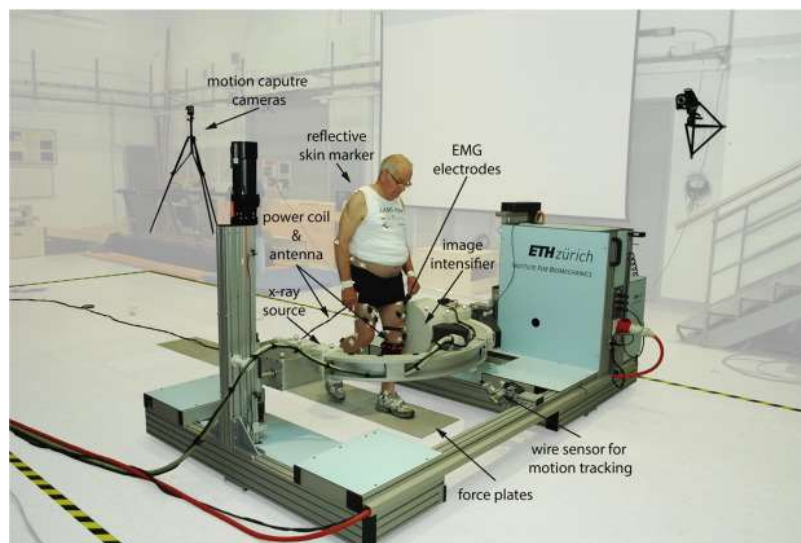


Figure 13 : Système d'imagerie radiographique dynamique monté sur portique. D'après [38].

La fluoroscopie biplan est souvent considérée comme la méthode de référence pour l'analyse cinématique articulaire du fait de sa précision et de la possibilité de faire des acquisitions à des fréquences élevées. Les inconvénients cités précédemment qui sont le champ de vision limité, l'appareillage et les montages nécessaires, le temps de mise en œuvre et de traitement peuvent constituer des facteurs limitants à son utilisation. Comparativement à l'IRM ou l'échographie, elle ne fournit pas non plus d'informations sur les tissus mous.

Mais l'inconvénient majeur est que cet examen radioscopique implique une dose de rayonnement ionisant pour le patient. Si la dose a été réduite avec les recherches récentes, elle peut toutefois atteindre des valeurs importantes en particulier lorsqu'une

configuration bi-planaire est utilisée en combinaison avec de la tomодensitométrie (pour obtenir le modèle osseux 3D). Une étude récente [41] a proposé d'estimer la dose de rayonnement délivrée au patient pendant une analyse fluoroscopique de l'articulation de la hanche effectuée à une fréquence de 25 Hz. D'après les résultats, pour une mesure fluoroscopique de 20 secondes, la dose efficace estimée est comprise entre un minimum de 0,36 et un maximum de 2,18 mSv suivant l'angle des rayons. Cette dose maximale estimée correspond à environ 3 fois l'exposition au rayonnement pour une radiographie de la hanche et à 0,36 fois l'exposition pour une tomographie par ordinateur du bassin [41]. Cette dose estimée correspond toutefois à une limite basse puisque basée sur une seule image et sur une durée d'acquisition relativement faible.

3.2.1.3 Tomодensitométrie

La tomодensitométrie (TDM) est un autre outil clinique courant utilisant les rayons X pour reconstituer des données anatomiques volumétriques tridimensionnelles. Par rapport à la radiographie, sa particularité est de procéder par coupes, la rotation simultanée de la source et du détecteur permettant d'obtenir plusieurs projections à partir desquelles sont reconstruites les images 3D.

Si comme pour l'IRM la technique de tomодensitométrie dynamique est évoquée, la notion de dynamique reste là aussi très relative puisque les fréquences d'acquisition atteintes sont de l'ordre du hertz [42]. Qui plus est, il est aussi recommandé de procéder en des mouvements de faibles accélérations pour assurer une certaine netteté des images [42].

A ces inconvénients, s'ajoute : le champ de mesure limité puisque contenu dans l'espace situé entre l'anneau autour duquel la source va tourner ; le fait que le sujet soit en position horizontale dans la plupart des dispositifs commercialisés ; la radiation ionisante du sujet. Ces différents éléments expliquent vraisemblablement pourquoi très peu d'études ont fait appel à cette technique, la plupart se focalisant sur le poignet [42,43].

3.2.1.4 Echographie

L'échographie constitue une technique d'imagerie non invasive et non ionisante basée sur la réflexion d'ondes sonores à haute fréquence, les ultrasons, dans les tissus. L'écho de ses ondes sera différent en fonction de la nature du tissu rencontré et convertit en un signal vidéo dont le niveau de gris dépendra de la densité tissulaire.

Tout comme l'IRM, l'échographie permet une visualisation de différents tissus biologiques constituant le système locomoteur comme les os, les ligaments, les muscles et les tendons. Parmi ses autres avantages, les appareils à ultrasons sont présents dans de nombreuses structures.

S'ils ont été au préalable très largement employés pour caractériser les mouvements de fascicules musculaires, des tendons ou encore des ligaments [44], l'échographie a plus récemment été proposée pour caractériser les mouvements aux articulations [45,46].

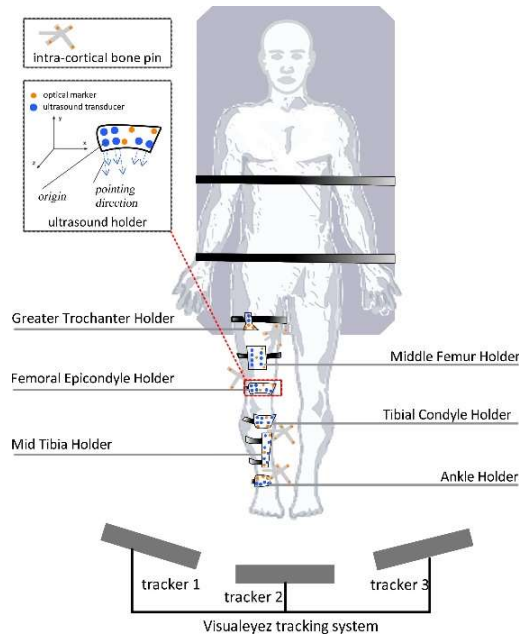


Figure 14 : Représentation schématique du dispositif proposé par Niu et al. [45] pour l'acquisition de la cinématique du complexe tibio-fémoral par ultrason.

Lors de l'utilisation de cette technique, la problématique majeure réside dans le fait que les ultrasons sont émis et réceptionnés par le biais d'une sonde. Cette sonde doit donc se retrouver en surface de la zone étudiée. Or, même si des sondes sans fil et de plus petites dimensions sont de nos jours commercialisés, leur volume et masse demeurent non négligeables. Par ailleurs, la fréquence d'acquisition demeure également relativement faible puisque de l'ordre de 20Hz.

Les positions des éléments obtenus par imagerie à ultrasons étant définies dans un repère local associé à la sonde, pour obtenir le mouvement dans un repère global, il est nécessaire de définir le mouvement de la sonde [45,46]. Ceci passe par l'utilisation d'un dispositif tierce, le plus souvent un système optoélectronique. Pour ce faire, des marqueurs réfléchissants sont placés sur la sonde afin de définir un repère technique dont les mouvements pourront être qualifiés dans le repère global du système optoélectronique [45,46].

Avec cette technique, comparativement à la cinématique articulaire du genou obtenue par pins intracorticaux, des erreurs inférieures à 4° pour les rotations et 5mm pour les translations ont été obtenues mais dans le cadre d'une étude cadavérique [45].

L'analyse du mouvement par imagerie médicale a donc fortement évolué ces dernières années. Le coût des dispositifs, leur manque de portabilité, leur encombrement restreignent toutefois encore leur utilisation comparativement aux systèmes optoélectroniques évoqués ci-après.

3.2.2 Systèmes optoélectroniques

Un grand nombre de systèmes optoélectroniques dédiés à la capture du mouvement sont commercialisés de nos jours. Par ailleurs, l'arrivée récente de nouveaux fabricants

de systèmes de capture du mouvement a augmenté la concurrence. Ces dispositifs étant également utilisés pour l'animation d'avatars dans le cadre de la conception de jeux vidéo, du cinéma ou de la publicité, ce marché est particulièrement florissant. Ainsi, aux Etats-Unis des rapports prédisent un doublement du marché des systèmes de capture du mouvement entre 2016 et 2022 [47]. Même si les fabricants proposent souvent des solutions différentes aux animateurs et aux chercheurs/cliniciens, les évolutions techniques bénéficient généralement à toutes les solutions.

Pour rappel, la particularité de ces systèmes est que les caméras en réseau qui le composent captent la lumière infrarouge (ou proche infrarouge). Pour certains d'entre eux, les caméras sont aussi équipées de diodes qui émettent de la lumière infrarouge. Des marqueurs -dits passifs- dont la surface est constituée de matière réfléchissante sont alors employés pour renvoyer vers l'objectif la lumière émise. Pour d'autres, ces diodes émettrices constituent par eux-mêmes les marqueurs -alors qualifiés d'actifs- placés sur l'élément dont le mouvement est observé. Dans les deux cas, la lumière infrarouge captée par les caméras permet de déduire la position du centre des marqueurs en trois-dimensions. Bien que les spécifications de ces systèmes puissent nettement différer, les principes de base sont similaires dans le sens que, plusieurs points d'intérêt sont localisés dans des images offrant différents angles de vue, sont convertis en coordonnées de l'espace réel par triangulation puis utilisés pour déduire la pose 3D du squelette ou de l'objet sous-jacent.

Parmi les évolutions techniques majeures de ces systèmes depuis le début de leur commercialisation dans les années 1980, celles portant sur la résolution, la fréquence d'acquisition des caméras, les algorithmes de reconnaissance des marqueurs, de suivi et d'identification des trajectoires comptent parmi les plus significatives.

A l'heure actuelle, les capacités des caméras semblent suffisamment importantes en termes de résolution (jusqu'à 16Mpixels pour les caméras Vantage V16, Vicon, Oxfords Metrics) et de fréquence d'acquisition (jusqu'à 3.6Gpixels/s pour les Oqus 7+, Qualisys) pour permettre la capture de tous les segments humains et de tout type de mouvement.

Un intérêt majeur de l'augmentation de la résolution est de pouvoir faire des acquisitions de marqueurs de petites tailles sur un grand champ. Outre l'apport pour l'analyse des mouvements de petits segments (doigts des mains et des pieds), du visage, ceci permet également de rendre plus discret le dispositif, ce qui n'est pas négligeable lors d'expérimentations effectuées sur des populations dont l'attention peut être vite détournée comme les enfants ou des personnes présentant des troubles cognitifs.

Les modifications apportées à ces systèmes ont donc également bénéficié aux algorithmes d'identification des marqueurs, de suivi et de labellisation automatique de trajectoire. Bien qu'il soit difficile d'objectiver ces évolutions, ces algorithmes semblent plus robustes et plus rapides facilitant ainsi le post-traitement des acquisitions. Qui plus est, les algorithmes proprement dits ne sont pas divulgués par les fabricants si bien que les paramètres permettant de moduler ces algorithmes restent pour le moins abscons.

Parmi les améliorations apportées aux systèmes optoélectroniques d'analyse du mouvement, nous pouvons également évoquer des facilités apportées pour l'intégration de systèmes tiers (plate-forme de forces, électromyographie etc.). La suite logicielle de certains dispositifs offre également la possibilité de lancer des pré-traitements de données via des modules depuis l'interface même du logiciel de capture du mouvement, modules pouvant être créés à partir de langages de programmation courants (matlab, python).

Il est à noter que les critiques formulées à l'égard des systèmes optoélectroniques n'ont pas beaucoup évoluées. Ainsi, dans le cadre d'une utilisation classique où les caméras sont fixes dans une pièce, le champ de mesure reste par nature restreint. Le fait que chaque marqueur doive impérativement être vu au minimum par deux caméras tout au long du mouvement pour que sa trajectoire soit reconstruite en 3-dimensions sans interruption reste aussi une contrainte inhérente à la nature même de la technologie optoélectronique. Il faut toutefois reconnaître que le volume d'acquisition a pu être notablement agrandi et l'occultation des marqueurs largement réduite grâce à l'augmentation de la résolution des caméras mais aussi grâce à l'augmentation du nombre de caméras intégrés dans les systèmes, augmentation favorisée par la diminution de leur coût.

Ensuite, malgré les promesses faites par certains fabricants, il faut bien reconnaître que la lumière du soleil reste une source majeure d'interférences et qu'il nous faut toujours limiter sa présence lors des acquisitions.

Enfin, même si quelques améliorations ont été apportées pour faciliter leur transport, la portabilité de ce type de dispositif demeure une limite majeure.

L'exactitude de la mesure fournie par ces dispositifs semble largement suffisante pour l'analyse du mouvement humain puisque des erreurs inférieures à 1mm sont généralement rapportées [48]. Seulement, nous pouvons regretter qu'il n'y ait pas de comparaison des différents systèmes suivant un même protocole rapportée depuis 1999 [49].

Comme souligné par Windolf et al., l'exactitude des mesures fournies par ces systèmes optoélectroniques dépend fortement de l'installation et la configuration du dispositif [50]. Le positionnement des caméras, leur calibrage, la distance entre les caméras et les marqueurs, leur nombre de même que les mouvements des marqueurs à localiser dans le champ d'acquisition sont reconnus pour influencer l'exactitude des mesures [51,52]. De ce fait, l'exactitude devrait être déterminée pour chaque salle d'analyse du mouvement [50] voire pour chaque type d'expérimentation. Si quelques propositions ont été faites pour définir un protocole [53] et des démarches qualité [54] et que des standardisations ont été formulées par des sociétés savantes [55], nous pouvons regretter que ces procédures ne soient pas encore systématisées dans les laboratoires.

Pour conclure sur l'évolution des systèmes optoélectroniques d'acquisition du mouvement, les caractéristiques techniques de certains de ces systèmes sont telles en

matière de résolution, de fréquence des caméras et de traitement des données que, si leur financement est possible, on peut considérer que ces systèmes ne possèdent plus de frein majeur à l'analyse du mouvement humain en vue d'application clinique. Les problèmes inhérents à la technologie à savoir, le port de marqueurs par le sujet, l'impossibilité de capter les marqueurs placés sur des segments dans certaines configurations (le dos alors que la personne est allongée sur le dos par exemple) ou leur occultation demeureront. Enfin, comme dans d'autres cadres, les systèmes low-cost sacrifient nécessairement un élément technique (nombre de caméras, résolution etc.), ce qui rendra inévitablement moins flexible et performante l'utilisation du dispositif.

3.2.2.1 Problèmes méthodologiques associés aux systèmes optoélectroniques

3.2.2.1.1 L'artéfact des tissus mous

Comparativement à l'imagerie médicale, le défaut majeur des systèmes d'analyse du mouvement nécessitant l'utilisation de marqueurs ou de capteurs externes -c'est-à-dire placés en surface du corps humain- demeure inchangé, il s'agit toujours de l'artéfact des tissus. Cette problématique reste d'actualité comme l'atteste l'issue spéciale de la revue *Journal of Biomechanics* qui lui a été consacrée en 2017 [56]. D'après Camomilla en introduction de cette issue spéciale, l'intérêt pour cet artéfact se justifie par le fait que l'analyse du mouvement en clinique est de plus en plus fréquente et qu'elle met parfois en jeu des mouvements aux articulations qui peuvent être de même ampleur que ceux des tissus mous. Il est donc impératif de limiter l'impact de l'artéfact des tissus mous pour déterminer la cinématique articulaire avec une précision plus importante que celle atteinte aujourd'hui [56].

Cet artéfact des tissus mous représente les mouvements de marqueurs/capteurs placés sur le sujet par rapport à la structure sous-jacente (os, muscle) qu'ils doivent qualifier. Trois types ou modes de mouvements des tissus mous sont considérés dans le cas où plusieurs marqueurs sont placés sur un segment : des mouvements inter-marqueurs, appelés déplacement propre ou part individuelle qui sont principalement attribués à l'élasticité de la peau ; un mouvement global, encore mentionné sous le nom de part rigide, attribué aux déplacements des masses molles situées sous la peau (muscle, tissus adipeux) par rapport à l'os sous-jacent [36] ; un mouvement provenant de la variation de l'enveloppe cutanée qui peut intervenir au cours du mouvement [57] sous l'effet de la contraction musculaire par exemple.

L'étude de ces artéfacts nécessite des moyens relativement « lourds » et onéreux ainsi que des processus relativement longs [58]. En effet, une mesure de référence faisant appel à des pins intra-corticaux ou de l'imagerie médicale est nécessaire pour quantifier ces artéfacts.

Les travaux effectués sur le sujet ont mis en évidence que les artéfacts de tissus mous dépendent de la position des marqueurs/capteurs [59,60], des caractéristiques anthropométriques des individus [61] ainsi que du mouvement effectué [62–64]. Ces mouvements des tissus mous ne sont pas négligeables puisqu'ils peuvent atteindre 40mm

pour la cuisse et 15mm pour la jambe [61,65–67]. Des valeurs de 52.1mm ont également été mesurées chez des sujets obèses pour des marqueurs placés sur le bassin [68]. Il est à noter qu'une proposition récente a été effectuée pour standardiser la description de ces artéfacts afin de faciliter la comparaison entre les études [58].

Il a aussi été montré à partir d'une approche statistique que les marqueurs les plus perturbés étaient situés aux extrémités des segments, c'est-à-dire à proximité des articulations, alors que les marqueurs les moins affectés étaient situés au milieu des segments, sur les faces antérieures et sur le fascia latta [60,69].

Concernant l'impact des différents types d'artéfact, il est maintenant admis que la part rigide est prépondérante, qu'elle se traduit à la fois par des mouvements de translation et de rotation qui peuvent affecter la cinématique articulaire [70,71].

Une attention doit donc être apportée au positionnement des marqueurs pour faire en sorte de les placer sur les zones les moins soumises à l'artéfact. Seulement, cette attention ne permet pas d'annuler totalement cet artéfact. Qui plus est, malheureusement, le domaine de fréquence de ces artéfacts est similaire à celui du mouvement des os ce qui rend impossible leur suppression par filtres fréquentiels [64,72].

Des travaux proposent donc de modéliser cet artéfact pour le compenser mathématiquement [36,73–75]. Comme évoqué précédemment, cet artéfact est dépendant de la position du marqueur sur un segment, du segment, du sujet et du type d'activité. A l'heure actuelle, une équipe a proposé un modèle propre à certaines activités comme la marche ou le changement de direction [36] tandis qu'une autre propose de formuler le modèle d'artéfact en fonction des angles aux articulations proximale et distale [74,75]. Si ces modèles semblent bien représenter l'artéfact des tissus mous, les auteurs reconnaissent que les fortes variations interindividuelles observées impliquent un paramétrage propre à chaque sujet. Malheureusement, cette personnalisation du modèle n'est pas évidente à mettre en œuvre puisque des données provenant de pins intra-corticaux sont utilisées [36,74].

La méthode qui reste privilégiée pour tenter de limiter l'impact de l'artéfact des tissus mous sur la cinématique articulaire est basée sur la méthode d'optimisation multi-segmentaire [8,76]. Cette optimisation multi-segmentaire qui permet de pallier d'autres défauts associés aux méthodologies d'analyse du mouvement sera développée dans un prochain paragraphe. Succinctement, elle consiste à optimiser la pose des segments d'un modèle sous contraintes cinématiques en minimisant les différences existant entre les trajectoires de marqueurs mesurées et celles prédites par le modèle. Dans le cadre de la correction de l'artéfact des tissus mous, la compensation obtenue dépend du nombre de degrés de liberté de la chaîne cinématique, la compensation étant plus importante dans des chaînes cinématiques fortement contraintes [77,78]. Malgré tout, pour des rotations et des translations de faibles amplitudes comme au genou, les compensations obtenues avec cette approche sont insuffisantes [79]. Toutefois lorsqu'un modèle de l'artéfact est intégré à cette optimisation, les résultats semblent prometteurs [80,81].

D'autres propositions ont été faites en prédisant la cinématique articulaire par le biais d'un filtre de Kalman [77,82,83]. Comparativement aux méthodes basées sur l'optimisation multi-segmentaire, la compensation de l'artéfact semble similaire [77]. En revanche, la combinaison d'un filtre de Kalman et d'un modèle d'artéfact des tissus mous semblent offrir des résultats nettement supérieurs à ceux obtenus par la combinaison de l'optimisation multi-segmentaire et du modèle d'artéfact [82].

En résumé, à l'heure actuelle, aucune méthode ne fait l'unanimité pour compenser l'artéfact des tissus mous et si les dernières approches incorporant un modèle de l'artéfact semblent prometteuses, leur diffusion reste difficile puisque nécessitant une mesure de référence.

3.2.2.1.2 Détermination des axes fonctionnels et des centres articulaires

Comparativement à l'imagerie médicale, les systèmes optoélectroniques ne permettent pas de visualiser directement les segments osseux mais de localiser des marqueurs placés en surface du corps, ces marqueurs se retrouvant alors séparés des segments osseux par une couche non négligeable de tissus mous. Or, pour définir la cinématique articulaire, il est nécessaire d'identifier les centres articulaires et autres axes fonctionnels sur lesquels sont établis les repères segmentaires.

A l'heure actuelle, trois méthodes demeurent employées pour y parvenir, certains modèles cinématiques pouvant même mixer les approches pour obtenir un axe ou un centre articulaire. Ces méthodes sont les méthodes dites anatomiques, prédictives et les méthodes fonctionnelles.

Les méthodes anatomiques consistent à définir un axe ou un centre articulaire en se basant sur la position de points ou repères osseux. Ces points pourront être directement identifiés en y apposant un marqueur réfléchissant ou en définissant leurs positions dans un repère technique au cours d'un processus de calibrage faisant parfois appel à un pointeur [84]. Avec cette approche, l'hypothèse est faite que des axes ou centres fonctionnelles d'une articulation sont fixes au regard de la géométrie des os définissant l'articulation. En d'autres termes, à des axes/centres anatomiques correspondent des axes/centre fonctionnelles. Il a été mis en évidence que la plus grosse erreur faite sur l'identification des axes ou des centre articulaires avec cette méthode provenait d'une erreur dans le repérage des points anatomiques [85].

Les méthodes prédictives -lesquelles concernent la détermination de centres articulaires [86]- peuvent paraître proches de la méthode anatomique dans le sens où elles proposent elles-aussi de retrouver le centre articulaire en se basant sur la localisation de repères osseux. Seulement, dans le cas des méthodes prédictives, la localisation n'est pas directe puisqu'elle est le résultat d'équations faisant intervenir des coefficients définis sur la base d'une analyse statistique d'une population. Pour cette approche, l'erreur sur l'estimation du centre articulaire provient non seulement de l'erreurs sur l'identification des repères osseux mais aussi de la validité de l'équation proposée.

Enfin, les méthodes fonctionnelles partent du principe que les axes/centres articulaires peuvent être assimilés à des axes/centres de rotation. Les trajectoires d'éléments situés sur les segments adjacents à l'articulation formeront donc une portion de cercle ou de sphère autour de ce centre de rotation qu'il sera possible d'identifier mathématiquement. De nombreuses propositions ont été faites pour identifier ces axes et centres de rotation.

Seulement, que ce soit pour les méthodes prédictives mais surtout pour les méthodes fonctionnelles, différents éléments sont à considérer dans la méthodologie mise en place pour identifier le centre/axe de rotation [87] :

- Le formalisme mathématique utilisé pour calculer le centre/axe
- Le modèle cinématique
- Les mouvements de calibrage effectués en termes d'amplitude et de direction à effectuer
- Les caractéristiques des sujets (taille, IMC et donc artéfact des tissus mous, amplitude de mouvement possible)

La grande variété de combinaisons possible entre ces différents éléments explique sans doute les difficultés à conclure quant à la méthode la plus appropriée.

Détermination du centre articulaire de la hanche

Pour tester les méthodes, il est le plus souvent proposé de mesurer l'erreur entre la position du centre obtenu par la méthode avec une position de référence obtenue à partir d'une technique d'imagerie médicale.

En ce qui concerne les méthodes prédictives, dans la littérature, les erreurs dans l'estimation du centre articulaire de la hanche varient entre 7,4 et 50,8 mm [88]. Les équations de Harrington (la 2^{ème} version est la plus souvent adoptée) qui se basent sur des repérages osseux, des mesures du bassin et de la longueur de la jambe montrent une plus grande précision pour les populations pathologiques et non pathologiques, enfants [89,90] ou adultes [91,92]. Seulement, ce consensus sur la supériorité des équations de Harrington pourrait être remis en cause par une nouvelle méthode de régression, la méthode Hara. En effet, une étude récente semble témoigner d'une meilleure estimation du centre articulaire de la hanche et ce, pour une population de sujets très variés [93].

Pour les méthodes fonctionnelles, les erreurs présentées s'échelonnent entre 0,07 et 45,9 mm [88]. Lorsque les méthodes fonctionnelles sont comparées entre elles, les méthodes d'ajustement géométriques de sphère semblent être plus précises pour l'estimation du centre articulaire de la hanche que ce soit chez les adultes [92] ou les enfants [89].

La comparaison des méthodes prédictives et fonctionnelles montrent que les méthodes fonctionnelles sont plus précises que les méthodes prédictives chez les adultes possédant une amplitude articulaire à la hanche supérieure à 30° [88] mais que, dans le cas contraire, les équations de Harrington sont plus précises [89]. Chez les enfants, les équations de Harrington semblent plus performantes à la fois chez les enfants pathologiques et non pathologiques, peut-être du fait de la petite taille des segments [94].

A partir de certains de ces résultats, des recommandations ont été émises en 2015 par l'International Society of Biomechanics [88]. Ainsi, les méthodes fonctionnelles d'ajustement géométriques devraient être utilisées chez les personnes ayant une mobilité active de la hanche suffisante et les équations de Harrington devraient être utilisées quand ce n'est pas le cas. Par ailleurs, pour les méthodes fonctionnelles, des mouvements multi-plans comportant au moins 60° de flexion/extension et 30° d'abduction/adduction sont recommandés.

Toutefois, il convient de relever qu'en termes de fiabilité, pour l'estimation du centre articulaire de la hanche, les méthodes prédictives semblent meilleures que les méthodes fonctionnelles [95]. Qui plus est, la fiabilité de ces dernières peut être fortement dégradée si les mouvements de calibrage sont mal effectués (pas assez de directions parcourues et/ou amplitude de mouvement insuffisante) ou si uniquement un marqueur est utilisé pour déterminer le centre articulaire [95].

Détermination de l'axe fonctionnel et du centre articulaire du genou

Pour obtenir l'axe fonctionnel, la méthode la plus simple et qui reste très répandue dans le cadre de l'analyse de la marche en clinique [21] consiste à définir cet axe à partir de deux marqueurs placés sur les épicondyles médiales et latérales du genou.

Les méthodes fonctionnelles se composent quant à elles de deux grandes familles de méthodes avec d'un côté les techniques d'ajustement [96,97] et de l'autre, les techniques de transformation des axes [98]. Une troisième méthode, appelée DynaKAD, propose de minimiser la variance dans le plan frontal de la cinématique [99].

Contrairement au centre articulaire de la hanche, il n'y a à l'heure actuelle pas de réel consensus sur la méthode la plus précise mais il faut reconnaître que cet axe n'a pas fait l'objet d'autant d'attention que le centre articulaire de la hanche. D'après de Rosario et al., abordées d'un point de vue théorique, les différentes méthodes d'identification des axes de rotation semblent relativement équivalentes même lorsque l'impact de l'artéfact des tissus mous est considéré [100]. En pratique, la méthode DynaKad encore appelé 2DoFKnee semble la plus précise que ce soit pour des sujets non pathologiques [101] ou pathologiques [102].

Concernant les mouvements de calibrage, des flexions/extensions passives à l'articulation engendre une meilleure estimation de l'axe que des mouvements actifs [101] mais, à notre connaissance, il n'y a pas encore d'études précisant l'amplitude de mouvement nécessaire.

Comparée à ces méthodes fonctionnelles, la méthode anatomique basée sur les deux marqueurs placés sur les épicondyles médiales et latérales du genou semble donner une moins bonne estimation de l'axe de flexion/extension du genou [101].

Concernant le centre articulaire du genou, il n'y a à notre connaissance pas d'étude proposant de comparer la précision offerte par les différentes méthodes quand bien même ce centre est important puisque servant à définir les axes longitudinaux de la cuisse et

de la jambe. Toutefois, la fiabilité de différentes méthodes a été récemment comparée [103]. D'après cette étude, la cinématique obtenue à partir d'un centre articulaire du genou obtenu en le définissant comme le milieu de deux marqueurs placés sur les épicondyles médiales et latérales du genou apparaît très bonne comparativement aux méthodes fonctionnelles [103]. Toutefois il convient de noter que dans cette étude, le mouvement de calibrage fonctionnel proposé basé sur des flexions/extensions actives jambe levée n'était sans doute pas idéal.

De nouvelles études devront donc être menées pour pouvoir fournir des recommandations comme cela a pu être fait pour la hanche.

Détermination des axes fonctionnels et du centre articulaire de la cheville

Encore moins d'études ont porté sur la détermination de l'axe de flexion plantaire/dorsale de la cheville et de son centre articulaire.

La méthode anatomique la plus simple et qui demeure elle aussi très répandue pour l'analyse de la marche en clinique [21] consiste à considérer l'axe fonctionnel comme étant colinéaire à l'axe passant par deux marqueurs placés sur les malléoles interne et externe. Le centre articulaire est quant à lui défini comme étant situé au milieu de ces deux marqueurs.

Pour définir le centre articulaire à partir d'une méthode fonctionnelle, certains auteurs proposent d'utiliser les méthodes développées pour la hanche [104].

Concernant la fiabilité des méthodes, les résultats d'une étude, comme pour le genou et la hanche, semblent confirmer l'absence de bénéfices réels apportés par les méthodes fonctionnelles sur la méthode anatomique proposant de définir le centre articulaire de la cheville comme étant le milieu de marqueurs placés sur les malléoles interne et externe [105].

Ces études mériteraient donc largement d'être complétées pour aboutir à une connaissance plus approfondie des méthodes permettant de définir aussi bien l'axe fonctionnel de la cheville que son centre articulaire.

3.2.2.1.3 Méthodes d'optimisation multi-segmentaire

En vue d'obtenir la cinématique articulaire, une autre approche consiste à ajuster un modèle biomécanique multi-segmentaire à un ensemble de trajectoires de marqueurs mesurées au cours d'une expérimentation. Cette approche est évoquée sous les termes de cinématique inverse ou encore de méthode d'optimisation globale ou multi-segmentaire [106]. Comme précisé précédemment, elle est majoritairement adoptée dans l'objectif de limiter l'artéfact des tissus mous [8,64,79].

La première étape consiste donc à représenter le corps humain sous la forme de solides rigides articulés reliés par des liaisons mécaniques qui vont contraindre les mouvements. Le système correspondant est alors décrit sous forme de coordonnées, le plus généralement des coordonnées dites généralisées puisqu'elles peuvent décrire aussi bien

des positions absolues que relatives ou encore angulaires. Des contraintes vont donc être imposées pour respecter à la fois la rigidité des segments et les degrés de liberté autorisés à une articulation [106]. Le problème peut alors s'exprimer sous la forme d'un problème d'optimisation sous contraintes formulées par une fonction objective utilisant la formulation de Lagrange [106,107].

L'une des problématiques qui se posent lors de l'utilisation des méthodes d'optimisation multi-segmentaire réside dans la représentation des contraintes cinématiques. Ainsi, un modèle trop contraint ne représentera que partiellement les mouvements réels du corps humain alors qu'un modèle peu contraint ne permettra pas d'obtenir une cinématique satisfaisante [77]. Ceci est d'autant plus vrai que les contraintes sont dans beaucoup des premiers modèles publiés formulées pour représenter des liaisons sphériques et pivots idéales. Les travaux récents proposent donc de nouvelles formes de contraintes, les contraintes dites anatomiques puisque cherchant à représenter des conditions de contact [108] ou encore le comportement des ligaments à une articulation [109]. Comme souligné par Leardini et al. [78], la qualité des résultats est obligatoirement dépendante de la qualité du modèle et de la représentation des articulations. De ce fait, une amélioration de la formulation des contraintes ainsi que leur personnalisation comme proposée par Charbonnier et al. [110] devraient permettre d'améliorer les résultats.

Concernant la résolution du problème, d'autres formulations du problème que la formulation au moindre carré majoritairement adoptée sont à attendre prochainement. Ainsi, il a été récemment proposé d'utiliser une formulation bayésienne pour minimiser les différences entre les trajectoires des marqueurs et les trajectoires simulées [111]. Et comme le souligne les auteurs de cette étude, en robotique, d'autres formulations de la résolution du problème ont été proposées comme les réseaux de neurones et les méthodes heuristiques.

3.2.3 Systèmes de caméras vidéo sans marqueurs

Comme évoqué en introduction de ce manuscrit, l'utilisation de marqueurs doit être évitée dans certaines expérimentations du fait de contraintes d'aseptisation ou encore du fait de populations qui pourraient ne pas tolérer le port de marqueurs. Les systèmes vidéo sans marqueurs constituent ici une possibilité totalement non-intrusive. Une revue a été récemment proposée pour évoquer l'évolution de la technologie basée sur la vision [112]. Le présent paragraphe reprend certains points évoqués dans cette revue.

L'analyse du mouvement à l'aide de systèmes sans marqueur n'est pas récente puisque les travaux d'Eadward Muybridge considérés comme précurseurs en matière d'analyse du mouvement se sont faits sans marqueurs. Malgré tout, avant même l'ère des systèmes optoélectroniques, l'ajout de marqueurs a été proposé pour faciliter le repérage de points clés du corps humain.

Les méthodes sans marqueur ne sont pas les plus utilisées dans les laboratoires de biomécanique. Par ailleurs, à notre connaissance, relativement peu de systèmes sont

commercialisés en incluant à la fois des caméras et une suite logicielle de traitement. On peut ainsi seulement évoquer les systèmes proposés par Simi (Simi Reality Motion Systems GmbH ©), Capture Studio Ultimate (The Capture), BioStage (Organic Motion), Dari Motion, Eumotus et Kinatrax.

L'utilisation de marqueurs permet donc de localiser un point d'intérêt situé sur le corps avec, en biomécanique, l'objectif d'en déduire des informations relatives aux structures osseuses sous-jacentes. Dans le cadre des systèmes sans marqueur, deux approches peuvent être utilisées : comme pour les systèmes optoélectroniques, localiser des points d'intérêt situés à l'extérieur du corps ; recalibrer une chaîne cinématique dans l'image obtenue. La première approche a été largement abandonnée au profit de la deuxième.

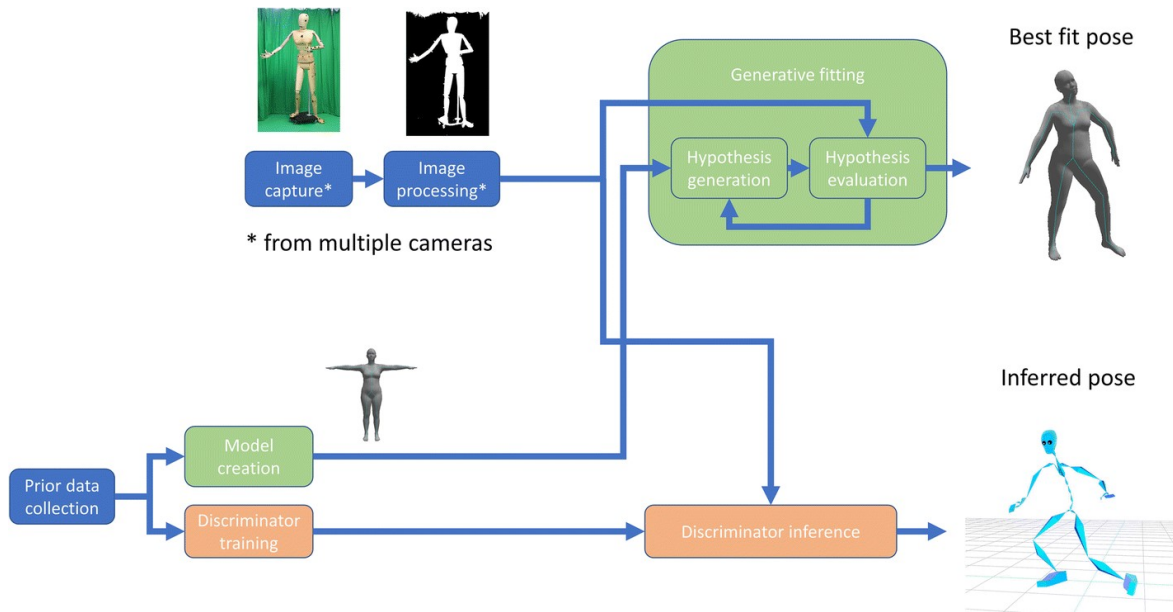


Figure 15 : Procédure de capture du mouvement sans marqueurs basés sur les algorithmes génératif (en vert) ou discriminatif (en orange). D'après Colyer et al [112].

D'après Colyer et al. [112], les quatre principaux composants des systèmes de capture de mouvement sans marqueur sont : le système de caméra utilisé, les caractéristiques de l'image exploitées ; le modèle du corps utilisé ; les algorithmes utilisés pour déterminer les paramètres du modèle.

En général, le processus constituant un système de capture de mouvement sans marqueur prendra la forme montrée à la Figure 15. L'approche générative propose de trouver la meilleure adéquation entre les paramètres du modèle et l'image. Pour l'approche discriminative, l'image est utilisée pour déduire les paramètres du modèle à l'aide d'algorithmes du type machine learning [112].

Nous n'aborderons pas la partie relative aux caractéristiques de l'image exploitées, les problématiques associées à l'extraction d'une silhouette dans une image nous semblant trop éloignées de la biomécanique.

3.2.3.1 Les caméras de profondeur

Une carte de profondeur est une image où chaque pixel, au lieu de décrire la couleur ou la luminosité, décrit la distance d'un point dans l'espace de la caméra.

Au cours des dernières années, de nouvelles familles de caméras de profondeur sont apparues. Parmi celles-ci, on distingue généralement deux familles de technologie : les caméras Temps-de-Vol (ou caméras TOF) et les caméras à lumière structurée.

Les caméras Temps-de-Vol envoient un signal optique proche de l'infrarouge en direction des objets/personnages de la scène. Le signal réfléchi est recueilli par un capteur qui en déduira la distance séparant ces objets/personnages de la scène. Pour les caméras à lumière structurée, la profondeur est détectée au travers des déformations d'un motif connu projeté sur la scène.

Les deux technologies possèdent à la fois des caractéristiques de bruit et des compromis entre précision de la profondeur et résolution spatiale différents. Malgré un certain engouement, il faudrait reconnaître que les caractéristiques de ces caméras devraient limiter leur utilisation pour des applications biomécaniques en particulier si une précision importante est requise. Ainsi, des erreurs sur l'estimation d'une position allant jusqu'à 3 cm sont évoquées [113] (nous recommandons la lecture de l'article de Sarbolandi et al. [113] pour plus de détails sur le fonctionnement de ces caméras et sur les sources d'erreur).

En plus de ce défaut de précision, le champ de vision de ces caméras et leur portée sont restreints et des interférences lumineuses peuvent venir perturber la mesure. Avec les caméras Temps-de-Vol, au-delà de 5 mètres, le rayonnement infrarouge réfléchi devient trop faible pour être mesurable avec précision. À l'inverse, si des objets/personnages sont trop près du capteur, le signal sature le capteur.

Enfin, la fréquence d'acquisition est limitée puisque les caméras commercialisées atteignent actuellement tout juste 30Hz.

3.2.3.2 Les systèmes de caméras stéréovision

Qu'elles soient fixées ou non sur un seul bloc, le principe de ces systèmes de caméras stéréovision est le même à savoir utiliser la parallaxe obtenue entre des images acquises selon des points de vue différents pour retrouver la troisième dimension manquante par triangulation. Cette méthode encore appelée stéréophotogrammétrie est utilisée depuis des décennies pour analyser le mouvement en trois dimensions [114]. Cette méthode est également exploitée par les systèmes optoélectroniques. Pour que la reconstruction 3D soit possible, les caméras doivent être synchronisées et calibrées, ce calibrage renvoyant à l'identification des paramètres nécessaires pour effectuer la correspondance entre les positions 2D provenant des images correspondant aux différents points de vue pour en déduire la position en trois-dimensions.

Une caméra dite 3D de stéréovision binoculaire comme la Zed de chez StereoLabs est en réalité constituée de deux caméras synchronisées fixées sur un même boîtier. Le système de caméras proposé par Simi (Simi Reality Motion Systems GmbH ©) est lui

composé de 2 à 8 caméras synchronisées, chaque caméra pouvant être placée librement dans l'espace.

L'intérêt de tels systèmes est qu'ils permettent l'utilisation de caméras aux fréquences d'acquisition bien supérieures à celles proposées par les caméras Temps-de-Vol et à lumière structurée actuelles. Par exemple, le système Zed affiche une fréquence d'acquisition de 100Hz tandis que Simi propose des systèmes composés de caméras cadencées à 500Hz.

Concernant la précision de ces systèmes commerciaux, il faut bien reconnaître que les données manquent puisque des données n'ont été publiées à notre connaissance que pour le système Organic Motion [115].

3.2.3.3 Les algorithmes d'identification des poses segmentaires

Dans beaucoup de systèmes ou de suites d'algorithmes proposées dans le cadre de système sans marqueurs, le suivi de points extérieurs du corps a été abandonné pour privilégier l'extraction directe de la pose des segments d'une chaîne cinématique.

Ce procédé propose donc en amont la définition d'un modèle squelettique là encore sous forme de solides rigides articulés. Le modèle squelettique est alors paramétré suivant les longueurs des segments identifiés sur l'image.

Pour les approches génératives, une représentation du modèle prenant également en compte le volume des segments est générée et par la suite comparée aux caractéristiques extraites de l'image. Pour cela, une fonction de coût est construite. D'après Colyer et al. [112], la constitution de cette fonction de coût est primordiale pour garantir une estimation réaliste de la pose des segments.

Pour les approches discriminatives, les images ou certaines caractéristiques extraites de l'image sont utilisées pour établir une correspondance avec des images/caractéristiques dont la pose est connue à l'aide d'un algorithme d'apprentissage. Toutefois, cette approche nécessite la création d'une base de données conséquentes pour laquelle les poses des segments ont été établies avec précision [112].

3.2.3.4 Précision et fiabilité des systèmes de capture de mouvement humain sans marqueur

La précision des systèmes est testée par comparaison de la cinématique articulaire obtenue à partir des systèmes sans marqueur avec celle obtenue à partir d'un système optoélectronique (parfois qualifié de « silver standard » par comparaison à l'imagerie médicale qui constitue le « gold standard »). De ce fait, le plus souvent, il n'est pas possible de distinguer la part de l'imprécision provenant de la qualité des images proprement dites de celle provenant du traitement des images ou encore de l'algorithme permettant d'ajuster le modèle cinématique aux données extraites de l'image. Pour remédier à ce problème, il a été proposé de partager des données correspondant aux acquisitions des caméras vidéo ainsi qu'aux acquisitions simultanées d'un système optoélectronique (ces données sont accessibles sur le site HumanEva à l'adresse humaneva.is.tue.mpg.de). Mais tous les travaux n'ont pas utilisé ces jeux de données qui

sont considérés par certains comme de pauvre qualité du fait du faible nombre et du placement des caméras [112,116]. Cette démarche intéressante n'a par ailleurs pas été adoptée pour les travaux portant sur les caméras de profondeur.

En ce qui concerne les systèmes basés sur des caméras vidéo, des résultats relativement satisfaisants ont été publiés et ce, dès 2010 [116]. En effet, dans leur étude, Corazza et al présentent l'erreur quadratique moyenne obtenue sur la détermination des centres articulaires lors d'essais de marche et de course. Cette erreur est de 15 ± 10 mm en moyenne pour les centres articulaires des membres inférieurs [116]. Un autre résultat de cette étude montre que l'erreur diminue sensiblement lorsqu'au moins 8 caméras vidéo sont utilisées [116]. Pour la cinématique articulaire, certains résultats sont également encourageants puisque l'erreur quadratique moyenne étaient inférieures à 4° [117]. Pour les autres études, d'une manière générale, il ressort que les données dans le plan transverse [112,115,118,119] mais aussi à la cheville sont les moins bonnes [112,118,119].

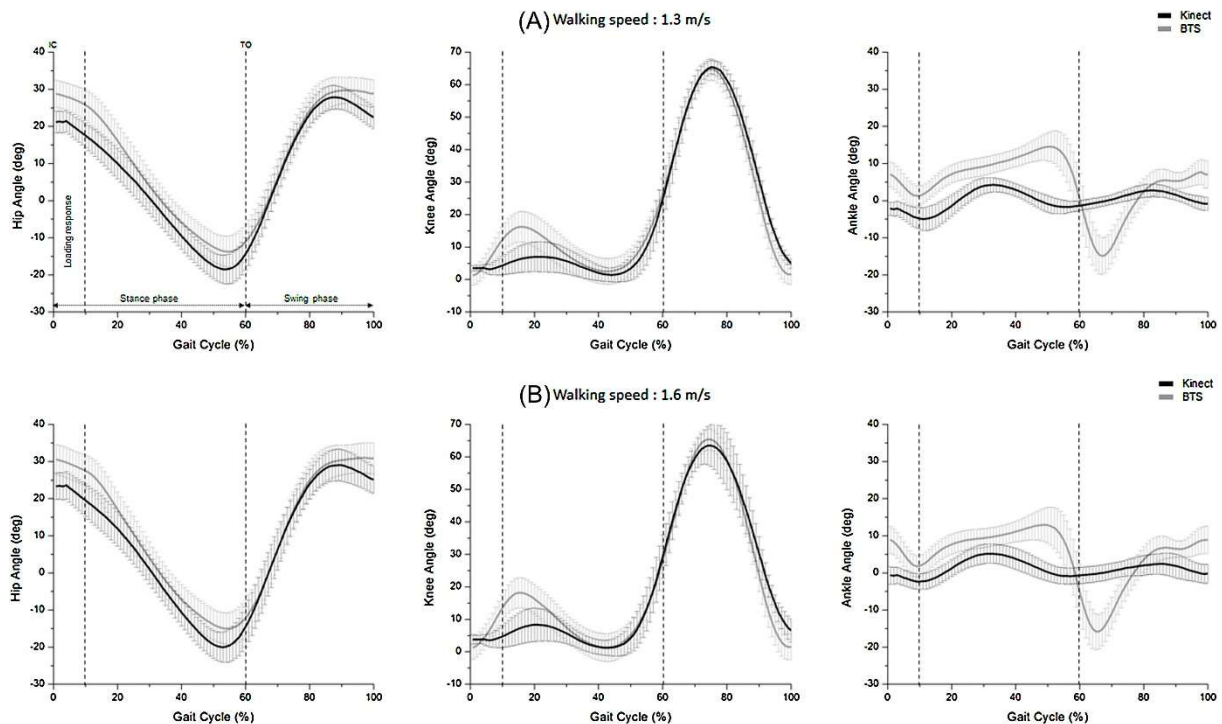


Figure 16 : angles à la hanche, genou et cheville à deux vitesses de marche (A) 1.3 m/s et (B) 1.6 m/s. les courbes représentent les moyennes des angles obtenues et l'intervalle de confiance à 90 pour le système optoélectronique (en gris) et la Kinect (en noir). D'après [120].

En ce qui concerne les caméras de profondeur, les résultats présentés sont très mitigés que ce soit pour la marche sur tapis roulant [120] ou différents tests cliniques comme le Sit to Stand ou le Timed Up and Go [121]. Dans l'étude d'Eltoukhy et al portant sur la marche sur tapis roulant [120], les angles de flexion/extension du genou n'étaient ainsi corrélés avec ceux obtenus à l'aide d'un système optoélectronique qu'avec un coefficient de corrélation égal à 0.57 [120]. Comme illustré par la Figure 16, des écarts importants entre les deux mesures étaient aussi relevés et pouvaient atteindre jusqu'à 20° pour l'angle de flexion plantaire/dorsale de la cheville.

En fait, comme évoqué précédemment, ces résultats contrastés ne sont pas aisés à interpréter. Ici, on ne peut pas distinguer les limites de la caméra de la limite du modèle. Pour pallier cette difficulté, une étude a proposé de ne pas utiliser le modèle cinématique associé à la caméra de profondeur et de recalculer sur les segments identifiés sur les images de profondeur des marqueurs placés selon un modèle cinématique classique [122]. Les angles ainsi obtenus sont relativement bons puisqu'au cours d'une tâche de squats les différences maximales relevées étaient inférieures à 5° pour la hanche et le genou et ce quel que soit le plan du mouvement. Il semblerait donc que l'erreur majeure réside dans le modèle cinématique utilisé pour définir les angles.

Une autre étude de 2015 réalisée avec la version V2 de la caméra Kinect de Microsoft présente des résultats d'analyse de la marche pouvant être considérés comme médiocres pour la cinématique articulaire mais bonnes pour les paramètres spatio-temporels [123]. Dans cette étude, les auteurs qui avaient choisi de placer la caméra de face discutent le positionnement des caméras. En effet, une seule caméra de profondeur est utilisée. De ce fait, des erreurs importantes apparaissent non seulement dans les plans perpendiculaires au plan des caméras (perpendiculaire à la profondeur) mais aussi du côté du membre opposé à la caméra [121].

Concernant la fiabilité des méthodes, ce sujet n'a pas été abordé pour les dispositifs basés sur des caméras vidéo.

A l'heure actuelle les systèmes de mesure sans marqueur basés sur des caméras de profondeur sont encore à perfectionner tant au niveau de l'image que des modèles cinématiques. Comme évoqué précédemment pour les systèmes optoélectroniques l'attrait pour la simplicité (un faible nombre de caméras, une absence de marqueurs) et pour le moindre coût va difficilement de pair avec une qualité des résultats. Par ailleurs, comme précisé par Napoli et al. [121], l'objectif initial de Microsoft au moment de la conception de la Kinect était la conception de jeux vidéo. D'un point de vue matériel, la caméra Kinect est donc basée sur une combinaison de capteurs à faible coût. Du point de vue logiciel, l'algorithme de suivi de modèle de Microsoft est conçu pour les performances de jeu et la possibilité de généralisation à toute morphologie de joueur plutôt que pour la précision de suivi. Ainsi, pour réduire le temps de calcul nécessaire pour le suivi des articulations, le flux de données est traité en temps réel et trame par trame. Bien qu'efficace sur le plan informatique, ce choix n'assure pas de continuité dans les trajectoires aux articulations prédites.

Des propositions pourraient donc être faites pour améliorer cet algorithme d'identification et de suivi de trajectoire. On peut donc envisager de gagner en précision et en fiabilité en proposant des modèles et des algorithmes propres ainsi qu'en utilisant plusieurs caméras de profondeur [121]. L'utilisation de plusieurs caméras devraient limiter l'occultation de segments, étendre le champ de vision et améliorer la précision des données [124]. Des propositions commerciales ont été faites pour combiner plusieurs caméras de

profondeur (Ipi Soft, Brekel) mais leur performance reste à tester. Des perturbations dues aux interférences résultant de l'émission de plusieurs sources lumineuses sont en effet à attendre.

Concernant le modèle et les algorithmes associés, ce qui ressort est que le modèle cinématique proposé paraît bien « simple » au regard des modèles cinématiques évoqués dans le cadre des méthodes d'optimisation multi-segmentaire. De même, à notre connaissance, il n'est pas encore question d'intégrer une formulation de Lagrange pour garantir une certaine continuité dans les poses, vitesses et accélérations des segments du modèle. Par ailleurs, l'approche discriminatives pourrait paraître prometteuse en particulier si la base de données pouvait être constituée à partir d'imagerie médicale.

Même si Microsoft a cessé la fabrication de caméras de profondeur, le marché est très actif et la demande forte de différentes communautés scientifiques pour des applications très variées (réalité virtuelle, réalité augmentée, télésanté etc.) devrait faire en sorte que de nouvelles solutions soient proposées. Le nombre d'articles dédié à ces caméras reste en effet très important (déjà plus d'une cinquantaine d'article publié en 2019 en avril et une issue spéciale dans le journal Sensors en mars 2019).

Pour les systèmes basés sur les caméras vidéo, là aussi des progrès sont sans doute à envisager notamment en termes de modèle cinématique et d'algorithme de recalage.

Il est à noter que, ce domaine étant très actif, au moment où ce paragraphe sera lu, de nombreuses nouvelles propositions auront été faites.

3.2.4 Dispositifs embarqués

3.2.4.1 Les capteurs inertiels

A en juger par le nombre de revues de la littérature récentes sur le sujet, on peut considérer que la mesure par capteurs inertiels est également un sujet très actuel. Des revues portent donc sur les algorithmes utilisés dans le cadre de l'analyse du mouvement [125], les algorithmes de fusion de données intra ou inter-capteurs [126,127], sur la méthodologie pour obtenir la cinématique articulaire des membres inférieurs [128] et des membres supérieurs [129], sur les applications utilisant la mesure inertielle [130] ou encore sur l'analyse de la marche [131]. Il faut également noter que la thématique est aussi bien abordée par les biomécaniciens que par la communauté de l'animation.

La mesure inertielle fait référence à la mesure de l'accélération linéaire et/ou de la vitesse angulaire. Les capteurs inertiels ou unités de mesure inertiels (IMU) sont donc des capteurs combinant des accéléromètres et gyromètres (contrairement à l'anglais, en français une distinction est faite entre un gyroscope qui mesure une orientation et un gyromètre qui mesure une vitesse angulaire). Beaucoup de ces capteurs comportent également des magnétomètres (l'acronyme devient alors MIMU). Ces capteurs inertiels utilisent le principe d'inertie pour mesurer leur propre mouvement : l'accélération linéaire

et la vitesse angulaire sont ainsi liées à la résistance au mouvement (inertie) d'une masse libre contenue dans le capteur lorsqu'il est accélérée par respectivement une force ou un moment externe.

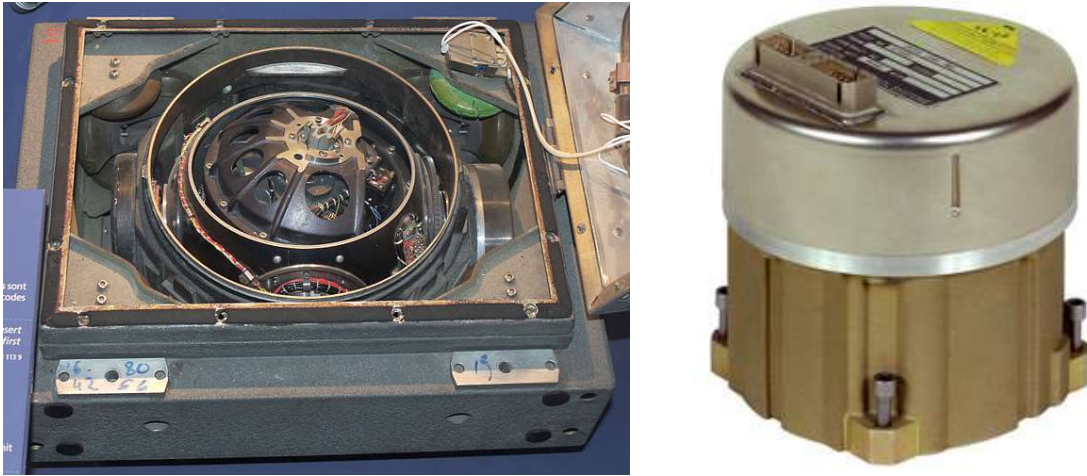


Figure 17 : a) système de navigation inertielle du Missile S3 (Musée de l'Air et de l'Espace, Paris Le Bourget) ; b) capteur inertielle LN-200 (Northrop Grumman).

A l'origine, les capteurs inertiels ont été développés pour la navigation des missiles puis des véhicules volants et spatiaux [132]. Ainsi, on retrouve les premiers systèmes de guidage par capteurs inertiels dans les missiles allemands V2 utilisés pendant la Seconde Guerre Mondiale. Puis, à la fin des années 1940, des éléments de navigation inertielle développés par le M.I.T. sont présents dans des missiles balistiques américains terrestres et maritimes. Le guidage inertielle a également trouvé sa place dans l'épopée spatiale des années 1960 en étant développé pour la fusée Apollo. Depuis lors, les systèmes de guidage inertielle sont aussi utilisés pour le guidage des avions militaires puis commerciaux et, à l'heure actuelle, pour le guidage des drones [133]. Seulement, les capteurs inertiels retrouvés dans ces dispositifs sont très loin de ceux que l'on peut utiliser pour l'analyse du mouvement humain. Comme cela peut être observé sur la Figure 17, les capteurs inertiels utilisés pour la navigation sont en effet très imposants et filaires.

Comme évoqué par Picerno [128], on a sans doute tort d'introduire les capteurs inertiels comme une alternative récente aux systèmes d'analyse du mouvement optoélectronique. En effet, dès les années 70 des études proposaient de caractériser la marche humaine à partir de mesure de l'accélération [134]. Malgré tout, il faut attendre le début des années 2000 pour voir augmenter le nombre de travaux de recherche portant sur les capteurs inertiels. D'après Picerno, le fait de présenter l'analyse du mouvement par capteurs inertiels comme relativement récente proviendrait de l'avènement des capteurs inertiels de technologie micro-électro-mécanique (MEMS suivant l'acronyme anglais) et du boom des travaux de recherche qui a suivi. En effet, c'est au début des années 2000 que des capteurs inertiels de plus faibles dimensions voient le jour et la fin des années 2000 pour que des capteurs sans fil soient commercialisés [135].

A partir des données inertielles, des propositions ont été faites pour caractériser la stabilité ou encore les paramètres spatio-temporels lors de la marche. D'autres ont proposé des données quantifiables caractérisant les performances à des tests cliniques (voir Iosa et al. [136] pour une revue détaillée de l'utilisation des données inertielles dans le cadre d'applications cliniques). D'autres encore utilisent les accélérations comme substitut aux plateformes de stabilométrie pour évaluer les capacités posturales. Et, bien sûr, de nombreuses études ont proposé d'utiliser l'accélération pour « quantifier » l'activité physique réalisée comme l'atteste de nombreuses revues systématiques portant sur le sujet [137–141]. Dans le cadre de cette utilisation directe des mesures inertielles, le questionnement ne provient pas tant de la mesure inertielle que des indices ou paramètres proposés pour caractériser la fonction locomotrice.

Pour substituer en partie les systèmes optoélectroniques, les capteurs inertiels devraient permettre de mesurer la cinématique articulaire et donc de fournir l'orientation voire les translations des segments. Pour obtenir l'orientation des segments, deux approches existent. La première approche, illustrée par la Figure 18 nécessitent deux étapes. La première étape consiste à obtenir l'orientation du capteur (le terme attitude est aussi utilisée dans la littérature relative à la mesure inertielle) à partir de la mesure inertielle ; la seconde étape consiste à obtenir l'orientation du segment à partir de celle du capteur inertielle. Les deux prochains paragraphes évoquent chacune de ces deux étapes. Par ailleurs, elles reprendront certains résultats de la thèse d'Alexis Nez soutenue en 2017 [142] et des articles qui en découlent [143].

La deuxième approche, moins fréquemment retrouvée, consiste à retrouver la cinématique articulaire en passant par un modèle cinématique. Cette dernière approche sera abordée dans le dernier paragraphe.

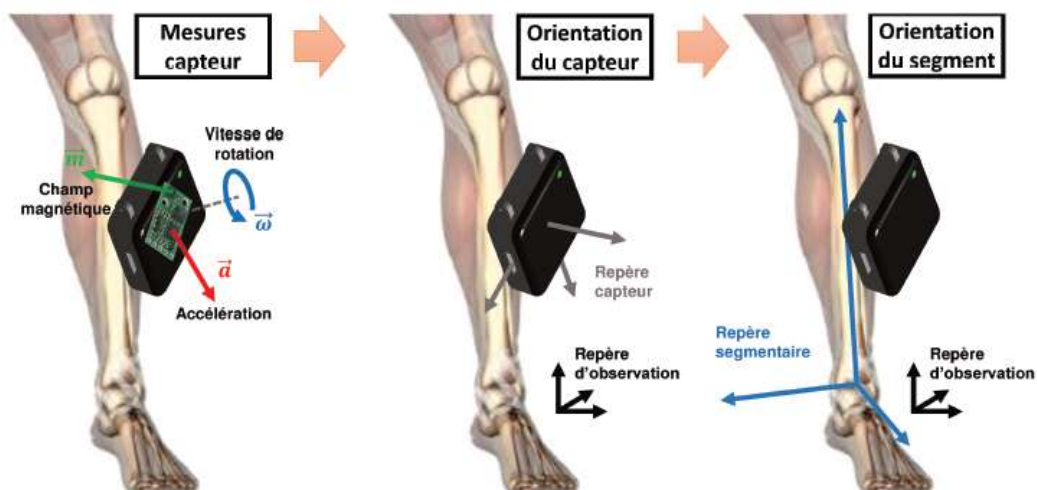


Figure 18: Etapes de l'analyse du mouvement par capteurs inertiels. Illustration extraite de la thèse d'A.Nez [142].

3.2.4.1.1 Orientation des capteurs

Les capteurs inertiels mesurent donc des accélérations linéaires et des vitesses angulaires et très souvent, le champ magnétique environnant. De ce fait, en première intention, pour obtenir une rotation, la vitesse angulaire peut être numériquement intégrée. Cependant, les capteurs inertiels conçus pour l'analyse du mouvement humain sont basés sur une technologie micro-électromécanique (MEM) certes à faible coût mais qui souffre d'un bruit et de biais importants de mesure [144]. Ce bruit et ce biais affectent en particulier la mesure de la vitesse angulaire [145] de sorte que l'estimation de l'orientation par intégration numérique de la vitesse angulaire conduit à une erreur bien connue, la dérive d'orientation [146].

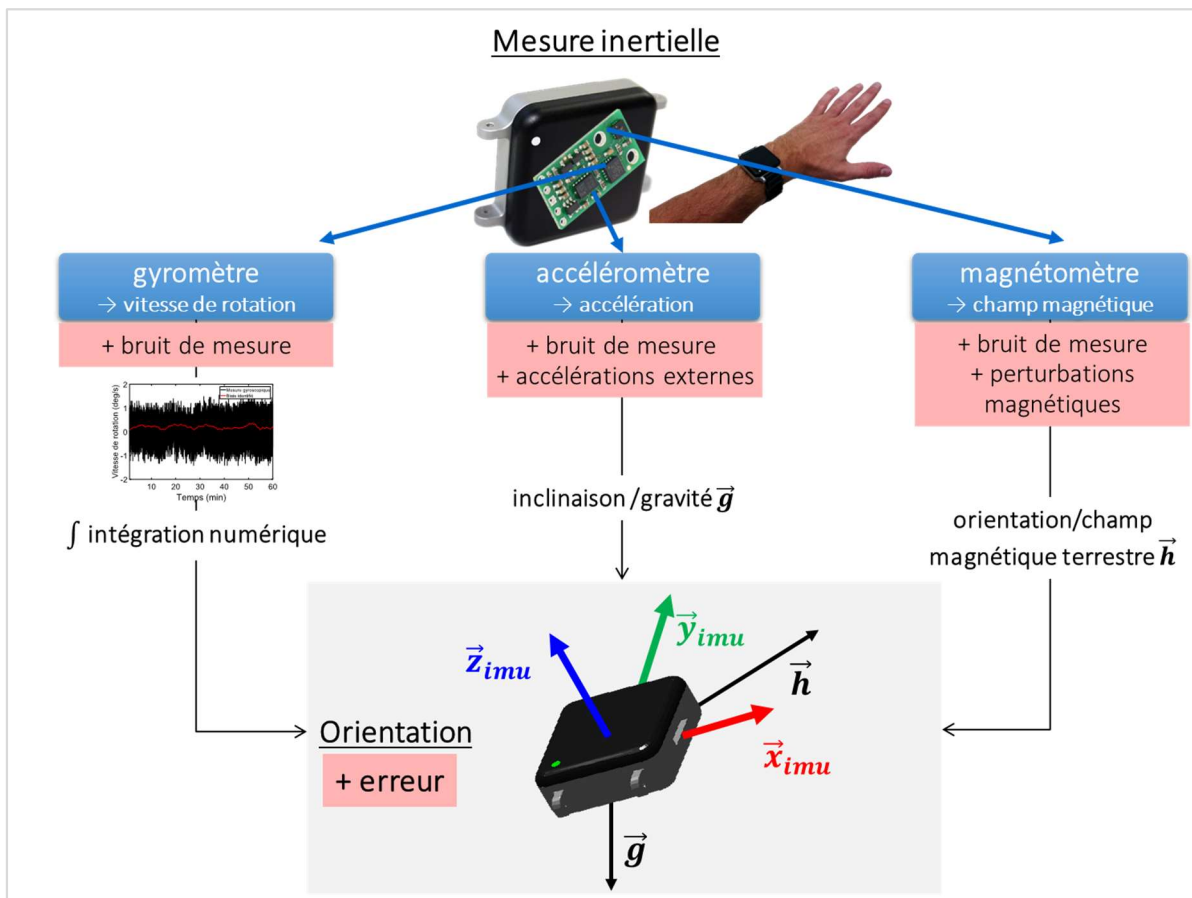


Figure 19 : Illustration de l'obtention de la rotation à l'aide de la mesure inertielle.

Pour améliorer le calcul de l'orientation, les données du capteur sont combinées [147], l'accélération linéaire et le champ magnétique étant utilisés pour corriger l'estimation initiale obtenue par intégration numérique de la vitesse angulaire [146]. En effet, en l'absence de mouvement, l'accélération linéaire mesurée par le capteur devrait être la gravité que l'on sait être verticale. Cette information peut ainsi être exploitée pour définir l'inclinaison du capteur. Le champ magnétique mesuré peut également être utilisé pour exprimer l'orientation du capteur par rapport au champ magnétique terrestre. Cependant, dans la pratique, de telles conditions idéales ne sont jamais obtenues. Puisque les capteurs inertiels sont utilisés dans le but de caractériser les mouvements humains,

les accéléromètres mesurent l'accélération externe induite par les mouvements du segment corporel en plus de l'accélération induite par la gravité. Quant aux magnétomètres, ils sont sensibles aux composants ferromagnétiques situés à proximité du capteur inertielle, ce qui constitue un problème récurrent. Cette problématique liée à l'obtention de l'orientation à partir de mesure inertielle est illustrée par la Figure 19.

L'approche classique pour parvenir à exploiter toutes ces mesures bruitées et perturbées pour obtenir l'orientation du capteur inertielle est de les fusionner à l'aide d'un filtre, typiquement, un filtre de Kalman. Le filtre de Kalman constitue en effet l'outil le plus communément adopté pour effectuer la fusion de données à partir de mesures bruitées [148,149]. L'idée principale est de combiner les différentes mesures de capteurs avec un modèle dynamique qui traduit le comportement dans le temps de l'état à estimer tel qu'illustrer par la Figure 20. Bien qu'il soit largement utilisé dans le traitement de la mesure inertielle, il n'y a pas de consensus sur la structure du filtre de Kalman et de son paramétrage [148]. Par ailleurs, s'agissant des dispositifs commercialisés, il est assez rare de trouver des informations sur l'algorithme de fusion de données utilisé. De ce fait, il est assez délicat d'évaluer la qualité des capteurs inertiels proposés pour l'analyse du mouvement humain puisqu'il reste délicat de dissocier la qualité de mesure du capteur de celle de l'algorithme permettant d'obtenir l'orientation.

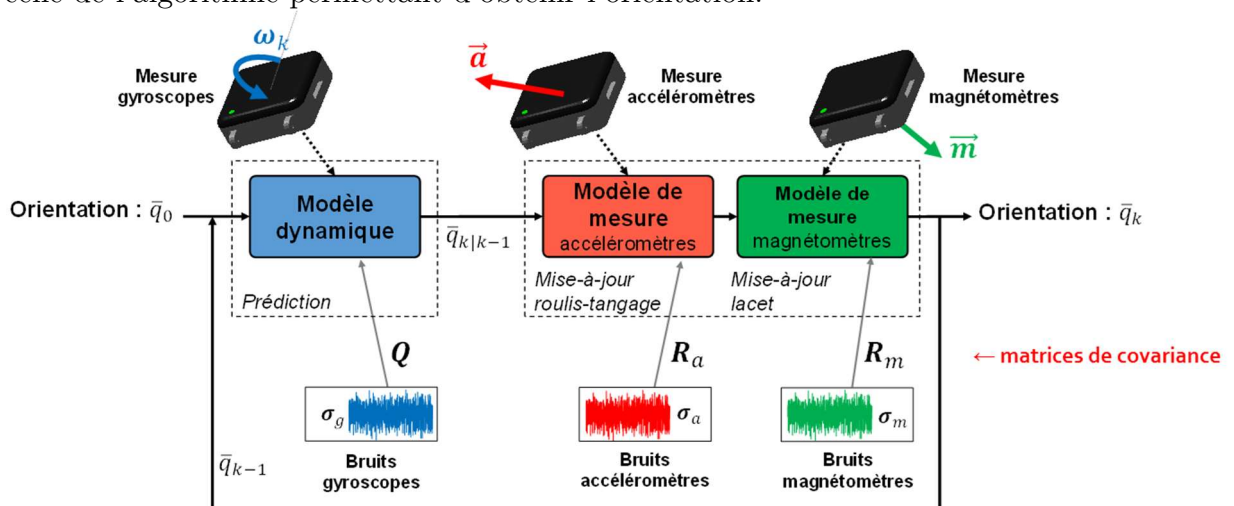


Figure 20 : Schématisation d'un filtre de Kalman

Par ailleurs, les travaux d'Alexis Nez ont également mis en évidence l'importance du paramétrage du filtre de Kalman [142]. En effet, un point critique lors de la mise en œuvre d'un filtre de Kalman est l'initialisation des matrices de covariance qui caractérisent les erreurs de modélisation ainsi que le bruit des capteurs [150]. Or, ces matrices de covariance sont cruciales car une mauvaise définition de ces matrices peut conduire à des estimations inexactes voire à des problèmes de divergence et de stabilité du filtre [151]. Lorsqu'elles sont appliquées à l'estimation de l'orientation par les données inertielle, les matrices de covariance représentent donc le bruit de mesure des gyroscopes, des accéléromètres et des magnétomètres. Mais ils représentent également les perturbations externes de l'accélération et du champ magnétique puisque, comme

mentionné précédemment, l'accélération externe subie par le capteur ainsi que les perturbations magnétiques tendent à provoquer des erreurs sur l'orientation estimée. Or, les problèmes liés à l'initialisation des matrices de covariance sont très peu documentés [152,153] et étonnamment jamais considérés dans l'analyse du mouvement humain par capteurs inertiels.

Une méthode permettant d'identifier les paramètres de Kalman nécessaires à la définition des matrices de covariance a donc été proposée par Alexis Nez [142]. Ce qui ressort de ces travaux est que les paramètres de Kalman optimaux dépendent de l'intensité du mouvement (en termes d'accélération linéaire et de vitesse angulaire) et qu'une meilleure estimation de l'orientation est obtenue en adaptant les paramètres de Kalman à l'intensité du mouvement effectué. Dans ces travaux, les mouvements lents étaient définis comme des mouvements subissant une accélération moyenne et une vitesse angulaire de l'ordre de 0.3m.s^{-2} et $40^\circ/\text{s}$, les mouvements intermédiaires de 6.9m.s^{-2} et $300^\circ/\text{s}$ et les mouvements rapides de 39m.s^{-2} et $700^\circ/\text{s}$. D'après ces résultats, comme cela est illustrée par la Figure 21, des erreurs très importantes dans l'estimation de l'orientation apparaissent lorsque les paramètres de Kalman sont inappropriés.

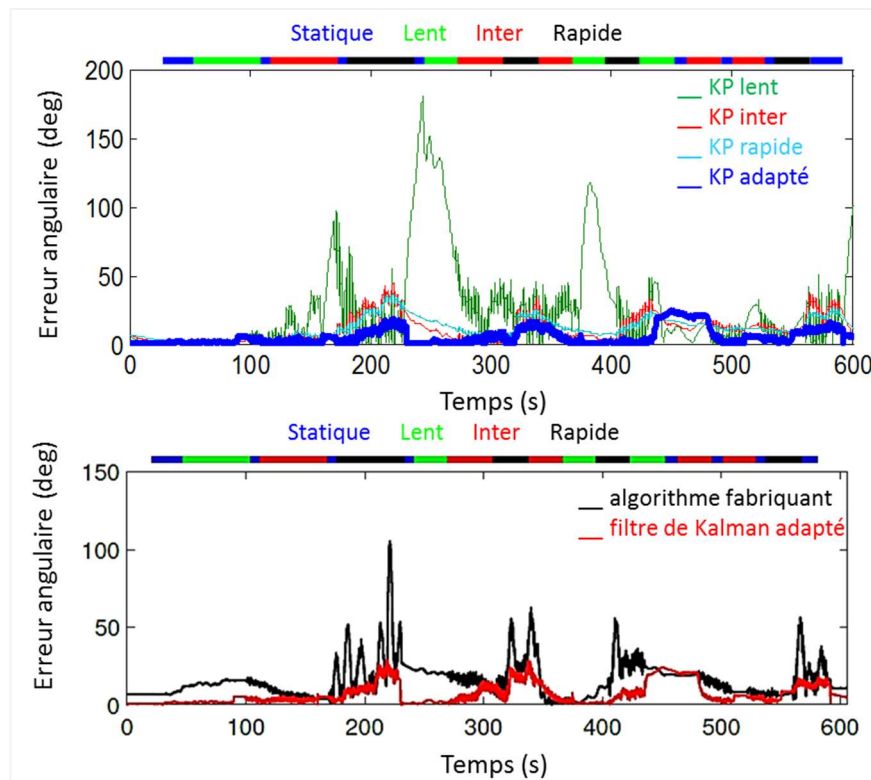


Figure 21 : Comparaison des erreurs d'orientation (RMSE sur l'angle du quaternion représentant la rotation permettant de passer de la mesure de référence à l'orientation obtenue) pendant un mouvement d'une durée de 10min avec en haut quatre paramétrages différents des filtres de Kalman, avec les valeurs obtenues pour les mouvements lents, les mouvements intermédiaires et rapides et avec un filtre de Kalman adaptatif. En bas, l'erreur sur l'orientation obtenue par le filtre de Kalman adaptatif est comparée avec celle obtenue à l'aide de l'algorithme fabriquant. L'orientation obtenue à l'aide d'un système optoélectronique servait de référence (voir [142] pour plus de détails sur la méthodologie).

Une meilleure définition des paramètres de Kalman permet donc de réduire sensiblement l'erreur sur l'obtention de l'orientation (Tableau 2). Par ailleurs, ce résultat a été obtenu pour des capteurs inertiels de qualité moindre comme ceux utilisés pour l'analyse du mouvement humain (Opal, APDM) mais aussi pour un capteur de meilleure qualité utilisé pour le pilotage de machine dans l'industrie (3DM-GX4-25, MicroStrain), la qualité étant attestée par leurs valeurs de l'instabilité du biais [154].

Ce qui ressort également des travaux menés dans la thèse d'Alexis Nez est l'importance du calibrage des capteurs. Ainsi, le Tableau 2 montre les erreurs dans l'estimation de l'orientation en fonction du calibrage des différents capteurs fournissant la mesure inertielle. Le rôle propre de la qualité du calibrage des capteurs apparaît très clairement. Ainsi, les erreurs sur l'orientation sont presque réduites de moitié après un calibrage des gyromètres lors de mouvements effectués à intensité intermédiaire et rapide tandis que les mouvements à intensité lente gagnent nettement du recalibrage des accéléromètres et magnétomètres.

Intensité du mouvements	Grade consommateur (APDM Opal)			Grade tactique (MicroStrain)
	Lent	Intermédiaire	Rapide	Lent
Algorithme constructeur	$8.5 \pm 3.0^\circ$	$13.0 \pm 10^\circ$	$36.1 \pm 32.2^\circ$	0.8°
Calibrage constructeur	$5.5 \pm 1.3^\circ$	$8.0 \pm 0.9^\circ$	$25.0 \pm 7.5^\circ$	0.4°
Recalibrage gyromètres	$5.4 \pm 1.7^\circ$	$4.3 \pm 0.7^\circ$	$14.0 \pm 5.4^\circ$	
Filtre de Kalman adaptatif				
Recalibrage gyromètres +accéléromètres	$3.0 \pm 1.2^\circ$	$3.3 \pm 0.5^\circ$	$14.3 \pm 5.2^\circ$	
Recalibrage gyromètres +accéléromètres +magnétomètres	$1.5 \pm 0.2^\circ$	$2.9 \pm 0.3^\circ$	$14.0 \pm 5.3^\circ$	

Tableau 2 : Influence du calibrage et apport de l'identification des paramètres de Kalman sur l'erreur d'orientation (RMSE sur l'angle du quaternion représentant la rotation permettant de passer de la mesure de référence à l'orientation obtenue) pendant trois mouvements d'une durée de 10min réalisée avec une vitesse lente, intermédiaire et rapide [142]. L'orientation obtenue à l'aide d'un système optoélectronique servait de référence (voir [142] pour plus de détails sur la méthodologie). Deux types de capteurs ont été testés, des capteurs de grade consommateur utilisés pour l'analyse du mouvement humain (Opal, APDM) et un capteur de grade tactique utilisé dans l'industrie (3DM-GX4-25, MicroStrain).

Seulement, si les dispositifs commercialisés permettent parfois de recalibrer les gyromètres et les magnétomètres (c'est le cas pour les capteurs APDM que nous possédons), à notre connaissance, aucun système dédié à l'analyse du mouvement ne propose de recalibrer les accéléromètres. Pourtant, des méthodes relativement simples à

mettre en œuvre comme celle qui consiste à placer le capteur sur ses différentes face sur une surface horizontale permettent de calibrer de nouveau les accéléromètres [143].

Si les résultats présentés dans le Tableau 2 peuvent à première vue être considérés comme alarmants sur la capacité à obtenir une orientation à partir de la mesure inertielle, il y a toutefois des raisons d'être optimiste. En premier lieu, la qualité des capteurs a fortement progressé ces dernières années.

Ainsi, les gyromètres inclus dans les capteurs inertiels dédiés à l'analyse du mouvement atteignent dorénavant le grade dit *tactique* (Tableau 3). Par exemple, le gyromètre équipant la dernière version du capteur inertielle Opal de la compagnie APDM présentent des instabilités du biais de 4°/heure alors que la version précédente affichait des instabilités du biais de l'ordre de 180°/heure (source fabricant).

Modèle	Instabilité du biais (deg/heure)	Bruit (deg/s/ \sqrt{Hz})
Grade tactique	0.1-30	
MTw Awinda (Xsens)	10	0.01
Opal V2 (APDM)	4	0.025
Shimmer3 (Shimmer)	Non communiquée	0.01
WaveTrack (Cometa)	Non communiquée	Non communiquée
Physilog (GaitUp)	Non communiquée	Non communiquée
Opal V1 (APDM)	180	0.139

Tableau 3 : Caractéristiques techniques des gyroscopes présents dans les principaux capteurs inertiels dédiés à l'analyse du mouvement commercialisés.

L'une des difficultés actuelles pour les biomécaniciens intéressés par la mesure inertielle consiste donc à sélectionner un capteur. A moins de développer ses propres capteurs, ce qui demandent des compétences en électronique et en traitement du signal, il est parfois difficile de s'y retrouver dans le choix des dispositifs commercialisés, d'autant plus que les informations directement accessibles sont souvent relativement faibles. Par exemple, il ne nous a pas été possible de trouver les caractéristiques en termes de biais et de bruit des gyroscopes inclus dans deux des principaux systèmes actuellement commercialisés en analyse du mouvement (Tableau 3). En Annexe 1, un tableau des dispositifs basés sur des capteurs inertiels ainsi que leurs caractéristiques techniques sont présentées. Un peu moins de 20 systèmes ont été recensés en 2019. L'intérêt d'acheter ce type de dispositif plutôt que des capteurs individuels est que la communication et synchronisation inter-capteurs est déjà assurée. A l'heure actuelle, tous les systèmes proposent de la mesure sans fil avec une transmission en direct des données par une antenne à une unité centrale sur laquelle les données sont enregistrées. Certains d'entre eux proposent également une mesure embarquée pendant laquelle les données sont stockées sur une carte mémoire incluse dans chaque capteur. Malheureusement, à notre connaissance, aucun des systèmes actuellement commercialisés ne permet d'accéder aux données brutes des capteurs (la société APDM ne le permet plus dans sa nouvelle version

des capteurs Opal) de sorte qu'il est difficile de proposer sa propre méthode de calibrage. Enfin, comme évoqué précédemment, l'algorithme de fusion de données n'est quasiment jamais évoqué mis à part pour les capteurs inertiels MTw Awinda (Xsens)[155].

La commercialisation de ces nombreux dispositifs étant encore récente, il est donc difficile de prédire la qualité des capteurs en termes de rotation. Par ailleurs, à notre connaissance, aucune comparaison des dispositifs n'a été proposée. En fait, si l'on effectue le parallèle avec les systèmes optoélectroniques, nous pouvons considérer que la précision obtenue par les dispositifs n'est pas encore suffisamment faible pour que l'on n'y accorde plus d'importance.

En perspective, pour l'obtention de l'orientation des capteurs à l'aide de la mesure inertielle, des progrès à la fois en termes de qualité du gyromètre mais aussi de miniaturisation sont encore à attendre dans les prochaines années [154]. Les gyromètres de technologie MEM resteront pour quelque temps encore utilisés dans les capteurs inertiels dédiés à l'analyse du mouvement, les gyromètres basés sur d'autres technologies comme les gyromètres à fibre optique étant encore beaucoup trop imposants et filaires [154].

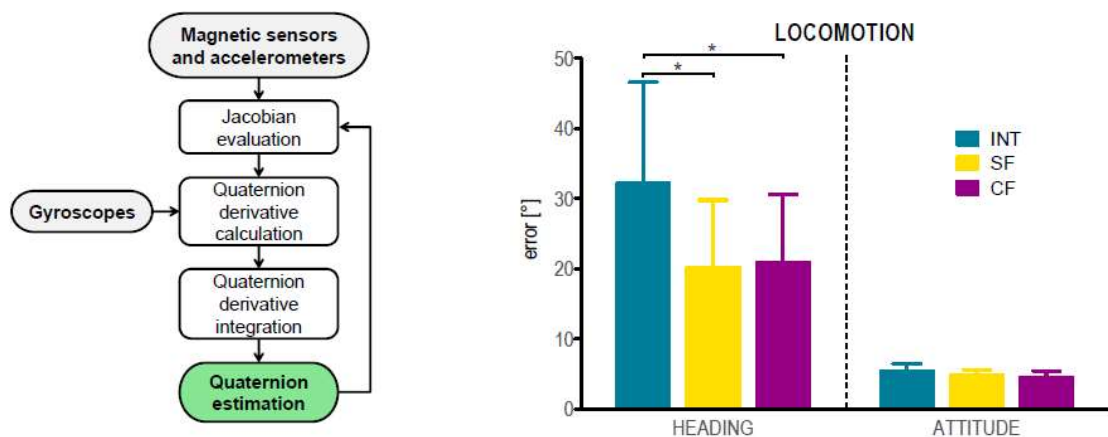


Figure 22 : A gauche, schématisation d'un observateur non-linéaire pour l'obtention de l'orientation à partir de mesures inertielles. A droite, comparaison des performances d'un observateur non-linéaire (CF) et d'un filtre de Kalman (SF) par rapport à l'intégration directe de la vitesse angulaire (INT) lors d'une tâche de locomotion. Figures provenant de [147].

Concernant les algorithmes de fusion de données, des ajustements des filtres de Kalman sont encore possibles. Comme évoqué plus haut, des filtres adaptatifs prenant en compte l'intensité du mouvement effectué doivent permettre d'améliorer l'estimation de l'orientation. Par ailleurs, des alternatives au filtre de Kalman existent comme les algorithmes basés sur les observateurs non linéaires [156–158]. Si cette approche est considérée comme plus simple que le filtre de Kalman tant en termes de structure que de paramétrage, peu d'études à notre connaissance ont proposé l'utilisation de ce filtre pour l'analyse du mouvement humain [159]. Pourtant, les performances de ces algorithmes de fusion de données semblent bonnes (cf Figure 22) et soutiennent la comparaison avec les

résultats issus des filtres de Kalman [147,159,160]. Des améliorations des algorithmes de fusion de données peuvent donc encore être effectives dans les prochaines années.

3.2.4.1.2 Définition des repères segmentaires (calibrage anatomique)

Le paragraphe précédent évoque l'obtention de l'orientation du capteur à partir de la mesure inertielle. Suivant la Figure 13, la deuxième étape nécessaire à l'obtention de la cinématique articulaire consiste à établir la transformation permettant de passer du repère du capteur inertielle vers le repère du segment. Cette étape correspond donc au calibrage anatomique encore appelé calibrage capteur-segment.

Différentes approches ont été proposées pour y parvenir. Grossièrement, on peut les classer en 4 catégories.

Avant de présenter ces 4 catégories, on peut mentionner une approche singulière qui propose de mettre à zéro les angles obtenus par les capteurs inertiels dans une phase particulière d'un cycle de marche [161]. Seulement, il faut bien avouer que la méthodologie employée dans l'article est peu explicite.

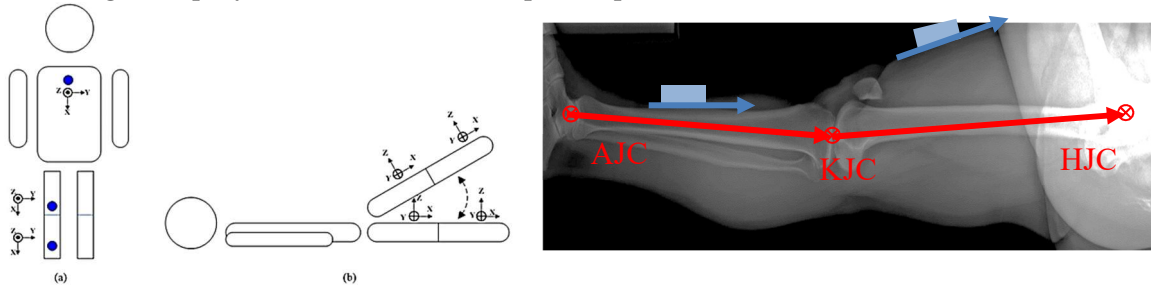


Figure 23 : A gauche, méthode d'alignement « physique » des capteurs inertiels par rapport aux segments proposée par [162]. A droite, illustration de la position des axes longitudinaux et des axes de capteurs inertiels placés en surface du segment sur une image EOS (AJC, KJC et HJC représentent les centres articulaires de la cheville, du genou et de la hanche).

La première catégorie d'approches propose d'aligner physiquement les axes des capteurs avec ceux du segment sous-jacent. L'un des axes du capteur est donc « aligné » avec l'axe longitudinal du segment, tandis qu'un deuxième est plus ou moins aligné avec l'axe de flexion/extension du segment. Cette méthode est largement discutable. Tout d'abord, les axes réels des segments sont difficilement identifiables en ne se basant que sur une vision externe du segment. Ensuite, comme illustré par la Figure 23, les masses molles entourant les segments osseux rendent délicat l'alignement d'un axe du capteur avec l'axe longitudinal du segment. A côté de ces sources d'erreur, le léger désalignement entre le repère réel du capteur défini par le montage des accéléromètres, magnétomètres et gyroscopes et celui du boîtier externe sur lequel se base le placement du capteur par l'opérateur peut paraître négligeable. Par ailleurs, bien qu'à notre connaissance cela n'ait pas été étudié, cette méthode pose question sur la reproductibilité de la mesure, celle-ci dépendant de la capacité de l'opérateur à aligner à chaque expérimentation les capteurs de la même manière.

Malgré tout, cette technique a été adoptée dans différents travaux portant sur les membres supérieurs [163], le thorax [164] mais aussi la cuisse et le tibia [161,162,165–

172]. Il peut être remarqué que pour les membres inférieurs cette méthode est encore utilisée, notamment pour des applications en rééducation et/ou ambulatoire.

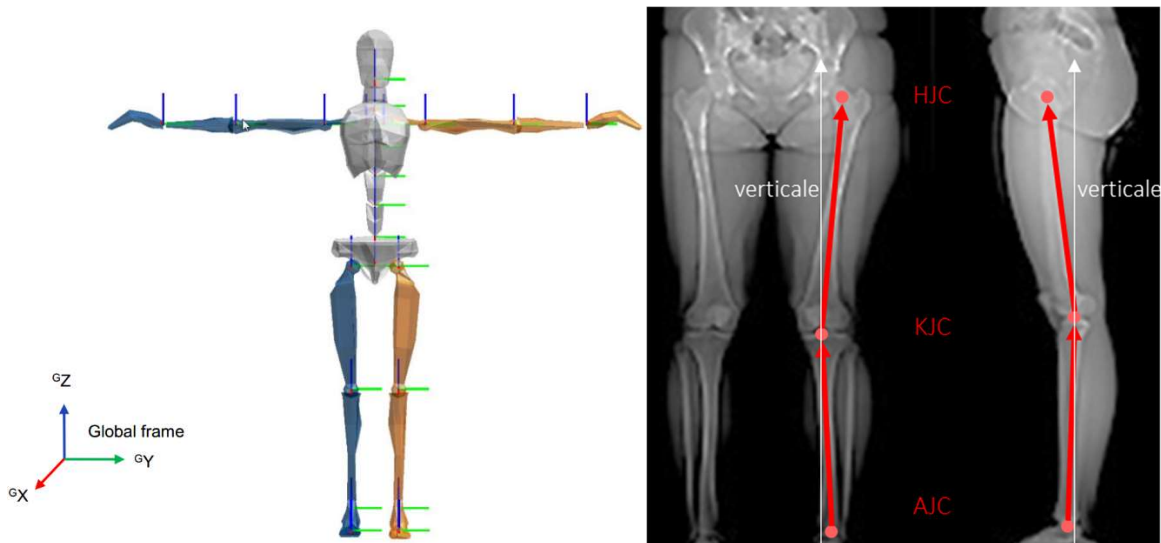


Figure 24 : A gauche, définition des repères segmentaires pendant la T-pose (Xsens, base.xsens.com) ; à droite, représentation des axes longitudinaux de la cuisse et du tibia sur une image EOS.

La seconde catégorie de procédures place le sujet dans une ou plusieurs positions statiques particulières. L'hypothèse est alors faite que, dans ces positions, certains axes des segments sont alignés avec une direction facilement identifiable l'horizontale ou la verticale.

La plus connue pour les membres inférieurs est la N-pose et pour le corps entier, la T-pose (Figure 24). Pendant ces deux poses, il est supposé que les axes longitudinaux des segments cuisses et tibia sont alignés avec la verticale [173]. Comme illustrée par la Figure 24, l'hypothèse selon laquelle on puisse naturellement et aisément aligner les axes longitudinaux des segments avec l'horizontale ou la verticale est très contestable [174]. Même pour l'expérimentateur, il est peu évident de modifier la position du sujet pour faire en sorte que l'alignement soit bien effectif. L'étude de Morton et al. [174] a ainsi mis en évidence que lors de la T-pose, alors que l'angle de flexion/extension du genou devrait être de 0° avec cette approche, l'angle réel obtenu à l'aide d'une méthode de référence basée sur un système optoélectronique était de 20° pour un sujet. D'après Morton et al., cette approche ne devrait être utilisée que pour des acquisitions ayant pour objectif la visualisation de mouvement.

Malgré cela, cette approche est encore adoptée par certains auteurs et ce, encore récemment [175–179]. Sa simplicité de mise en œuvre reste un argument mis en avant.

D'autres procédures ont proposé une approche « anatomique ». Comme cela est effectué dans le cas de la mesure par systèmes optoélectroniques, il s'agit ici de définir la position d'axe et/ou de points anatomiques dans le repère du capteur. Pour cela des pointeurs [180], ou des images [181–183] sont utilisés pour effectuer cette localisation. Ainsi Bisi et al. [181] proposent d'utiliser un pointeur sur lequel est fixée une caméra. La

reconnaissance d'une mire (sous forme de damier) placée sur le capteur permet alors de définir les matrices de passages. D'autres auteurs proposent quant à eux d'utiliser une photographie pour relever l'orientation et la position des capteurs inertiels relativement aux axes longitudinaux de la cuisse et du tibia en positions statiques [182,183].

Cette approche est toutefois très peu retenue sans doute du fait qu'elle nécessite du matériel supplémentaire.

La dernière famille de méthodes est basée sur une approche fonctionnelle. Avec cette approche, un mouvement ou une variation de position à une articulation est utilisé pour définir les axes des segments. Dans le cas de mouvement, l'hypothèse est faite que le vecteur vitesse angulaire est aligné avec l'axe du segment autour duquel s'effectue le mouvement [184–186]. Dans le cas de variation de position, l'axe de rotation est défini comme étant perpendiculaire au vecteur accélération mesuré dans les différentes postures [187,188]. Parfois, cette approche fonctionnelle est mixée avec des postures statiques pour obtenir les deux axes nécessaires à la définition d'un repère segmentaire [186,188–190].

Pour les membres inférieurs, de nombreuses procédures intègrent cette approche [184,186–189,191–193]. Seulement, parmi toutes les études, si toutes définissent l'axe de flexion du genou, seulement deux d'entre elles proposent aussi de définir l'axe de flexion plantaire/dorsale de la cheville [187,192]. Seule une étude propose de déterminer les axes fonctionnels du bassin et de cuisse [186] alors que [192] ne fait qu'évoquer une possible extension de leur procédé à la hanche.

Si cette approche fonctionnelle semble être pertinente, des auteurs ont souligné que les résultats issus des approches fonctionnelles étaient dépendants de la capacité des sujets à effectuer les mouvements uniquement autour de l'axe souhaité. Ainsi, dans le cadre des membres supérieurs, Bouvier et al. évoquent que pour le calibrage de l'axe de flexion/extension du poignet, leurs résultats mitigés pouvaient s'expliquer par la difficulté des sujets à effectuer une flexion/extension « pure » c'est-à-dire sans composante d'abduction/adduction [194]. Or, dans les différentes propositions faites pour le calibrage fonctionnel, les auteurs ne semblent à priori pas intégrer ou discuter cette problématique.

Pour finir, il convient d'évoquer une dernière proposition récente qui ne peut être classée dans aucune des familles citées ci-avant. Les auteurs de cette proposition obtiennent l'orientation du capteur inertiel par rapport au segment sous-jacent à l'aide d'un réseau de neurones prenant, comme données d'entrée, la vitesse angulaire et l'accélération du capteur [195]. Si les résultats de l'étude présentaient des erreurs dans l'estimation de l'orientation importantes (supérieure à 20° en moyenne), les données utilisées pour entraîner le réseau de neurones étaient principalement constituées de données simulées. Nous pouvons nous attendre à de meilleures estimations avec un réseau de neurones entraîné à partir de données réelles.

Dans la littérature, on ne retrouve que deux modèles qui proposent de retrouver les cinématiques articulaires du bassin, de la hanche, du genou et de la cheville. Les modèles

proposés sont basés sur des méthodes mixtes de calibrage faisant appel à des positions statiques et des méthodes fonctionnelles [188,189].

A notre connaissance, l'étude de Bouvier et al. est la seule qui propose une comparaison de différentes méthodes de calibrage anatomique mais ces méthodes sont dédiées à l'analyse du mouvement des membres supérieurs [194]. Les résultats de cette étude ne mettent pas en évidence de supériorité de la méthode fonctionnelle sur les autres que ce soit en termes d'exactitude ou de fiabilité.

Il serait intéressant de conduire une étude similaire avec les différentes méthodes proposées pour les membres inférieurs.

3.2.4.1.3 Cinématique articulaire à partir des capteurs inertiels

Pour retrouver la cinématique articulaire, on retrouve les mêmes approches qu'avec la mesure par système optoélectronique : dans un cas la cinématique articulaire est directement déduite des rotations permettant de passer du repère segmentaire proximal au repère distal à une articulation ; dans l'autre cas, un modèle cinématique contraignant certains degrés de liberté est défini et « piloté » par la mesure provenant des capteurs.

La cinématique articulaire obtenue à partir des orientations des capteurs dépend donc de la qualité de l'estimation de la transformation permettant de passer du repère du capteur au repère du segment i.e. du calibrage anatomique mais aussi de la validité de l'hypothèse suivant laquelle le capteur inertiel est rigidement attaché au segment. Cette dernière hypothèse fait donc abstraction de l'artéfact des tissus mous.

Dans le cadre de la mesure inertielle, l'approche par modèle cinématique peut prendre deux formes. Pour la première, on retrouve la méthode d'optimisation multi-segmentaire avec la définition d'une chaîne cinématique mais cette fois pilotée à partir des données des capteurs dont l'orientation. Pour la deuxième, la chaîne cinématique est animée directement à partir des données des capteurs inertiels avant fusion c'est-à-dire à partir des vitesses angulaires et des accélérations.

Koning et al. ont ainsi décrit un nouveau type de driver afin de piloter le modèle musculo-squelettique Anybody à partir de données provenant de capteurs inertiels [196]. Très récemment, une librairie, la librairie OpenSense, a été créée pour faire de même à partir du modèle musculo-squelettique proposé par OpenSim. Dans ces deux modèles, seules les orientations sont utilisées. Dans sa thèse, Richard propose d'intégrer l'orientation mais aussi la vitesse angulaire et l'accélération comme données d'entrée de son modèle [197]. Malgré tout, la combinaison de ces différentes données d'entrée dans la fonction objective ne fait pas ressortir d'amélioration de l'estimation de la cinématique articulaire par rapport à la seule utilisation de l'orientation.

Richard a également testé la possibilité d'exploiter uniquement les vitesses angulaires comme données d'entrée de sa méthode d'optimisation multi-segmentaire [197]. Les résultats restent proches de ceux obtenus à partir de l'orientation. Mais la méthode qui

reste la plus utilisée pour obtenir la cinématique articulaire sans passer par l'orientation des capteurs consiste à combiner une chaîne cinématique et un filtre de Kalman. Le modèle basé sur cette méthode le plus connu est le modèle proposé par Roetenberg et al., ce modèle étant implémenté par la société Xsens et référencé dans certaines études comme le modèle MVN [198]. Dans ce modèle, un filtre de Kalman est donc défini pour obtenir l'orientation et la position des segments à partir des mesures des gyroscopes, des accéléromètres et magnétomètres. Seulement, nous n'avons pas trouvé la description exacte du modèle et du filtre de Kalman associé. Il faut noter que Cooper et al. proposaient déjà cette approche mais seulement pour l'articulation du genou [199].

D'autres modèles de ce type ont été décrits pour les membres inférieurs dans la littérature. Dans le modèle proposé par Young [200], l'accélération est utilisée pour obtenir une première estimation de l'orientation des segments. La relation entre la vitesse angulaire et l'accélération est ensuite exploitée pour corriger cette première estimation. Seulement, cette proposition a seulement été testée via des simulations de données inertielles bruitées.

Le modèle proposé par Kok et al. [201] semble quant à lui unifier un peu l'approche par méthode d'optimisation multi-segmentaire et celle par filtre de Kalman. En effet, ces auteurs proposent bien une chaîne cinématique et formule bien un problème de minimisation mais, dans leur formulation du problème, ils incorporent un modèle dynamique et un modèle du capteur assez voisin de ce qui est proposé dans un filtre de Kalman [201]. Pour ce faire, ils décrivent des variables d'état définissant les positions, vitesses et orientations des capteurs à partir des mesures des capteurs ainsi qu'un modèle de la mesure de la vitesse angulaire qui tient compte du biais du gyromètre [201].

D'autres modèles existent certainement pour les membres inférieurs mais semblent moins nombreux que ceux proposés pour les membre supérieurs (voir [129]). Il faut également noter que ces modèles sont parfois publiés dans des revues ou conférences liées à la communauté d'ingénierie en informatique qui nous sont moins familiers à nous biomécaniciens. Par exemple, la proposition de Kok et al. a été présentée dans les proceedings du congrès de The International Federation of Automatic Control [201].

Dans ces modèles utilisant une chaîne cinématique, comme cela a été souligné par Richard [197], le calibrage anatomique du modèle qui consiste ici à adapter la chaîne cinématique aux dimensions du sujet et à préciser la position des capteurs inertiels sur les segments est un prérequis qui peut grandement influencer les résultats. Or, cette problématique est pour l'instant peu abordée. Par exemple, Roetenberg [198] évoque bien des étapes de calibrage du modèle et Richard précise que la méthode anatomique de Picerno [180] était reprise alors que Koning ne donne aucune information sur ce point [196].

3.2.4.1.4 Validité et reproductibilité de la cinématique articulaire des membres inférieurs obtenue à l'aide de capteurs inertiels

Dans ce paragraphe, seront rapportées uniquement les études cherchant à valider la cinématique articulaire de la hanche, du genou et de la cheville dans les trois plans.

La majorité des études compare la cinématique articulaire obtenue à partir de la mesure inertielle avec la cinématique articulaire obtenue à partir d'un « Silver standard » combinant système optoélectronique et modèle classique type Conventional Gait Model [19]. Par ailleurs, toutes les études proposant de valider un modèle intègrent la marche dans leur expérimentation [188,191,202,203]. On retrouve également des tâches de squats et de sauts [202], de tâches de montée et descente d'escalier [203], une tâche de Timed Up and Go (mais seul l'angle de flexion/extension du genou est rapporté) [185] ou encore des tâches de manipulation [177].

Certaines études proposent de dissocier la part d'erreur liée à la mesure inertielle proprement dite de celle à attribuer au protocole de calibrage anatomique [177,185,188,191]. Pour cela, certains auteurs appliquent le protocole de calibrage anatomique aux données issues de la mesure optoélectronique tandis que différents protocoles issus de la mesure optoélectronique dont le CAST [191] sont appliqués à la mesure inertielle. Par exemple, dans l'étude de Ferrari et al [191], les repères segmentaires définis à l'aide de la mesure optoélectronique étaient directement transposés dans les repères du capteur inertielle lors d'une position statique. D'après les résultats, le protocole proposé pour obtenir la cinématique articulaire à partir de la mesure inertielle donne des résultats très proches du protocole CAST. Comme souligné par les auteurs, on peut toutefois noter l'existence d'un décalage constant entre les angles témoignant d'une définition du zéro légèrement différente. Ainsi, les différences entre les valeurs obtenues par la méthode optoélectronique et la méthode inertielle pour la cinématique articulaire de la cheville sont de l'ordre de 10° dans les plans frontaux et transverses lors des essais de marche. Les résultats comparant les données provenant du système optoélectronique avec celles provenant du système inertielle semblent également très bons puisque les coefficients de corrélation multiples sont supérieurs à 0.96 excepté pour l'angle de rotation interne/externe de la cheville. Seulement, comme évoqué par les auteurs, le choix de la méthode CAST comme méthode de référence leur est plutôt favorable puisque cette méthode utilise des repères techniques en positionnant des clusters rigides de marqueurs sur les segments. De ce fait, ces clusters peuvent plus aisément « simulés » une mesure inertielle que des marqueurs placés directement sur les segments comme cela est proposé dans le Conventional Gait Model. Concernant cette étude, une remarque doit toutefois être faite. D'après les résultats, les angles de varus-valgus et de rotation interne/externe du genou obtenus par la méthode inertielle présentent des décalages importants avec la mesure optoélectronique (cf Figure 25). Or, comme évoqué précédemment, l'angle de varus/valgus est souvent utilisé comme marqueur de la qualité de la mesure puisqu'une valeur de varus-valgus importante résulterait d'un cross-talk témoignant d'une mauvaise définition des repères segmentaires [6,7].

Comparativement, les résultats de l'étude de Palermo et al. semblent moins bons, un plus grand offset existant entre la cinématique articulaire issus de leur protocole et celle de référence [188]. Seulement, dans cette étude, c'est le Conventional Gait Model qui est utilisé comme modèle de référence et les marqueurs réfléchissants sont placés directement sur les segments et non sur des clusters rigides.

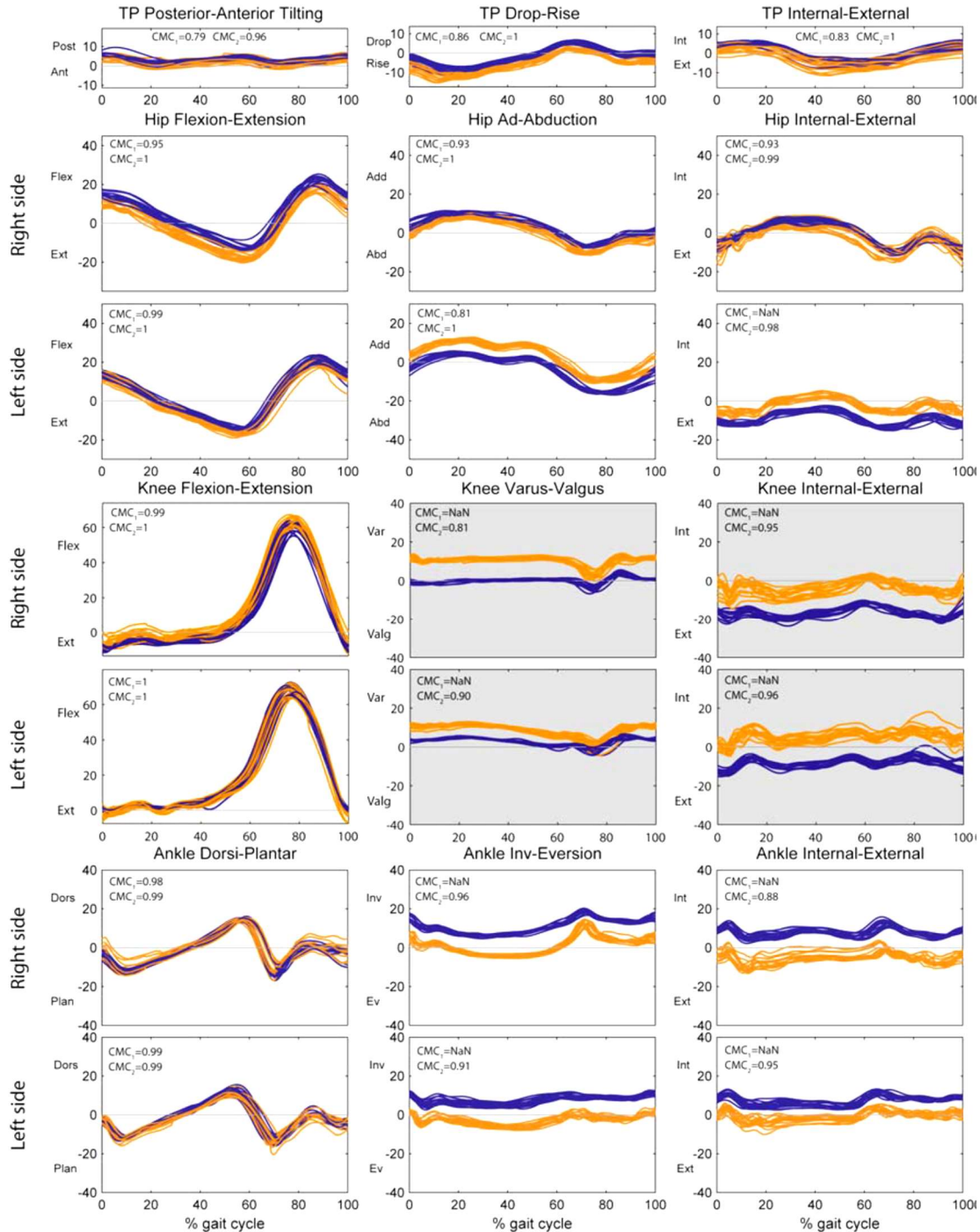


Figure 25 : Cinématique articulaire obtenue pour un sujet sain à l'aide du protocole Outwalk et des capteurs inertiels Xsens (en jaune) et du protocole CAST et d'un système optoélectronique (en bleu). D'après [191].

Concernant les études basées sur des chaînes cinématiques ou des filtres de Kalman, les résultats présentés ne font état que d'un seul sujet [196,204]. De ce fait, ils ne sont pas détaillés ici.

La reproductibilité des méthodes a peu été testée. Dans l'étude de Palermo et al. [188], les résultats semblent encourageants puisque seuls les angles de la cheville (dorsi/plantaflexion et inversion/éversion) sont statistiquement différents après répétition de la procédure de calibrage. L'étude de Al-Amri et al. qui teste le système et le modèle proposé par Xsens au cours de trois tâches (marche, saut et squat) obtiennent quant à eux des résultats plus mitigés [202]. La reproductibilité intra-évaluateur dans le plan sagittal est correcte quelle que soit la tâche avec des coefficients de corrélation intra-classe supérieurs à 0.6 pour les extrema et l'amplitude articulaire. Toutefois, dans les plans frontaux les résultats sont moins bons pour la cheville et ce particulièrement au cours de la marche ($ICC > 0.3$) et se dégradent très nettement dans le plan transverse pour le genou et la cheville ($ICC > 0.1$). Les comparaisons inter-évaluateurs sont également relativement faibles. Ainsi, dans le plan frontal, l'ICC pour la hanche est seulement supérieur à 0.4.

Ces derniers résultats semblent à première vue moins bons que ceux présentés par Cloete et Scheffer pourtant basés sur les mêmes capteurs et modèle [205]. Seulement, l'étude de Cloete et Scheffer ne testait que la marche qui n'implique que peu de mouvements dans les plans frontaux et transverses.

A l'heure actuelle, nous n'avons donc pas encore assez d'études comparant les différentes propositions faites pour obtenir la cinématique articulaire à partir de capteurs inertiels en termes d'exactitude et de fiabilité. Il reste donc difficile de conclure quant à la possible supériorité d'une méthode par rapport aux autres. Par ailleurs, à notre connaissance, toutes les expérimentations proposées pour valider les méthodes avaient jusqu'à présent pour sujets des sujets non pathologiques.

3.3 Mesure des forces

Comme évoqué en introduction, en analyse du mouvement et pour une analyse dynamique, les forces et moments à l'origine du mouvement sont également investigués. Pour y parvenir, il est souvent là-aussi nécessaire de procéder en un minimum de mesures. Ici, nous nous focaliserons sur la mesure des forces et moments extérieurs en trois-dimensions. Les lecteurs sont invités à lire les revues de littérature de D'Lima et al. [206] et de Roriz et al. [207] pour plus de détails concernant les dispositifs internes et autres implants permettant de mesurer les forces de contact articulaires ou encore les forces musculo-tendineuses. Il est toutefois à noter que les problématiques et technologies concernant les capteurs de force implantables ou externes sont majoritairement communes.

3.3.1 Capteurs de force

Les capteurs de force 3D utilisés dans le cadre d'applications biomécaniques sont encore principalement basés sur des technologies piézorésistives ou des jauges de déformation (souvent appelés jauges de contrainte). Les avantages des technologies piézorésistives sont quelles sont plus aisément miniaturisables. De son côté, la technologie des jauges de déformation assure une stabilité de la mesure à long terme et les capteurs sont moins sensibles à la température.

Ces capteurs de force représentent une technologie hautement testée, mature, offrant une bonne sensibilité, des mesures précises et un prix compétitif. Ce sont donc des capteurs de ce type que l'on retrouve dans les dispositifs permettant la mesure des forces de serrage et autres forces dues aux interactions matérielles comme, dans le cadre de la locomotion, les canes, les béquilles ou les déambulateurs instrumentés.

Dans le milieu médical, les capteurs basés sur des fibres optiques sont également très répandus en particulier dans les dispositifs haptiques utilisés en chirurgie. La possibilité d'utiliser ces capteurs dans un IRM puisqu'ils sont insensibles au champ magnétique environnant les rendent particulièrement attractifs [208].

Pour tous ces capteurs de force, les perspectives consistent à proposer des solutions totalement embarquées et donc de continuer à progresser sur la miniaturisation des capteurs, l'intégration des éléments électroniques, la consommation d'énergie, la communication et transfert de données, la robustesse et le prix [209].

Dans ce cadre, de nouvelles propositions font appel à l'impression 3D pour la conception de capteurs de force pouvant plus aisément être intégrés dans des dispositifs comme, par exemple, dans une cane [210].

3.3.2 Plateformes de force

D'un point de vue technologique, les plateformes commercialisées pour des mesures en laboratoire n'ont pas beaucoup évolué et présentent toujours majoritairement des capteurs de force piezoélectriques ou à jauges de déformation. Certaines compagnies proposent également des plateformes intégrant des capteurs à effet Hall dans certains de leurs modèles, les capteurs à effet Hall étant de coût moindre et permettant l'élaboration de plateformes moins volumineuses et plus légères.

Les problématiques associées à l'utilisation des plateformes de force restent là encore bien connues. Ainsi, les paramètres des équations fournis par le fabricant pour définir le centre de pression à partir des données des capteurs montés dans la plateforme peuvent ne plus être totalement adaptés en laboratoire. Le montage de la plateforme (fondation, type de montage et rigidité de la plaque, tolérances dans la planéité du montage) influence en effet la relation entre les données capteurs et le centre de pression si bien que des erreurs allant jusqu'à 2cm sont relevées dans l'estimation de la position du centre de pression une fois la plateforme montée [211]. De ce fait, des procédures de calibrage sont proposées et, récemment, il a été montré que calibrer de nouveau les plateformes de force pouvaient réduire les erreurs quadratiques moyennes faites sur l'estimation du

centre de pression de 60% [211]. Cette étude propose par ailleurs une procédure de calibration qu'il est recommandé de reproduire environ tous les 5 ans [211].

L'impact de l'imprécision des données de la plateforme lors du calcul par dynamique inverse étant important [212], il semblerait donc bienvenue de respecter ces préconisations.

La volonté d'investiguer la locomotion humaine dans des environnements de plus en plus variés a entraîné des modifications dans l'utilisation initiale des plateformes de force. Ainsi, de plus en plus de laboratoires dédiés à l'analyse de la marche possèdent dorénavant des dispositifs permettant d'obtenir les réactions du sol lors de la marche en pente ou dans les escaliers. Pour cela, la structure métallique rigide utilisée pour créer la pente ou l'escalier dans le laboratoire est fixée sur la plateforme ou la plateforme est imbriquée dans la structure. Dans ce cas, l'obtention de la réaction du sol et du centre de pression ne pose pas de problème majeur.

D'autres applications entraînent certains ajustements et donc certaines questions méthodologiques. Actuellement, les travaux portant sur l'utilisation des plateformes de force dans le cadre de l'analyse de la locomotion s'intéressent particulièrement à l'adaptation de la méthodologie à trois conditions : la marche sur sol irrégulier, instable et la marche sur tapis roulant.

Concernant la locomotion sur sol irrégulier, l'approche consiste à placer au-dessus de la plateforme de la matière correspondant au sol sur laquelle la locomotion doit se faire comme par exemple du sable [213], ou encore des cailloux [214]. La problématique principale dans ces conditions concerne le calcul de la position du centre de pression à partir des données mesurées par la plateforme en prenant en compte la déformation du sol [214].

Dans des études portant sur la stabilité, la plateforme de force est montée sur une structure mobile. Dans ce cas, il est nécessaire d'ajuster les données de la plateforme et notamment de compenser les effets de l'inertie et de la gravité pour obtenir la réaction du sol [215].

L'intégration de plateforme de force dans les tapis roulants n'est pas nouvelle et des sociétés commercialisent déjà des dispositifs de ce type, l'intérêt étant de pouvoir mesurer la dynamique lors de la marche ou de la course sur un temps plus long et un plus grand nombre de cycles. D'après une étude, les erreurs concernant la position du centre de pression sont de l'ordre du centimètre et donc comparables à celles obtenues avec des plateformes intégrées dans le sol dans des conditions où la charge appliquée est constante. Lorsque celle-ci varie, les erreurs faites sur la position du centre de pression qui dépendent de la charge appliquée et de la vitesse du tapis peuvent dépasser 2 cm suivant l'axe antéro-postérieur [216].



Figure 26 : Tapis roulant équipé de plateforme de forces et de surface irrégulière. D'après [209].

Pour aller encore plus loin, comme illustrée à la Figure 26, il a récemment été proposé d'ajouter sur le tapis roulant équipé de plateforme, des obstacles [217].

3.3.3 Mesure de la réaction du sol en embarquée

La solution actuellement privilégiée pour obtenir la réaction du sol et le centre de pression à l'aide de capteurs embarqués consiste à utiliser des semelles de pression [218]. Seulement, la mesure de cette pression permet d'obtenir uniquement la réaction perpendiculaire au plan du capteur alors que la composante tangentielle est également d'intérêt. Qui plus est, l'expression de cette réaction du sol est souhaitée dans un repère global.

Pour retrouver les informations manquantes, des modèles de prédiction sont élaborés à partir de méthode linéaire [219] ou encore de méthode d'apprentissage [220,221]. Succinctement, la majorité des propositions comprend la mesure de la pression plantaire mais aussi de la cinématique des membres inférieurs à l'aide d'un système optoélectronique ou de capteurs inertiels. Ensuite, une correspondance est établie entre ces mesures et celles obtenues en laboratoire au cours d'expérimentations pendant lesquelles la réaction du sol est mesurée par une plateforme de force. Pendant la marche, les coefficients de corrélation entre les réactions du sol mesurées par plateforme de force et obtenues par ces méthodes sont très bons (supérieurs à 0.90 pour les composantes verticales et antéropostérieures [218]). Toutefois, des erreurs quadratiques moyennes dépassant 27N et 7N sont présentées respectivement pour la composante verticale et les autres composantes [218]. D'après Shahabpoor et Pavic [218], le manque de précision ainsi que la détérioration rapide du calibrage des capteurs de pression constituent les problématiques majeures associées à cette approche.

Certains auteurs présentent quant à eux des chaussures instrumentées équipées de capteurs de force afin d'obtenir directement la réaction du sol et le centre de pression (Figure 27). Dans ce cas, la principale difficulté réside dans la conception d'une chaussure (dimensionnement, position et nombre de capteurs de force) qui assure un compromis entre la rigidité apportée par les capteurs et la flexibilité qu'il est nécessaire de conserver pour ne pas perturber la réalisation du pas. Il est à noter que les valeurs affichées pour

la réaction du sol sont pour certaines propositions très bonnes car ne dépassant pas 10N [222] même si dans cette dernière étude le pic de force antérieure noté en phase d'appui semble largement sous-estimé (de près de 50N d'après une figure).

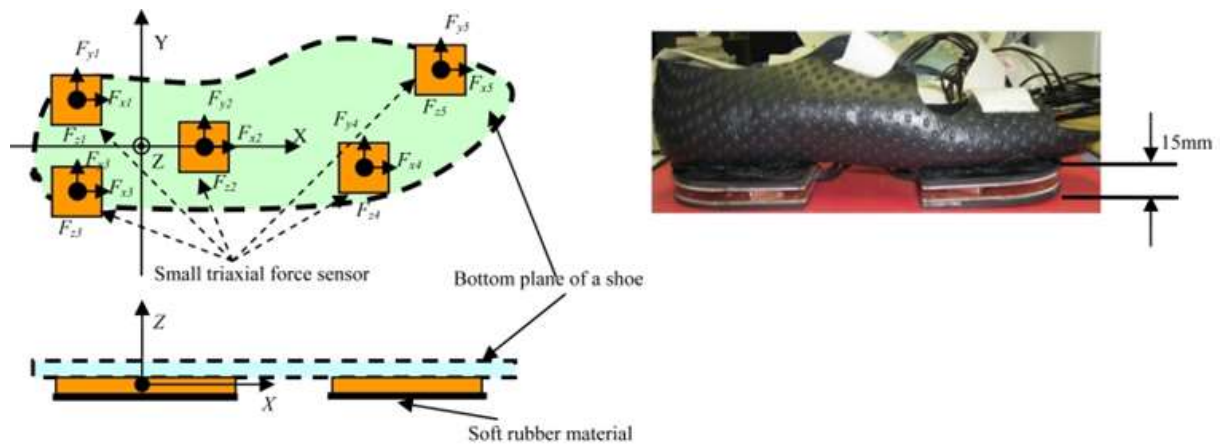


Figure 27 : Chaussure instrumentée de capteurs de force. D'après [222].

D'autres auteurs proposent de procéder par dynamique inverse seule. Dans ce cas, un modèle du corps humain sous forme de solides rigides articulés est décrit, ses paramètres inertiels sont définis et les équations de la dynamique appliquées [218]. Pour que la solution soit embarquée, la mesure cinématique peut être obtenue à partir de capteurs inertiels [223,224]. Avec ces méthodes, les estimations sont généralement moins bonnes qu'avec les semelles de pression [218], puisque dépendantes de la qualité du modèle, de la précision des paramètres d'inertie ainsi que des données d'entrée. Qui plus est, en phase de double appui, se pose le problème de dissociation de la réaction du sol globale en réaction du sol associée au pied gauche et au pied droit [218].

Pour une réelle mesure ambulatoire, les méthodes basées sur les semelles de pression semblent les plus pertinentes. Toutefois, les semelles de pression actuelles ne sont pas conçues pour une utilisation journalière. Le développement de nouveaux capteurs ainsi que leur miniaturisation devraient permettre dans un proche avenir le développement de nouvelles solutions.

3.4 Bilan

Si l'on effectue un bilan de Chapitres 2 et Chapitre 3, du point de vue de la méthodologie en analyse du mouvement les points suivants ressortent :

- Les méthodologies associées à l'imagerie médicale évoluent de manière conséquente offrant de nouvelles possibilités pour la caractérisation de la cinématique articulaire et la validation de méthodes
- Les mesures expérimentales et la méthodologie associées à la mesure en laboratoire (systèmes optoélectroniques et plateformes de force) semblent avoir atteint un certain degré de maturité même si des pistes d'amélioration

demeurent (e.g. la gestion de l'artéfact des tissus mous pour la mesure par système optoélectronique)

- La mesure cinématique par capteurs inertiels offrant des perspectives intéressantes en vue de la simplification des méthodologies (encombrement, portabilité) et de la mesure ambulatoire n'offre encore pas assez de garantie en termes de précision et de fiabilité de la mesure.

Chapitre 4

Projet de recherche : Du laboratoire vers l'ambulatoire

Comme cela était déjà souligné en introduction, l'analyse du mouvement en vue d'applications cliniques est de plus en plus demandeuse de données permettant de caractériser la locomotion en ambulatoire. Dans ce cadre, la mesure ambulatoire du mouvement constitue un objectif important à atteindre pour répondre à de nouvelles attentes notamment en termes d'évaluation ou encore de suivi des patients.

La première partie de mon projet de recherche portera donc plus particulièrement sur la mesure ambulatoire du mouvement par capteurs embarqués à commencer par la mesure cinématique par capteurs inertiels. Il abordera donc les développements méthodologiques pour l'analyse du mouvement par capteurs embarqués.

Les Figure 1 et Figure 3 présentées en introduction mettaient en évidence l'importance de la commande motrice et de la coordination des activités musculaires assurées par le système nerveux central et périphérique. Suivant la Figure 1, une altération de la commande motrice se traduira par une altération de la production de force musculaire (en amplitude et/ou temporalité) et donc par une altération (en amplitude et/ou temporalité) des mouvements aux articulations.

Seulement, si l'électromyographie est privilégiée pour approcher la commande motrice, elle n'est pas toujours aisée à mettre en œuvre. Des électrodes doivent être apposées en vis-à-vis de chacun des muscles étudiés, ce qui se traduit par une durée supplémentaire d'expérimentation et un encombrement notable du sujet. Qui plus est, si des systèmes de mesure électromyographique autorisant jusqu'à 8h de mesure en continue sont commercialisés, cette solution ne peut être privilégiée pour le suivi au quotidien de patients souffrant de troubles neurologiques.

Par ailleurs, comme cela pu être fait dans le cadre de travaux antérieurs [225,226] et comme cela est fait dans certaines études portant sur le contrôle moteur, l'analyse de la cinématique et la dynamique peut permettre d'accéder à la coordination et au contrôle du mouvement. Seulement, ces approches sont encore assez peu répandues pour qualifier

la locomotion et les activités motrices dites globales. Les amplitudes de mouvement et les forces musculaires -sans doute du fait que ce sont des problèmes d'ordre orthopédique et non neurologique qui ont été initialement abordés en analyse du mouvement- ont été au centre des propositions méthodologiques.

La deuxième partie de mon projet de recherche s'intéressera donc à cette problématique. Sa mise en œuvre sera évoquée à travers un projet portant sur la motricité d'enfants atteints de troubles du spectre autistique.

La place de ces deux parties de mon projet de recherche au sein des thématiques scientifiques relatives à l'analyse du mouvement dans le cadre de dysfonctions du système neuro-musculo-squelettique est représentée à la Figure 28.

Dans une dernière partie de ce chapitre, il sera évoqué divers projets de collaboration envisagés pour répondre à d'autres problématiques comme l'analyse du mouvement sans marqueur.

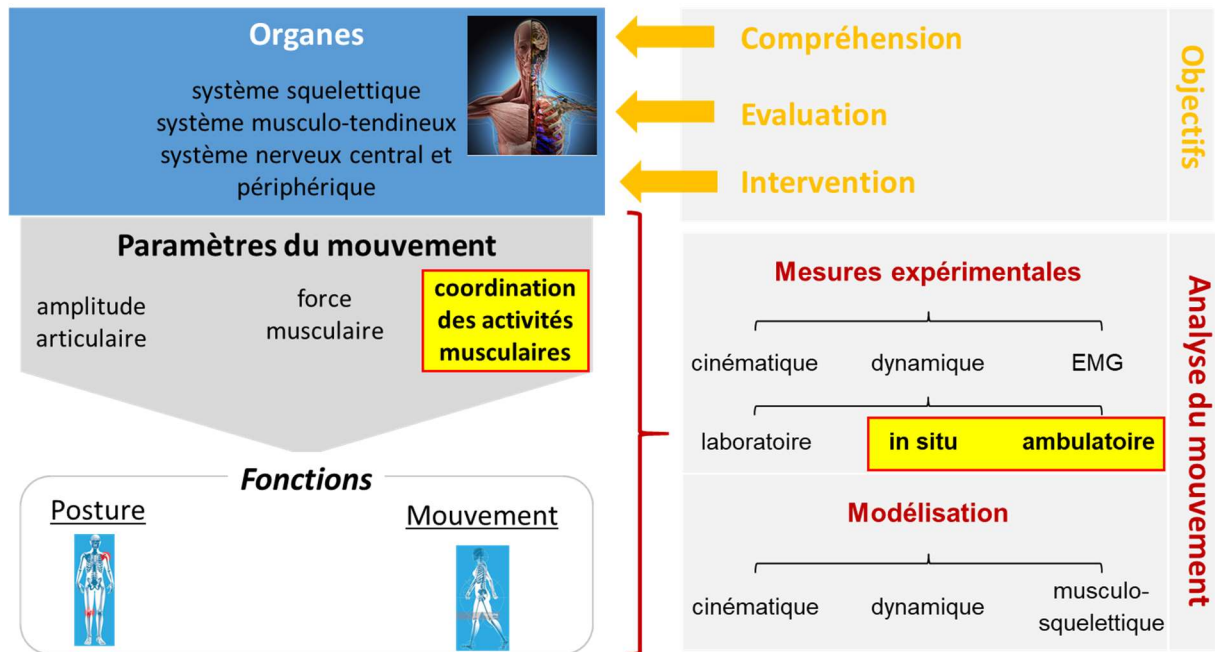


Figure 28 : Place du projet de recherche au sein des thématiques scientifiques relatives à l'analyse du mouvement dans le cadre de dysfonctions du système neuro-musculo-squelettique.

4.1 Analyse du mouvement par capteurs embarqués

Ce projet de recherche s'inscrit dans la continuité de travaux menés la première fois à l'Orthopädische Uniklinik Heidelberg à la fin des années 2000. Pour partie, il s'agissait d'estimer la validité d'un système commercial pour caractériser la locomotion de sujets amputés sur un vaste parcours constitué de rampes, d'escaliers et de sols irréguliers. Les premières expérimentations étaient loin d'être concluantes. Par la suite, à Compiègne, différents projets européens sur lesquels nous travaillions proposaient de caractériser le mouvement à domicile ou sur le lieu de travail. Là encore, des capteurs inertiels étaient

retenus comme solutions. Les résultats mitigés nous ont poussés à aller regarder de plus près la problématique liée à la mesure par capteurs inertiels.

L'envie de mieux maîtriser la mesure afin de mieux comprendre les origines des problèmes a été satisfaite par la thèse d'Alexis Nez que j'ai encadrée à Poitiers.

Comme évoqué précédemment, l'engouement pour les capteurs embarqués s'explique pour partie par une volonté de simplification et de transportabilité des systèmes d'analyse du mouvement traditionnels mais aussi par de très nombreuses perspectives d'applications pour l'évaluation et le suivi de patients que ces capteurs semblent offrir. Malgré tout, la plupart souhaiteraient obtenir les mêmes informations à la fois en termes de cinématiques mais aussi de dynamiques articulaires que celles offertes par un laboratoire d'analyse du mouvement constitué d'un système optoélectronique et de plateformes de force et ce, dans un environnement « contrôlé » (e.g. dans un espace restreint en présence d'un opérateur) voire totalement libre (mesure ambulatoire).

Quel que soit le type de système utilisé, les points méthodologiques restent les mêmes à savoir :

- considérer la précision et la fiabilité de mesure des systèmes ;
- proposer un modèle cinématique/dynamique du corps humain en fonction des mesures effectuées;
- gérer l'artéfacts des tissus mous en cas d'utilisation de marqueurs/capteurs placés sur le corps.

Tableau 4 : Maturité de traitement de différents aspects méthodologiques associés aux systèmes d'analyse du mouvement

Méthodologie	Syst.optoélectroniques	Capteurs inertiels	Syst. sans marqueur
Mesure	Trajectoire : Suffisamment précis (~1mm)	Accélération : Suffisamment précise Vitesse angulaire : insuffisamment précise (bruit) Champ magnétique : insuffisamment précis (bruit) Orientation : insuffisamment précise (~1° mais dérive temporelle)	Trajectoire : précision à améliorer (<1cm)
Modèle cinématique	De nombreuses propositions, bonne connaissance des avantages et inconvénients des différentes approches	Quelques propositions, encore en développement	Des propositions, encore en développement
Impact de l'artéfact des tissus mous	Problématique bien connue même si pas encore parfaitement traitée	Pas encore traité	Ne s'applique pas (sous cette forme)

Mais, comme illustré par le Tableau 4 pour la mesure cinématique, le niveau de maturité des méthodes proposées pour traiter les points ci-dessous est loin d'être équivalent pour les différents systèmes de mesures. Les développements technologiques et méthodologiques permettant d'envisager la mesure par capteurs embarqués étant encore récents, beaucoup reste donc à faire pour être en mesure d'obtenir la cinématique et dynamique des membres inférieurs par capteurs embarqués. Par ailleurs, il convient de préciser dès à présent qu'il semble ambitieux de penser que l'analyse du mouvement par capteurs embarqués puisse fournir des données de précision équivalente à celles offertes par les systèmes traditionnels.

4.1.1 Analyse cinématique du mouvement par capteurs inertiels

Si l'on reprend la Figure 18 et le Tableau 4, les pistes d'améliorations concernant l'analyse du mouvement par capteurs inertiels portent sur :

- la qualité de la mesure inertielle et la qualité de l'orientation
- la qualité du modèle cinématique
- la gestion de l'artéfact des tissus mous

Le projet se doit donc de considérer ces différents aspects.

4.1.1.1 Qualité de la mesure inertielle

Les travaux menés par Alexis Nez ont permis de souligner l'importance du calibrage des capteurs sur la qualité de la mesure. Seulement, les solutions proposées dans ces travaux ne sont pas toujours aisées à mettre en œuvre. Des propositions de simplification et/ou d'automatisation des procédures proposées devront donc être développées et testées.

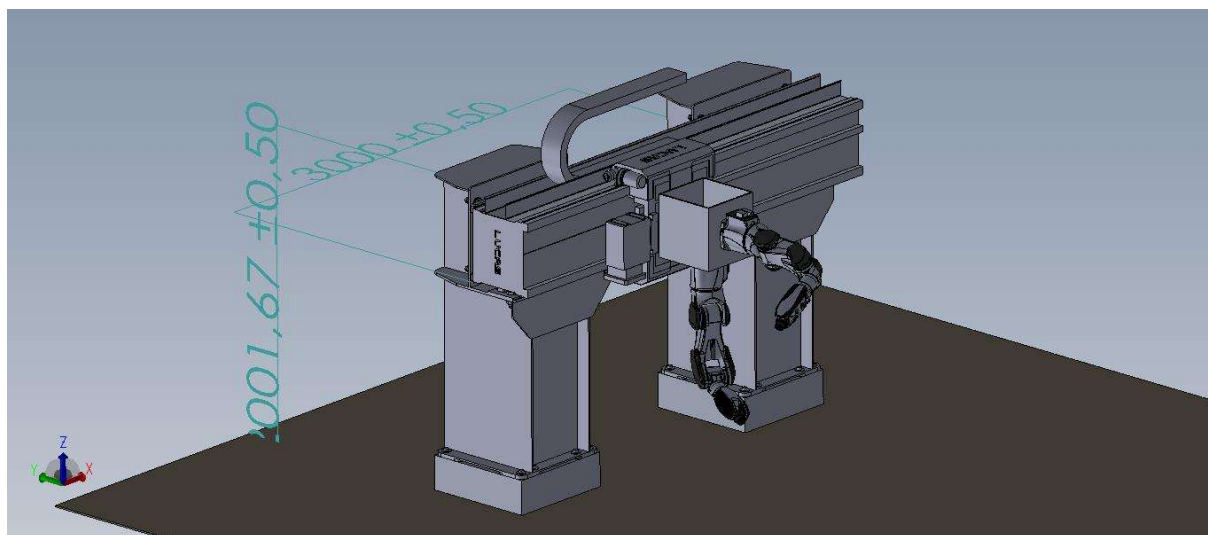


Figure 29 : Banc d'essai pour tester la méthodologie liée aux capteurs inertiels (proposition SARL ACPI).

Pour cela, nous nous appuyerons sur le projet déposé dans le cadre du CPER-Habisan (avec pour partenaire l'Institut XLIM-UMR CNRS7252 et le laboratoire PRISMATICS du CHU de Poitiers) ainsi que sur nos collaborations avec le CRITT-sport santé et bien

évidemment, avec nos collègues roboticiens. En effet, dans le cadre de ce projet, la mise en place d'un banc d'essai prenant la forme de deux bras robotisés a été formulée pour valider à la fois nos propositions méthodologiques, des capteurs conçus en interne mais aussi des solutions existantes (notamment incorporées dans les objets connectés).

Ce banc d'essai qui pourrait prendre la forme proposée en Figure 29 devrait notamment permettre la mise en place des procédures de calibrage des accéléromètres et des gyromètres. Pour les accéléromètres, le calibrage à partir d'un dispositif permettant de placer l'accéléromètre dans 9 orientations maîtrisées différentes donne les meilleurs résultats [142]. Les gyromètres étant particulièrement sensibles aux variations de la température, leur calibrage nécessite une variation de température. La solution proposée par Alexis Nez sera ainsi mise en œuvre. Seulement, pour gagner du temps, un système permettant de calibrer différents capteurs en même temps sera mis au point. Ceci devrait être rendu possible en fixant à l'aide d'un adaptateur adéquat plusieurs capteurs à l'extrémité du bras robotisé contrôlant l'orientation.

4.1.1.2 Orientation à partir de la mesure inertielle

Dans le cadre de la thèse d'Alexis Nez, seul un filtre de Kalman a été testé pour l'obtention de l'orientation du capteur inertielle à partir de la mesure inertielle. Or, récemment, des propositions basées sur des filtres complémentaires ont montré des résultats encourageants dans le cadre du mouvement humain. Seulement, la performance de ces filtres complémentaires n'a pas été testée dans des conditions très variées que ce soit en termes de durée du mouvement ou d'intensité du mouvement. De ce fait, de nouvelles études devront être menées pour répondre à cette interrogation. Les performances d'un filtre complémentaire pourraient ainsi être comparées à celles obtenues à l'aide du filtre de Kalman proposé par Alexis Nez.

Par ailleurs, les travaux menés dans la thèse d'Alexis Nez ont également mis en évidence le rôle important de l'initialisation des paramètres d'un filtre de Kalman. Seulement, il faut bien reconnaître que la procédure d'identification de ces paramètres est à l'heure actuelle quelque peu laborieuse. Un expérimentateur mettait en effet en mouvement la baguette de calibrage du système optoélectronique sur lequel était fixé un capteur pendant trois périodes de 10min. Le banc d'essai évoqué précédemment devrait favoriser la mise en place de protocoles automatisés. Le banc d'essai devrait en effet permettre de remplacer l'expérimentateur pour la mise en mouvement du capteur mais aussi d'offrir une autre mesure de référence que celle offerte par le système optoélectronique.

Concernant la qualité de l'orientation, il a été fait remarquer que nous manquions de données objectives concernant la qualité des capteurs proposés dans le commerce. Là encore, et c'est l'un des objectifs du CPER, des protocoles d'évaluation de l'orientation obtenue à partir de ces capteurs inertiels seront développées sur le banc d'essai.

4.1.1.3 Modèle cinématique

D'après le chapitre 3 résumant la bibliographie récente et les travaux précédents sur le sujet, des incertitudes demeurent quant à la méthodologie optimale et aux modèles les plus adéquats pour obtenir la cinématique segmentaire à partir de la mesure inertielle. Il est donc proposé de tester différentes possibilités, de conserver les possibilités les plus prometteuses et de tenter de les améliorer. A court terme, la qualité du modèle cinématique sera l'objet principal des travaux effectués puisqu'abordée dans le cadre de la thèse de Léonie Pacher (débutée en septembre 2018).

Comme évoqué dans le chapitre précédent, deux approches permettent d'obtenir la cinématique articulaire. Avec la première approche, l'approche « directe », trois degrés de liberté sont considérés à chaque articulation. Il s'agit alors de déterminer l'orientation relative du segment distal à l'articulation par rapport au segment proximal. La deuxième approche propose quant à elle de considérer un modèle cinématique pouvant intégrer des contraintes sur les orientations obtenues.

Avec la première approche l'une des questions essentielles réside dans la détermination de l'orientation du capteur par rapport au segment sous-jacent, ce que nous avons appelé le calibrage anatomique. Ceci sera abordé dans le prochain paragraphe.

Avec la deuxième approche, différentes possibilités existent. Tout d'abord, la chaîne cinématique établie peut considérer comme données d'entrée les orientations. Ou encore, il peut être proposé d'intégrer dans le filtre de Kalman une chaîne cinématique, prenant comme données d'entrée les accélérations et vitesses angulaires. Ceci semble être l'approche proposée par le modèle MVN de la compagnie Xsens [198]. La cinématique articulaire ne serait donc pas obtenue en deux fois mais directement comme résultat de l'algorithme de fusion de données utilisé. Malgré tout, il sera quand même nécessaire de calibrer cette chaîne cinématique en regard des données la pilotant, ce qui impliquera également une forme de calibrage anatomique.

4.1.1.3.1 Approche directe, calibrage anatomique

Depuis la thèse d'Alexis Nez, les travaux portant sur le calibrage anatomique ont été poursuivis mais il faut bien reconnaître que les résultats sont loin d'être concluants. Les résultats de ces travaux ne sont pas encore publiés. Les expérimentations, les méthodologies proposées ainsi que quelques résultats supplémentaires sont développés en Annexe 2 de ce manuscrit.

Quels mouvements fonctionnels pour le calibrage ?

Comme évoqué précédemment, différentes familles de méthodes sont proposées pour parvenir à déterminer l'orientation relative d'un capteur inertiel par rapport au segment sous-jacent parmi elles on compte : la méthode statique, la méthode fonctionnelle, la méthode anatomique.

Par extrapolation des travaux menés à partir de systèmes optoélectroniques, l'approche fonctionnelle apparaît de prime abord comme la plus précise pour des sujets

non-pathologiques. Les premières expérimentations ont donc porté sur les mouvements pouvant être retenus pour calibrer les axes fonctionnels des différents segments. Les mouvements testés sont présentés dans le Tableau 5.

Pour tester ces différentes propositions, une expérimentation menée sur 12 sujets a été mise en place. L'objectif était de comparer les axes obtenus par une méthode simulant l'orientation obtenue par capteurs inertiels aux axes obtenus par une méthodologie purement basée sur les trajectoires des marqueurs, ces derniers étant considérés comme la référence.

Au cours de cette expérimentation, les sujets devaient effectuer les mouvements de calibrage fonctionnel par série de cinq. Pour la méthode de référence, les axes médio-latéraux (flexion/extension) du genou et de la cheville ainsi que les centres articulaires étaient obtenus à partir de la méthode fonctionnelle SARA [98] lors des séries de mouvements de squats et de fentes tandis que le centre articulaire de la hanche était obtenu en appliquant la méthode d'Halvorsen à tous les mouvements impliquant la hanche [96].

Tableau 5 : Mouvements fonctionnels testés pour calibrer les axes fonctionnels du bassin, de la cuisse, du tibia et du pied (ML : médio-latéral ; AP : antéro-postérieur ; L : longitudinal).

Axe	Cuisse			Jambe		Pied
	ML	AP	L	ML	L	ML
Oscillations avt/arrière du bassin	X			X		X
Squats	X					
Fentes avant				X		X
Oscillations du bassin droite/gauche		X				
Élévation latérale du membre inf.		X				
Rot. longitudinale du membre inf.			X		X	
Rot. longitudinale de la jambe (assis)					X	

Le choix de simuler l'orientation inertielle dans un premier temps avait été fait en vue de dissocier l'erreur associée à la méthode de calibrage de celle associée à la mesure. Pour simuler l'orientation inertielle, pour chaque segment, un repère était construit aléatoirement à partir de trois marqueurs localisés sur le segment. L'orientation de ces repères par rapport au repère global du système optoélectronique était alors exprimée sous forme de quaternion. Les axes fonctionnels étaient alors calculés par interprétation des orientations des repères associés aux segments proximaux et distaux à l'articulation autour de laquelle le mouvement était effectué. La formulation mathématique correspondante est détaillée en Annexe 2.

L'erreur exprimée sous forme d'angle entre l'axe de référence et l'axe obtenu par simulation de la donnée inertielle est représentée sur la Figure 30.

Il apparait très nettement que les mouvements d'élévation du membre inférieur, pourtant souvent retenus, ne sont pas du tout appropriés pour obtenir l'axe antéro-postérieur de la cuisse. En effet, pour obtenir cet axe, c'est le mouvement relatif de la

cuisse par rapport au bassin qui est utilisé. Or, ici, ce mouvement d'élévation du membre inférieur ne se traduit pas par un mouvement d'abduction/adduction « pur », une rotation longitudinale de la cuisse et des mouvements du bassin étant souvent combinés à cette abduction/adduction.

A la vue de ces résultats, nous avons donc fait le choix de retenir :

- Les mouvements de squats pour calibrer les axes médio-latéraux de la cuisse, du tibia et du pied
- Les mouvements de rotation longitudinale du membre inférieur et de la jambe pour définir les axes longitudinaux des segments cuisse et jambe.

Non seulement ces mouvements présentaient les erreurs les plus faibles mais encore, dans le cas des squats, ils permettaient de calibrer les axes médio-latéraux de trois segments.

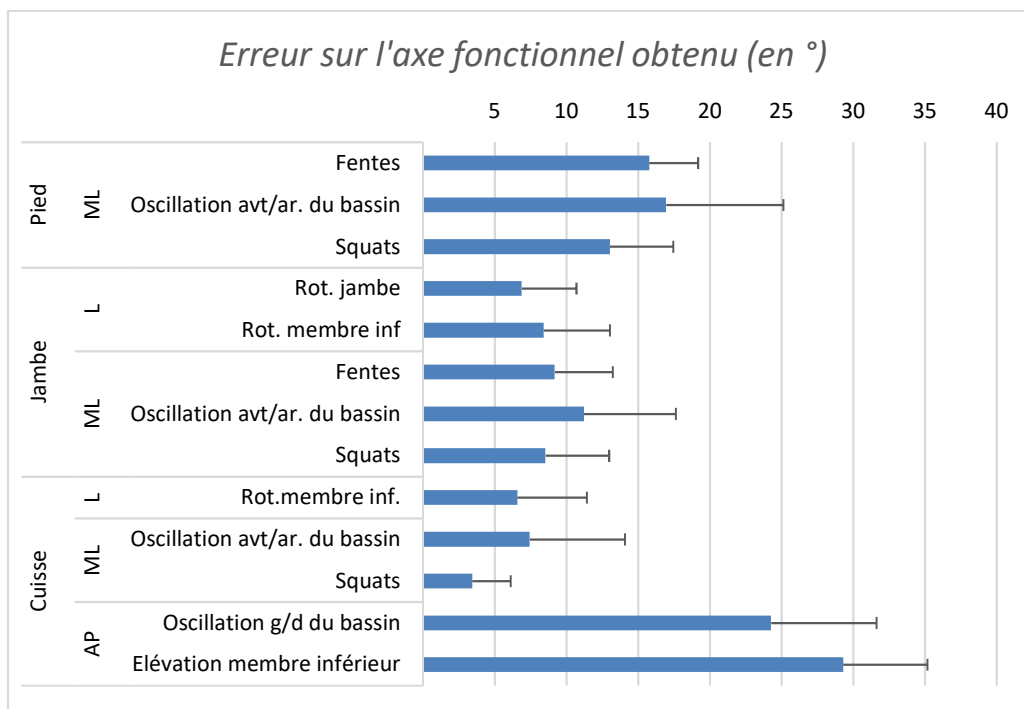


Figure 30 : Erreur sur l'axe fonctionnel obtenu pour les différents mouvements de calibrage proposés.

Première proposition de calibrage anatomique

Pour réellement obtenir la cinématique articulaire des membres inférieurs par capteur inertiel, les axes définis à partir de ces mouvements sont insuffisants. Il manque en effet un axe pour pouvoir définir un repère du pied et dans le cas de la hanche, il lui manque un repère proximal c'est-à-dire associé au bassin.

Nous avons donc complété les propositions précédentes afin d'obtenir la cinématique articulaire des membres inférieurs. Il a ainsi été proposé de rajouter une position statique « contrôlée » dans le sens que le bassin devait être en position neutre (pas d'anté/rétroversion), ce qui était vérifié visuellement par l'opérateur. Cette position statique devait permettre de définir l'axe longitudinal du bassin (supposé vertical pendant le statique) ainsi que l'axe antéro-postérieur du pied (supposé horizontal). Pour

le bassin, il était aussi proposé d'obtenir l'axe médio-latéral au cours des mouvements de squats.

Cette méthodologie a été appliquée à 10 sujets (en réalité, les mêmes sujets que précédemment mais la mesure a connu des problèmes pour deux d'entre eux, je suis un chat noir en expérimentation) sur lesquels des capteurs inertiels avaient été placés ainsi que des marqueurs réfléchissants servant à définir les valeurs de référence comme précédemment. Sur chaque cuisse et jambe, deux capteurs inertiels étaient placés dans le but d'observer l'effet éventuel d'un placement des capteurs sur les résultats. Le placement des capteurs correspondait à des emplacements où l'artéfact des tissus mous était jugé le plus faible [227].

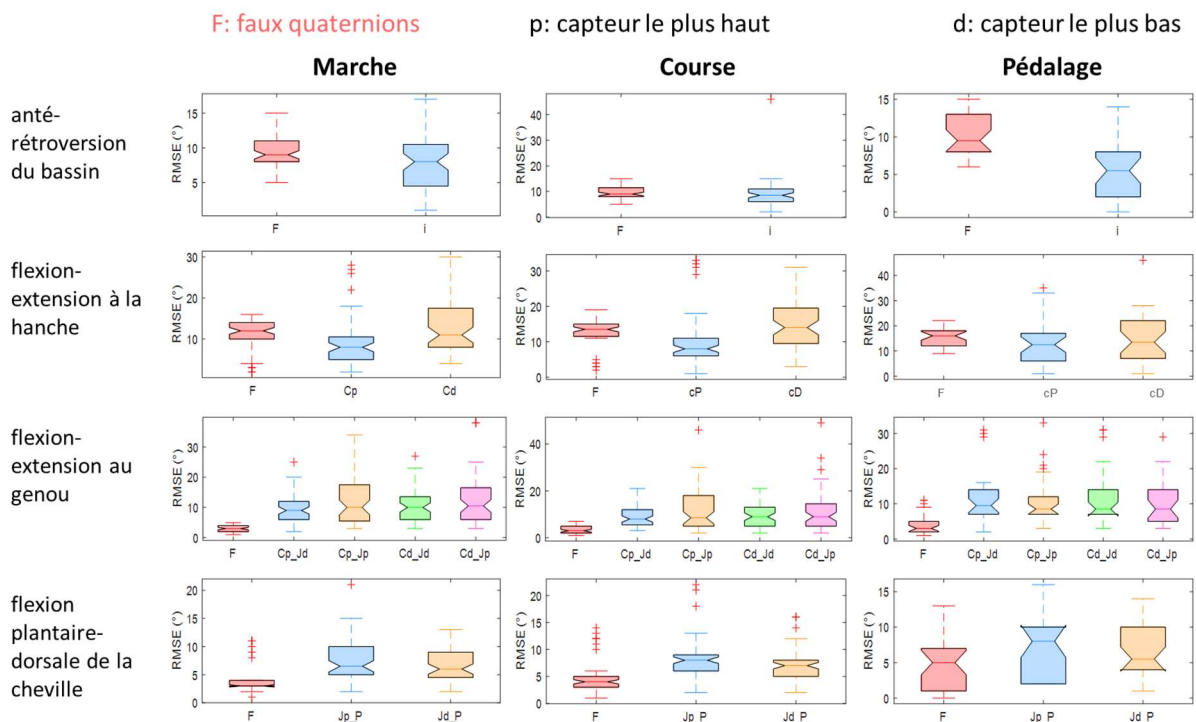


Figure 31 : Erreur quadratique moyenne (RMSE) entre la cinématique obtenue à l'aide de la méthode de référence et à l'aide des capteurs inertiels dans le plan sagittal au bassin, hanche, genou et cheville pour deux cycles de marche, course et pédalage

Après les postures et mouvements de calibrage, les sujets devaient marcher, courir et pédaler à différentes allures. L'erreur quadratique moyenne (RMSE) était alors calculée entre la cinématique articulaire obtenue à l'aide du système optoélectronique et celle obtenue à l'aide des capteurs inertiels sur deux cycles. Cette erreur est présentée en Figure 31 pour les articulations de la hanche, du genou et de la cheville dans le plan sagittal pour les différentes activités.

De prime abord, les résultats pourraient sembler corrects. En effet, pour le genou et la cheville, des erreurs proches de 5° sont obtenues en moyenne. Mais pour le bassin et la hanche, les erreurs sont plus importantes puisqu'avoisinant les 10°. En fait, pour le bassin et la hanche, le problème majeur vient de l'erreur dans la définition de l'axe longitudinal du repère du bassin qui entraîne cet offset (voir l'annexe 2 pour la

justification). En effet, comme illustré par la Figure 32 pour un sujet, la cinématique de la hanche obtenue par capteurs inertiels présente bien des variations similaires à celle obtenue avec la référence (le coefficient de corrélation est supérieur à 0.9) mais un offset persistant tout au long du mouvement est bien également observable.

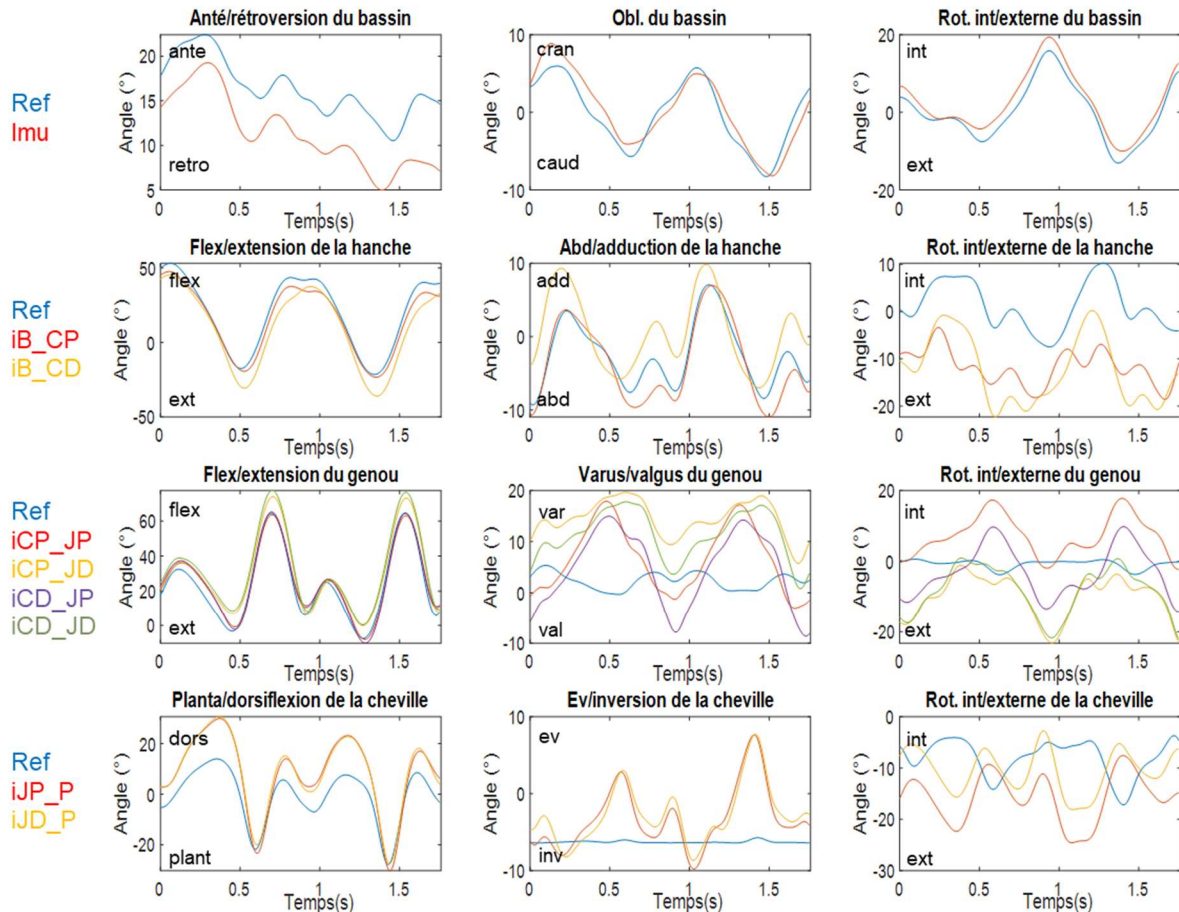


Figure 32 : Cinématique des membres inférieurs au cours de deux cycles de marche. La cinématique est obtenue à partir du système optoélectronique et à partir des différentes combinaisons possibles de capteurs inertiels (Cp : capteur placé au milieu de la cuisse ; Cd : capteur placé au-dessus du genou ; Jp : capteur placé en haut de la jambe ; Jd : capteur placé en bas de la jambe).

Si une certaine insatisfaction à la vue de ces résultats existe, c'est que ces moyennes masquent de grandes disparités interindividuelles. Ainsi, en regardant de plus près la Figure 31, on peut s'apercevoir que des erreurs de l'ordre de 30° existent pour certains sujets, et ce, même pour la flexion/extension du genou. Qui plus est, comme illustré par la Figure 32, dans les plans frontaux et transverses, les cinématiques obtenues sont bien éloignées des données de référence.

Enfin, concernant le placement des capteurs, aucune tendance n'émerge. En fonction des sujets, certaines combinaisons de capteurs (proximal cuisse et distal tibia ; distal tibia et pied) semblent fournir des cinématiques articulaires plus proches des données de référence. Seulement, ce n'est pas le cas pour tous si bien que d'un point de vue statistique, pas grand-chose n'émerge.

Bilan de cette première série d'expérimentations

A la vue des résultats, on pourrait être tentés de jeter les capteurs inertiels. Seulement, ces premiers résultats ont été obtenus avec l'ancienne génération de capteurs présentant des caractéristiques moindres que les capteurs commercialisés en 2019. Il y a donc un espoir que les résultats soient moins décevants mais aussi plus « cohérents » avec des capteurs plus récents.

Sans doute du fait d'un trop grand enthousiasme alors que les résultats n'avaient pas encore été totalement dépouillés, cette méthodologie a été parallèlement appliquée dans le cadre d'autres expérimentations menées dans le laboratoire, ces expérimentations envisageant de se passer de système optoélectronique à l'avenir. Malheureusement, il s'avère que même les mouvements de calibrage fonctionnels proposés et qui semblaient initialement pertinents comme les squats ne donnaient pas satisfaction. Cela se traduisait par des hyperextensions au genou beaucoup trop importantes (jusqu'à 10°) pour être réelles.

Deux problèmes majeurs semblent donc apparaître :

- la définition de l'axe longitudinal du bassin ;
- la nécessité de bien guider les sujets lors de la réalisation des mouvements de calibrage comme les mouvements de squats.

Ces premières séries d'expérimentation nous ont donc poussés à envisager de revoir la méthodologie de calibrage initialement proposée.

Quelles alternatives possibles ?

Il semblerait donc que le calibrage anatomique notamment par calibrage fonctionnel soit plus problématique que prévu dans sa mise en œuvre. Il convient par ailleurs de rappeler que nous n'avons pour l'instant testé la méthode que sur des sujets non-pathologiques, c'est-à-dire sans doute plus à même que des sujets pathologiques d'effectuer des rotations « pures » autour d'une articulation.

Malgré tout, nous souhaitons poursuivre nos travaux afin d'être en mesure de conclure définitivement. Ainsi, dans la thèse de Léonie Pacher, les différentes méthodes proposées dans la littérature à savoir anatomique, fonctionnelle et anatomique seront testées et comparées. Par ailleurs, nous proposons une méthode mixte faisant appel à un appareil de calibrage assez similaire à la proposition de Picerno et al. [180] pour calibrer l'axe longitudinal du bassin. Cette étude cherchera également à préciser la reproductibilité des mesures, ce qui n'est à l'heure actuelle pas encore établie.

Il nous faut toutefois bien admettre que nous nous heurtons également à une difficulté relativement classique à savoir, celle de constituer une mesure de référence. En effet, nous considérons actuellement les données cinématiques provenant de méthodologies issues de systèmes optoélectroniques comme mesures de référence. Or, ces mesures sont elles-mêmes imparfaites puisque, comme évoqués à plusieurs reprises, le modèle et les artéfacts des tissus mous altèrent la donnée. Malheureusement, nous n'avons actuellement pas la possibilité d'obtenir des données de référence issues de l'imagerie médicale ou de pins

intra-corticaux. Dans ce cas, le banc robotique ne nous est d'aucune utilité puisque ce sont justement les imperfections humaines (capacités à effectuer des rotations « pures », artéfacts des tissus mous, etc.) que l'on cherche à gérer.

Ces premiers résultats mettent sans doute aussi en évidence que l'approche « directe » n'est sans doute pas la plus appropriée pour obtenir une cinématique articulaire correcte. L'approche par chaîne cinématique, objet du prochain paragraphe, est peut-être plus pertinente.

4.1.1.3.2 Chaîne cinématique

Pour l'instant, nous n'avons fait aucune proposition pour cette chaîne cinématique. L'approche proposée par Kok et al. nous semble intéressante puisqu'elle intègre un modèle dynamique de mesure à une approche de type optimisation multi-segmentaire [201]. Leur problème de minimisation dans sa version simplifiée s'exprime de la façon suivante :

$$\min_{z = \{x_{1:N}, \theta\}} \quad \begin{array}{lll} -\log p(x_1|y_1) - \log(p(\theta)) & -\sum_{t=2}^N \log p(x_t|x_{t-1}, \theta) & -\sum_{t=1}^N \log p(y_t|x_t, \theta) \\ \textit{initialisation} & \textit{modèle dynamique} & \textit{modèle biomécanique} \end{array}$$

La phase d'initialisation fait notamment référence à la détermination du placement des capteurs par rapport à la chaîne cinématique. Nous préférierions traiter cette partie du problème séparément puisqu'elle fait intervenir le calibrage anatomique.

Ensuite, dans le modèle dynamique, les auteurs font intervenir les matrices de covariance des capteurs. Seulement, dans leur article, les auteurs utilisent la méthode d'Allan [228] pour définir ces matrices. Or, comme l'a montrée la thèse d'Alexis Nez [142], cette méthode n'est pas la plus adaptée et l'identification de ses composantes donne de meilleure estimation.

Par ailleurs, comme nous l'avons évoqué dans le chapitre précédent, il est également possible de reformuler le filtre de fusion de données afin que celui-ci fournisse en sortie la cinématique articulaire. Seulement, nous ne savons à l'heure actuelle lequel du filtre de Kalman ou du filtre complémentaire serait le plus approprié pour mettre en œuvre cette fusion de données.

Si l'on ajoute à cela la proposition de Kok, il apparaît donc que de nombreuses possibilités existent pour l'obtention de la cinématique articulaire à partir d'une chaîne cinématique. Il semblerait donc pertinent que cette problématique soit abordée par différentes équipes travaillant en commun et sur des jeux de données similaires afin d'être en mesure de conclure sur l'avantage d'une approche par rapport à une autre. Pour faciliter ce processus, nous envisageons donc de rendre disponibles les données acquises aux cours de nos expérimentations.

4.1.2 Dynamique du mouvement par capteurs embarqués

Cette dynamique du mouvement par capteurs embarqués ne sera pas abordée à court terme, l'obtention d'une mesure cinématique « correcte » par capteur embarqué étant considérée comme un prérequis.

L'approche la plus souvent utilisée pour parvenir à la dynamique articulaire fait appel à la dynamique inverse. Dans le cadre d'une analyse du mouvement pour des applications cliniques, les tâches les plus souvent explorées impliquent la station debout et la marche. De ce fait, pour remonter à la dynamique du mouvement, il apparaît nécessaire de caractériser les forces extérieures et donc, dans ces tâches qui impliquent la station debout et la marche, la réaction du sol.

La piste la plus sérieusement explorée pour parvenir à cette réaction du sol par capteurs embarqués fait appel aux capteurs de pression sous forme de semelles de pression si bien que différentes propositions ont été faites dans la littérature. Ces solutions seront donc étudiées et confrontées à la mesure par plateforme de force.

Malgré tout, il apparaît là-aussi très optimiste d'espérer qu'une mesure de la réaction du sol puisse être obtenue avec une précision proche de celle obtenue par plateforme de force compte-tenu des caractéristiques des capteurs. Les capteurs ne sont plus ici intégrés au niveau de la surface en contact avec le pied mais au niveau de la surface même du pied, qui est déformable. Par ailleurs, les capteurs de pression permettent de déduire la force normale à la surface et non la force totale d'interaction entre le capteur et le pied. La réaction du sol est donc nécessairement dégradée même si des propositions ont été faites pour revenir à la réaction du sol totale.

De ce fait, d'autres approches pourraient être testées. Il s'agirait, comme dans d'autres applications, d'utiliser la pression comme « représentation » de la réaction du sol. Une base de données associant force de pression et réaction du sol au cours de cycles de marche pourrait être constituée. Ici, il nous faudra donc créer cette base de données importante constituée de données de sujets pathologiques et non-pathologiques et mettre au point un algorithme de reconnaissance de pattern. Cette approche ne pourra être mise en œuvre que par le biais de collaborations avec des laboratoires d'analyse de la marche (e.g. le Bewegungslabor d'Heidelberg) pour le recueil de données et des laboratoires de traitement d'image (le laboratoire XLIM-SIC) pour la mise au point des algorithmes.

4.2 Coordination, contrôle du mouvement

4.2.1 Quantification de la coordination et du contrôle du mouvement

Ici, l'objectif n'est pas tant d'analyser les coordinations à proprement parler que de trouver les paramètres pouvant mettre en évidence des dysfonctions du système nerveux central lors du contrôle de la locomotion. En effet, les coordinations et synergie font l'objet d'un grand nombre d'études portant sur le contrôle moteur, ces études visant pour

la plupart à mieux comprendre le fonctionnement du système nerveux central et à mettre en évidence des stratégies lors de la locomotion de sujets pathologiques ou non.

Dans mon cas, la motivation est d'une part de pouvoir mettre en évidence des troubles locomoteurs attribués à des perturbations du système nerveux central et d'autre part de pouvoir assurer le suivi de populations pathologiques.

Dans la littérature, deux approches sont couramment retenues pour étudier la coordination lors de la locomotion en se basant sur la cinématique du mouvement. Il s'agit :

- D'analyser la cinématique de différentes articulations via par exemple la quantification des différences de phases [229,230]
- D'étudier un point de la chaîne segmentaire comme le pied [229] ou le tronc [231]. Le pied étant en bout de chaîne, on considère alors que sa trajectoire témoigne des coordinations de l'ensemble des articulations de la chaîne. Dans le cas du tronc, l'hypothèse est faite que la stabilité de la locomotion passe par un bon contrôle des mouvements du tronc [231].

Pour l'une ou l'autre des approches, un grand nombre de variables est proposé dans la littérature. Cette partie du projet s'intéresse donc à déterminer l'approche ainsi que les paramètres les plus pertinents. Ceci sera effectué dans le cadre de différents projets collaboratifs. L'un d'entre eux est détaillé ci-après.

4.2.2 Mise en œuvre dans le cadre des troubles du spectre autistique

4.2.2.1 Problématique

En juillet 2016, un groupe de recherche poitevin portant sur les Troubles du Spectre Autistique s'est constitué sous l'impulsion de Mme Véronique Bonnaud, psychologue au Centre Ressources Autisme Poitou-Charentes. Parmi les thématiques abordées par ce groupe figurent les perturbations de la motricité des enfants atteints de Troubles du Spectre Autistique. Un projet collaboratif réunissant le Laboratoire de Neurosciences Expérimentales et Cliniques (Inserm UMR_S 1084, Mr Mohamed Jaber), le Centre de recherche de la cognition et de l'apprentissage (CERCA, CNRS UMR 7295, Mme Christel Bidet-Ildei), le Centre de Ressources Autisme Vienne de l'hôpital psychiatrique de Poitiers (CRA Poitou-Charentes, Mr Jean Xavier et Mme Véronique Bonnaud) a donc vu le jour. Quand bien même aucun financement n'a pour l'heure été obtenu, des expérimentations préliminaires ont été réalisées.

Les troubles du spectre autistique (TSA) sont des anomalies neuro-développementales manifestées avant l'âge de trois ans. Ces TSA se définissent par des perturbations caractéristiques du fonctionnement se traduisant par des déficits persistants dans la communication sociale et les interactions sociales ainsi que par des modes restreints et répétitifs de comportements, d'intérêts ou d'activités (d'après la cinquième version du

Diagnostic and Statistical Manual of Mental Disorders, DSM 5). Selon la Classification Internationale, 1 enfant sur 110 est atteint de TSA. Cette prévalence importante fait des TSA un enjeu majeur de santé publique et sociétale. A l'heure actuelle, les TSA sont diagnostiqués à l'aide d'échelles spécifiques évaluant principalement les compétences sociales et linguistiques du patient.

D'un point de vue physiopathologique, un nombre croissant de preuves indique un rôle majeur de la dysfonction cérébelleuse dans le développement d'anomalies dans les TSA [232]. Ainsi, les études post-mortem chez l'homme et les modèles animaux de TSA ont systématiquement rapporté une perte et une diminution de la taille des cellules de Purkinje (PC), un type cellulaire clé du cervelet. Enfin, plusieurs gènes associés aux TSA sont liés au développement et à la fonction cérébelleuse. Or, si le cervelet est bien impliqué dans le traitement social et linguistique, tous deux affectés dans les TSA, il joue également un rôle important dans le contrôle moteur.

Ce n'est que plus récemment que ces anomalies « motrices » d'origine cérébelleuse ont été renseignées. Ainsi, il a été mis en évidence par des analyses de connectivité fonctionnelle que le cervelet était anormalement connecté avec les zones du cortex moteur et non moteur chez les patients atteints de TSA [233]. Des études de neuro-imagerie ont aussi montré que l'activité du cervelet était altérée dans les TSA au cours de tâches sensori-motrices [234]. Malgré ces preuves de dysfonctionnements du cervelet dans les TSA et son implication bien connue dans la fonction motrice, seul un petit nombre d'études s'est intéressé aux déterminants moteurs des TSA chez l'homme. Pourtant, des comportements moteurs altérés dans les TSA ont été rapportés dès le milieu du siècle dernier par Kanner dans son étude de cas portant sur 11 enfants [235]. Les quelques études portant sur les dysfonctionnements moteurs dans les TSA ont signalé des troubles de la marche, de l'équilibre et plus précisément des troubles de la motricité fine et globale (voir Papadopoulos et al., pour une revue [236]). Par ailleurs, pour certains auteurs, ces déficits moteurs pourraient précéder ou s'entrecroiser avec les déficits cognitifs des TSA [237].

Cependant, les études réalisées jusqu'à présent ont principalement utilisé des batteries de tests normalisés évaluant les compétences motrices générales [236,238]. Ces échelles peuvent donc se révéler insuffisantes pour évaluer précisément les composantes motrices spécifiquement altérées chez les patients autistes. Quelques études ont réussi à mieux isoler des composantes de la fonction motrice perturbées dans les TSA en utilisant des tâches motrices simples comme la tâche de Fitts [236], des tests de préhension [239], de dessin [240] ou de transport d'objet [241]. Ainsi, en analysant la cinématique et les mesures de force, les auteurs ont rapporté des anomalies du contrôle moteur en particulier lors de l'initiation du mouvement, du contrôle en ligne et de la production d'actions séquentielles.

Ces résultats ont permis d'enrichir la compréhension des dysfonctionnements moteurs chez les patients adultes atteints de TSA. Mais ce type d'études reste rare chez les enfants. De plus, à notre connaissance, aucune étude n'a spécifiquement étudié, chez un

même patient, la relation entre les difficultés sociales et motrices dans les TSA. Il est donc nécessaire de développer de nouveaux outils d'analyse pour mieux caractériser les dysfonctionnements moteurs dans les TSA et établir leur corrélation avec les symptômes cognitifs.

Ce projet possède de nombreux objectifs à court terme, moyen et long terme. Le premier objectif est de caractériser de manière exhaustive les déficits moteurs présents chez les enfants avec TSA. Ensuite, il s'agit d'étudier les liens existants entre ces difficultés motrices et les troubles cognitifs et sociaux retrouvés chez les patients souffrant de TSA. Qui plus est, se pose la question d'éventuelles différences de cette relation en fonction du sexe. Le développement de ces troubles moteurs en fonction de l'âge doit également être précisé. Enfin, l'origine « cérébelleuse » de ces troubles moteurs doit être vérifiée chez les enfants TSA.

A la suite de ces premiers objectifs, d'autres pourraient voir le jour en vue de proposer, par exemple, un protocole permettant de caractériser ces troubles moteurs en pratique clinique.

4.2.2.2 Caractérisations des troubles moteurs chez les enfants TSA

Pour remplir les premiers objectifs évoqués ci-dessous, un premier protocole a été proposé. Ce protocole permet de caractériser la motricité globale et fine d'enfants atteints de TSA et d'enfants non pathologiques âgés de 6 à 11 ans.

Pour la motricité globale des enfants, il est proposé de procéder en une analyse du mouvement des membres inférieurs et supérieurs à l'aide d'un système optoélectronique et d'une modélisation du corps humain suivant le Conventional Gait Model [19].

Pour les tâches motrices fines, l'écriture sera analysée sur une tablette numérique (Wacom A4 Pen and Touch) afin d'avoir accès aux coordonnées du mouvement du stylet en fonction du temps et de contrôler l'apparition des stimuli.

Les tâches motrices globales consisteront en trois répétitions de :

- un test de « Time up and go »
- une marche sur 7m
- une marche sur une ligne droite marquée au sol
- un examen stabilométrique (31s) réalisé yeux ouverts et yeux fermés.

Pour les tâches motrices fines mettant en évidence l'intégration d'informations sensorielles et les capacités d'anticipation motrice, il s'agira de réaliser :

- deux tâches de pointage de cible (intégration sensori-motrice et anticipation)
- deux tâches d'écriture (intégration sensori-motrice et anticipation)

Concernant l'intégration sensori-motrice, la tâche de pointage consistera à tester 5 index de difficulté (prenant en compte la taille et la distance des cibles) dans 3 positions différentes. Pour chaque index et chaque position, deux essais seront réalisés, ce qui fera un total de 30 essais pour cette tâche. Concernant l'écriture, nous proposerons aux

participants de produire la lettre « e » en 5 tailles différentes. Pour chaque taille, 2 essais seront effectués.

Pour essayer d'anticiper les difficultés de mise en œuvre ce protocole liées au fait de travailler avec de jeunes enfants qui plus est, des enfants présentant des troubles neuro-développementaux, certaines précautions seront prises. Tout d'abord, les marqueurs utilisés seront des marqueurs autocollants de très petites dimensions (3mm de diamètre). Ensuite, les tâches de motricité fine effectuées sur tablette nécessitant plus d'attention et de concentration seront effectuées avant les tâches de motricité globale.

Concernant les paramètres permettant de caractériser les troubles moteurs de la fonction motrice globale, nous anticipons deux difficultés majeures. La première consiste à proposer des paramètres permettant de mettre en évidence des troubles de la motricité en analysant des populations qui présentent des variabilités intra et interindividuelles importantes. La capacité pour certains jeunes enfants à varier leur schéma de marche malgré les consignes est très captivante : marche en évitant les plateformes de force ou toute marque située sur le sol, marche en utilisant une main pour se gratter le nez, marche en se retournant, marche en imitant un animal etc. Par ailleurs, la marche est considérée comme « mature » à environ 7-8 ans. De ce fait, pour les enfants les plus jeunes, des écarts dans cette maturité de la marche est à prévoir.

Compte-tenu de nos hypothèses de travail, à savoir un rôle majeur du cervelet dans les TSA qui se traduit par des troubles moteurs, il nous faut proposer des paramètres associés à l'ataxie cérébelleuse comme ceux caractérisant la fluidité du mouvement [242]. Cependant, ces paramètres ont peu été utilisés chez l'enfant. De ce fait, l'incertitude demeure quant à leur pertinence pour caractériser la fluidité du mouvement et donc la qualité du contrôle du mouvement chez une population aussi hétérogène.

Pour la locomotion, l'analyse de la « dynamique des mouvements » semble offrir une approche intéressante pour mettre en avant la qualité du contrôle moteur chez les enfants [243]. Dans cette étude de Bisi et al., l'analyse de quantification des récurrences et l'entropie multi-échelle lors de la marche ont ainsi permis de mettre en évidence l'évolution du développement moteur chez des enfants âgés de 6 à 10 ans. Cette dernière approche pourrait donc être utilisée et permettre de révéler des différences de développement moteur entre les enfants atteints de TSA et les enfants au développement typique.

4.3 Autre projet collaboratif : la mesure sans marqueurs

Dans le cadre de la collaboration qui s'effectue avec le service de gynécologie et d'obstétrique du CHU de Poitiers (thèse du Dr David Desseauve soutenue en janvier 2018), s'est avéré le besoin de procéder en une analyse du mouvement ou plutôt ici, de la posture, sans marqueur. En effet, la thèse de David Desseauve a mis en évidence un rôle de la flexion des cuisses sur le positionnement du détroit supérieur, l'orifice supérieur de la cavité pelvienne [244]. D'un point de vue de la mécanique obstétricale, la position

maternelle la plus favorable pour le fœtus se traduit par un axe de progression foetale perpendiculaire à ce détroit supérieur ainsi que par une courbe lombaire en position neutre (i.e. sans lordose), ce qui peut être favorisé par la flexion des cuisses comme illustré par la Figure 33.

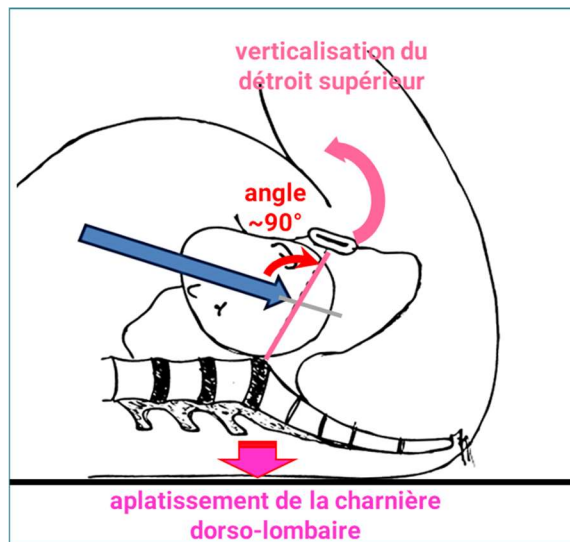


Figure 33 : Illustration du rôle de la flexion des cuisses dans l'obtention de la position d'accouchement optimale (figure extraite de la thèse de D.Desseauve).

Seulement, ces résultats ont été montrés chez des femmes enceintes mais pas au cours de l'accouchement. Pour valider ces résultats, l'objectif est donc de parvenir à monitorer la position maternelle au cours de l'accouchement et de renseigner l'issue obstétricale comme la durée des phases de travail. Toutefois, pour respecter les contraintes d'aseptisation, ceci ne peut être fait qu'en l'absence de marqueurs.

Cette capacité d'analyse du mouvement sans marqueur pourrait également faciliter la mise en œuvre expérimentale du projet Autisme.

Cette analyse du mouvement sans marqueur pourrait également répondre à d'autres besoins des membres du laboratoire concernant la mesure sur des animaux (projet sur la paléontologie et le singe pour Mathieu Domalain) ou lors de certaines activités sportives (projet BMX porté par Mathieu Domalain).

Ce travail s'effectuerait en collaboration avec des équipes spécialisées dans la problématique comme Lionel Reveret de l'équipe Morpheo de l'INRIA Rhône-Alpes avec lequel nous sommes en contact. Ici, nous nous situerions comme « utilisateurs finaux » mais aussi comme équipe validant la solution proposée.

Chapitre 5

Curriculum vitae

5.1 Parcours professionnel

Depuis sept. 2012 **Axe Robotique, Biomécanique Sport Santé**
Maitre de conférences **Institut P'/UPR3346 CNRS, U. de Poitiers**

- Recherche dans le domaine de l'analyse du mouvement pathologique.
- Développement des méthodologies associées à la mesure écologique de la performance motrice notamment par capteurs inertiels.

06/2012–09/2012 **Institut Charles Delaunay**
Ingénieure de recherche **U. de Technologie de Troyes**

- Mise en réseau d'équipes de recherche dans le cadre du CEN Habitat et Logement. Ce CEN, supporté par le CNSA, visait à développer et promouvoir de nouvelles aides techniques pour un habitat favorisant la santé et l'autonomie des personnes âgées.

2010–2012 **UMR6600 Biomécanique et Bio-ingénierie**
Ingénieure de recherche CNRS **U. de Technologie de Compiègne**

- Recherche associée au projet européen PAMAP projet visant à la mise en place d'un système de monitoring à domicile d'exercices de rééducation pour les personnes âgées.
- Elaboration et mise en place du projet région Picardie VESTA portant sur l'évaluation des solutions techniques pour l'adaptation de l'environnement d'une personne en perte d'autonomie.

2007–2010 **Ganglavor**
Chercheur Contractuel **Orthopädische Uniklinik Heidelberg (RFA)**

- Recherche dans le domaine orthopédique, l'analyse de la marche et des mouvements des membres supérieurs, gestion de projets -dont le projet européen IATROFROM.
- Encadrement des travaux de recherche d'étudiants en médecine.

2005–2006 **Motor Control and Biomechanics Laboratory**
Post-Doctorat **Arizona State University (USA)**

- Mise en place d'expériences, analyses de données, publications et recherche de financement pour des travaux concernant les effets de l'avance en âge et de la maladie de Parkinson sur le contrôle et l'exécution de mouvements multiarticulaires.

5.2 Activités d'encadrement

5.2.1 Co-encadrement de thèses

- 2014-2017 : A. Nez, Mesure inertielle pour l'analyse du mouvement humain : Optimisation des méthodologies de traitement et de fusion des données capteurs, intégration anatomique.
- 2013-2018 : D. Desseauve. Pour une meilleure compréhension du rôle des positions d'accouchement en mécanique obstétricale: Analyse biomécanique des postures segmentaires.
- 2018-En cours : L. Pacher. Analyse du mouvement : biomécanique et réseaux de capteurs sans fils.

5.2.2 Co-encadrement de thèses de médecine

Faculté de Médecine de Poitiers

2014-2015 : C-X Bichon. Étude des paramètres de marche chez des patients atteints de sclérose en plaques sous fampridine : apport des accéléromètres dans l'évaluation de la réponse au traitement.

Orthopädische Uniklinik Heidelberg (Allemagne)

- 2007-2009 : B. Liefhold. Mécanismes de compensation des contractures du coude (en allemand)
- 2007-2009 : M. Niklasch. Récupération des gestes de la vie quotidienne après implantation d'une prothèse inversée de l'épaule (en allemand)

5.2.3 Encadrement de Masters

Ne sont ici recensés que les encadrements d'étudiants ayant travaillé sur des travaux de recherche que je portais.

Master 2 IRHPM, Université de Poitiers

- 2015-2016 : F. Braconnier. Evaluation de la lordose lombaire en position allongée sur le dos par un tapis de pression : étude préliminaire.
- 2015-2016 : B. Nolais. Étude de deux éléments de semelles orthopédiques sur le contrôle postural, la cinématique du membre inférieur et l'activité neuromusculaire.
- 2014-2015 : Y. Cherni. Evaluation de la laxité ligamentaire : Application à la femme enceinte.
- 2013-2014 : A. Jossard. Contribution de l'AQM dans la prise en charge de la spasticité d'un sujet hémiparétique : étude de cas.

Cursus Ingénieur-Génie biologique, Université de Technologie de Compiègne ; Projet de fin d'étude

2017-2018 : K.Chen. Analyse de la locomotion équine par capteurs inertiels.

DEA « Physiologie et conditions matérielles de la pratique sportive », Université de Rennes II.

- 2001-2002 : L. Ballaz. Caractérisation de la co-contraction lors de la locomotion chez le sujet hémiplégique
- 2000-2001 : C. Durocher. Enchaînement segmentaire lors du tir en suspension au handball.

Master 1 Ingénierie et Science du Mouvement Humain, Université de Paris-Saclay
2018-2019 : K. Mengué. Analyse biomécanique de la technique d'accouchement par forceps.

Master 1 IRHPM, Université de Poitiers

- 2014-2015 : D. Perea Pallarés. Relation entre la lombalgie, la lordose lombaire et la laxité ligamentaire chez la femme enceinte.

Maitrise de STAPS, université de Rennes II

- 1999-2000 : M. Botcazou. Analyse de l'enchaînement segmentaire lors du tir en appui au handball
- 1999-2000 : C. Durocher. Analyse temporelle du tir au handball

5.3 Enseignement

5.3.1 Résumé des interventions depuis 2012

Depuis Septembre 2012, j'effectue au minimum 192h équivalent TD par année universitaire dans différentes Unités d'Enseignement de l'Université de Poitiers.

Je suis notamment intervenue en :

- Master 1 IRHPM (FSS): Biomécanique et handicap (CMs, TDs et TPs)
- Master 2 IRHPM (FSS): Analyse Quantifiée de la Marche (CMs, TDs et TPs)
- L1 STAPS (FSS): Biomécanique du mouvement humain (CMs, TDs et TPs)
- L3APAS (FSS): Déficiences motrices, approches biomécaniques (CMs, TDs)
- LPro TCIBB (SFA) : Technologie du handicap (CMs, TPs)
- Master 1 Ingénierie de Conception (SFA) : Ergonomie (TP)
- L2 STAPS (FSS): Biomécanique du mouvement humain (TDs et TPs)
- L2 STAPS (FSS): Anatomie (TDs)

Par ailleurs, nous sommes sollicités pour des interventions d'enseignement dans d'autres structures comme le CNAM, le Centre d'Etudes Supérieures de Musique et de Danse de Poitiers ou le CREPS de Poitiers pour y effectuer des enseignements de biomécanique appliquée sous la forme de TPs.

Depuis l'année 2018-2019, j'interviens enfin pour un volume de 30h de CMs et de TPs auprès de l'Institut de Formation de Masseur-Kinésithérapeute de Poitiers.

De 2012 à 2018, j'ai également pris part comme mes collègues de l'équipe RoBioSS aux Classes Olympiques Sciences et Sport (<http://www.critt-sl.com/les-classes-sciences-et-sports.html>). Il s'agit d'ateliers proposés aux collégiens. Lors de ces ateliers, l'analyse de mouvement sportif est utilisée comme support à l'introduction de divers concepts mécaniques, mathématiques et physiologiques.

5.3.2 Responsabilités

- 2018-en cours : co-responsable avec C. Berton de la L3 APAS de la Faculté des Sciences du Sport de l'Université de Poitiers.
- 2014-2016 : co-responsable avec F. Colloud du DU « Expertise de la performance sportive : du muscle au mouvement ».

5.3.3 Montage de formations

En 2018, j'ai participé avec Tony Monnet et Arnaud Germaneau à la création du parcours « Biomécanique » du Master Ingénierie de Conception (SFA).

En 2014, j'ai participé avec Floren Colloud et Patrick Lacouture à la création du DU « Expertise de la performance sportive : du muscle au mouvement ».

5.4 Activités d'animation et de rayonnement

5.4.1 Organisation de colloques et congrès

Avec Tony Monnet, Arnaud Germaneau (équipe PEM de l'Institut P'), Manuel Roulaud et Tanguy Vendeuvre (du laboratoire Prismatic du CHU de Poitiers), nous organisons le 44^{ème} Congrès de la Société de Biomécanique du 28 au 30 octobre 2019 (<https://sb2019-poitiers.sciencesconf.org/>).

Pour entraînement, nous avons organisé le Forum Biomécanique P'-CHU Poitiers les 26 et 27 juin 2018 (<https://fbp2018.sciencesconf.org/>). Ce forum international avait pour objectif de favoriser et développer les échanges chercheurs/cliniciens autour de travaux faisant appel à la biomécanique. Par ailleurs, dans le cadre de ce forum, un Workshop sur le logiciel libre de modélisation musculo-squelettique Opensim a été proposé.

Comme mes collègues biomécaniciens de l'équipe RoBioSS, j'ai pris une part active dans l'organisation du 33rd International Conference on Biomechanics in Sports en 2015.

5.4.2 GT biomécanique

Avec Tony Monnet et Arnaud Germaneau, nous avons proposé la constitution d'un Groupe Thématique « Biomécanique » au sein de l'Institut P'. Ce GT poursuit et formalise l'objectif à l'initiative du Forum Biomécanique à savoir le développement des interactions entre les chercheurs des différents départements de l'Institut P' et du CHU de Poitiers autour de travaux ayant trait à la biomécanique. La première réunion du GT s'est tenue le 25 mars 2019.

5.4.3 Chaire universitaire de recherche et d'enseignement Sport Santé Bien-Être

Cette chaire de l'Université de Poitiers portée par Laurent Bosquet vise à la mise en commun des compétences de différents laboratoires autour de la question du sport-santé. J'appartiens au bureau de la chaire depuis 2016.

5.4.4 Participation à des comités de sélections et expertises

Pour le travail de relectures, je relis en moyenne cinq articles par an pour des revues comme *Gait and Posture*, *Journal of Biomechanics*, *Sensors*, *Journal of Motor Behavior*, *Plus One* mais décline beaucoup de propositions, faute de temps. Il est à noter une explosion des sollicitations depuis 2018 avec la création de nombreuses revues open source plus ou moins sérieuses.

Depuis ma prise de fonction à Poitiers, je suis sollicitée environ une fois par an pour expertiser des projets. Il s'agissait de projets IFCE (une expertise), AAP-ID de l'Université de Nantes (une expertise), de financement de partenariats Hubert Curien (une expertise) ou encore du gouvernement polonais (une expertise).

J'ai pris part à quatre comités de sélections en 74^{ème} section: à Bordeaux (2014) et Poitiers (deux en 2015 et 2019).

5.5 Mandats électifs

J'ai été élue à la Commission d'Expertise Scientifique de la 74^{ème} section de l'Université de Poitiers en 2014 et en 2018.

Je suis également représentante élue du Conseil de Faculté de la Faculté des Sciences des Sports depuis 2016.

5.6 Collaborations, projets

5.6.1 Santé, médicale

5.6.1.1 Service de Gynécologie-Obstétrique du CHU de Poitiers

A l'initiative du Pr Pierre, responsable du service de Gynécologie-Obstétrique du CHU de Poitiers, cette collaboration a débuté en 2013 par l'encadrement du doctorat de David Desseauve (soutenu en janvier 2018) ainsi que du Master-Recherche de Bertrand Gachon (2016). En parallèle, trois stages de Master IRHPM ont été encadrés sur des thématiques ayant trait à cette collaboration.

Le doctorat de David Desseauve portait sur l'analyse des positions d'accouchement tandis que le Master-recherche de Bertrand Gachon portait sur la laxité ligamentaire au cours de la grossesse.

Cette collaboration se poursuit actuellement. Notre contribution majeure consiste à apporter notre compétence technique et scientifique pour l'analyse du mouvement et de la posture.

Anaud Decatoire est associé à ce travail.

5.6.1.2 Prestations d'analyse quantifiée de la marche :

La responsabilité de ces prestations est partagée avec Mathieu Domalain. Ces prestations se font pour les partenaires suivants :

- Service de Médecine Physique et Réadaptation au CHU Poitiers (responsable D^r Anne Jossart)
- Établissement de Soins de Suite et de Réadaptation Le Grand Feu à Niort (responsable D^r Frédéric Louis)

Ces prestations s'effectuent dans le cadre de conventions passées avec ces établissements. Dans le cas du CHU de Poitiers, ce partenariat avait été initié par Mathieu Domalain et Patrick Lacouture.

Ces prestations consistent à procéder en une analyse quantifiée de la marche (mise à disposition du matériel et apport technique), à traiter les données, à fournir un rapport et à participer à l'interprétation du rapport en présence des médecins responsables de l'analyse quantifiée de la marche pour les établissements.

5.6.2 Projets collaboratifs financés

Le Tableau 6 ci-dessous synthétise les différents projets collaboratifs qui ont été financés et auxquels j'ai pris part.

Depuis 2012, j'ai également contribué à la rédaction d'environ 15 projets ayant fait l'objet de demandes de financement qui n'ont malheureusement pas été retenues. Ces demandes sollicitaient des soutiens financiers divers comme ANR Recherche Translationnelle en Santé, ANR Jeune Chercheur, ANR-Tecsan, ANR-DFG, Fondation de France, PRTS, PEPS, ou encore la Fondation Motrice.

Tableau 6 : Récapitulatif des collaborations et des projets financés depuis le doctorat.

Période	Projet	Mode de financement	Personnes associées*
01/2019-01/2021	Evaluation de la locomotion du patient grâce aux solutions technologiques de type internet des objets. Projet collaboratif Institut P'- RoBioSS, XLIM (U.Poitiers-U.Limoges), MOVE (U.Poitiers), PRISMATICS (CHU Poitiers)	CPER Programme HaBiSan, Axe 1 : Thème 2 : Maintien de l'autonomie grâce aux solutions technologiques	P.Lacouture, L.Fradet
09/2019-06/2020	ABLE : Analyse Biomécanique de la Locomotion Équine Projet collaboratif IFCE, CAIPS	IFCE, en collaboration avec le fonds Eperon	L.Fradet, J-F Debril
01/2019-01/2020	Analyse mécanique complète d'un segment humain par approches cinématique/dynamique et numérique	Actions incitatives de l'Institut P'	A.Germaneau, T.Monnet, L.Fradet
09/2017-06/2018	préABLE : Analyse Biomécanique de la Locomotion Équine Projet collaboratif IFCE, CAIPS, société Equisense	IFCE, en collaboration avec le fonds Eperon	L.Fradet, J-F Debril, A.Decatoire
09/2017-06/2018	IMU4ROWING : Technologie de mesure des efforts en Aviron. Programme de maturation initiale porté par le Laboratoire Motricité, Interactions, Performance (U.Nantes)	SATT Ouest Valorisation	F.Colloud, L.Fradet
05/2014-05/2015	FAMPYRA : Apport d'un dispositif ambulatoire de mesure dans l'évaluation de l'amélioration de la qualité de marche. Projet collaboratif RoBioSS, service Neurologie du CHU de Poitiers	Prestation pour L'Association du Service de Neurologie du CHU de Poitiers.	L.Fradet
09/2013-09/2014	Développement d'une orthèse de cheville instrumentée et robotisée, pour l'évaluation et la rééducation de la locomotion Projet collaboratif RoBioSS, service MPR du CHU de Poitiers	Actions incitatives de l'Université de Poitiers	M.Domalain, A. Laribi, P.Seguin, L.Fradet,
2013	Mise en œuvre d'une chaîne de mesure de la motricité humaine dans les centres de rééducation fonctionnelle. Projet collaboratif RoBioSS, service MPR du CHU de Poitiers	Programme Régional pour les Equipements Scientifiques des Laboratoires	P.Lacouture, L.Fradet
01/2011-09/2012	VESTA : Visualisation et Estimation des Solutions Techniques pour l'Autonomie à domicile Projet collaboratif avec l'Université d'Amiens et le Centre de Rééducation des 3 Vallées de Corbie	Fondation Caisse d'Epargne /Région Picardie	F. Marin, L.Fradet (Partenaires UTC)

02/2010-05/2012	PAMAP : Physical Activity Monitoring of Aging People Projet collaboratif avec Centre Allemand de recherche sur l'intelligence artificielle (DFKI), CHU de Rennes, et deux sociétés privées (grecque et allemande)	Projet Européen (AAL-JP) AAL-2008-1	F. Marin (WP leader) L. Fradet (Ingénieur de Recherche contractuel)
01/2009-12/2010	Projekt Impingement-Syndrom : Projet de recherche sur l'analyse des origines du syndrome d'impingement de l'épaule chez les sujets paraplégiques.	Federal Medical Research Funding Baden-Württemberg (F.09-0016).	L.Fradet , S.Wolf (Partenaires Ganglabor, Orthopädische Universitätsklinik Heidelberg)
01/2006-08/2008	IATROFORM : The Development of a Novel, Active Modular Seating-system for Cerebral Palsy Patients Projet collaboratif avec Enable Ireland et 8 sociétés privées (anglaises, espagnoles maltaises et allemandes)	Projet Européen IATROFORM (COOP-CT-2005-017933)	S.Wolf , L.Fradet (Partenaires Orthopädische Universitätsklinik Heidelberg)

*En gras, sont indiqués les personnes qui ont contribué à écrire le projet. La personne citée en premier correspond au porteur ou responsable scientifique du projet.

Chapitre 6

Production scientifique

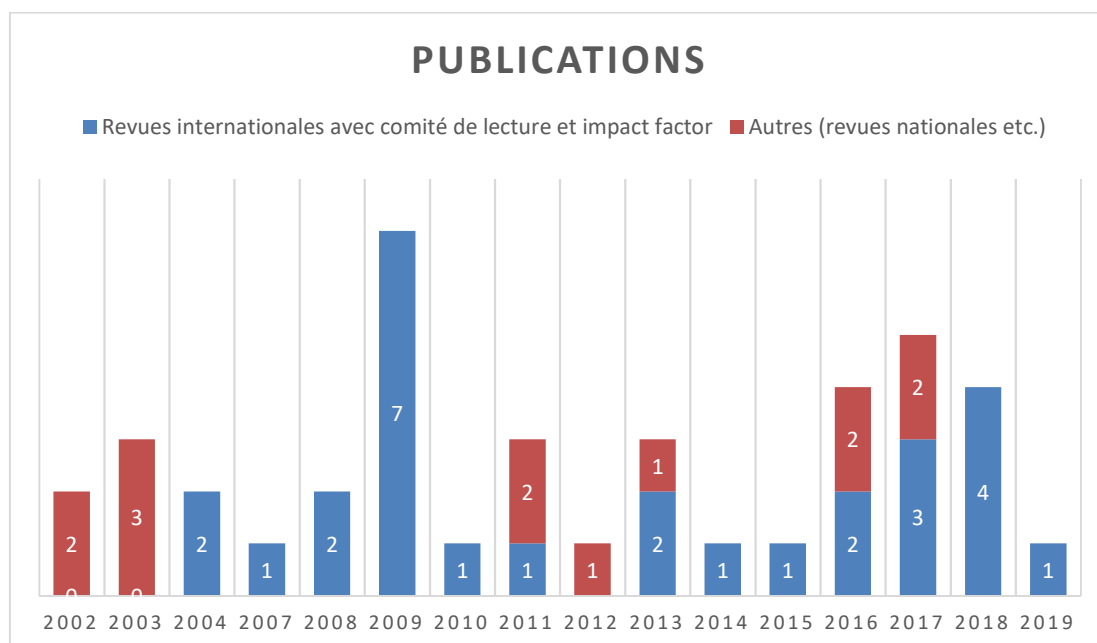
6.1 Synthèse de la production

Articles

Revue internationale avec comité de lecture et impact factor >1	28
Autres	13
Chapitres de livre	1
Manuscrits de thèse	2

Communications à des conférences

Internationale avec comité de sélection et publication des actes	18
Nationale avec comité de sélection et publication des actes	17



H-index : 16

6.2 Production scientifique par catégorie

6.2.1 Articles à comité de lecture de rang A (impact factor >1)

1. Cherni Y, Desseauve D, Decatoire A, Veit-Rubinc N, Begon M, Pierre F, Fradet L. Evaluation of ligament laxity during pregnancy. *J Gynecol Obstet Hum Reprod*. 2019 May;48(5):351-357. doi: 10.1016/j.jogoh.2019.02.009. Epub 2019 Feb 20.
2. Nez A, Fradet L, Marin F, Monnet T, Lacouture P. Identification of Noise Covariance Matrices to Improve Orientation Estimation by Kalman Filter. *Sensors (Basel)*. 2018 Oct 16;18(10). pii: E3490. doi: 10.3390/s18103490.
3. Gachon B, Nordez A, Pierre F, Fradet L, Fritel X, Desseauve D. In vivo assessment of the levator ani muscles using shear wave elastography: a feasibility study in women. *Int Urogynecol J*. 2018 Jun 30. doi: 10.1007/s00192-018-3693-4.
4. Nez A, Fradet L, Laguillaumie P, Monnet T, Lacouture P. Simple and efficient thermal calibration for MEMS gyroscopes. *Med Eng Phys*. 2018 May;55:60-67. doi: 10.1016/j.medengphy.2018.03.002. Epub 2018 Mar 22.
5. Gachon B, Desgranges M, Fradet L, Decatoire A, Poireault F, Pierre F, Fritel X, Desseauve D. Is increased peripheral ligamentous laxity in term pregnant women associated with obstetric anal sphincter injury? *Int Urogynecol J*. 2018 Mar 7. doi: 10.1007/s00192-018-3598-2.
6. Desseauve D, Pierre F, Gachon B, Decatoire A, Lacouture P, Fradet L. New approaches for assessing childbirth positions. *J Gynecol Obstet Hum Reprod*. 2017 Feb; 46(2):189-195. doi: 10.1016/j.jogoh.2016.10.002.
7. Desseauve D, Fradet L, Lacouture P, Pierre F. Position for labor and birth: State of knowledge and biomechanical perspectives. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol*. 2017 Jan; 208:46-54. doi: 10.1016/j.ejogrb.2016.11.006.
8. Gachon B, Fritel X, Fradet L, Decatoire A, Lacouture P, Panjo H, Pierre F, Desseauve D. Is levator hiatus distension associated with peripheral ligamentous laxity during pregnancy? *Int Urogynecol J*. 2017 Jan 12. doi: 10.1007/s00192-016-3252-9.
9. Nez A, Fradet L, Laguillaumie P, Monnet T, Lacouture P. Comparison of calibration methods for accelerometers used in human motion analysis. *Med Eng Phys*. 2016 Aug 30. pii: S1350-4533(16)30178-3. doi: 10.1016/j.medengphy.2016.08.004.
10. Fradet L, Marin F. Classification of physical activities based on body-segments coordination. *Comput Biol Med*. 2016 Sep 1;76:134-42. doi: 10.1016/j.compbimed.2016.06.024.
11. Fradet L, Liefhold B, Rettig O, Bruckner T, Akbar M, Wolf SI. Proposition of a protocol to evaluate upper-extremity functional deficits and compensation mechanisms: application to elbow contracture. *J Orthop Sci*. 2015 Mar;20(2):321-30.
12. van Drongelen S, Wolf SI, Fradet L. Muscle load in reaching movements performed by a wheelchair user: a case study. *Disabil Rehabil*. 2014;36(13):1133-8.

13. Bleser G, Steffen D, Weber M, Hendeby G, Stricker D, Fradet L, Marin F, Ville N, Carré F. A Personalized Exercise Trainer for the Elderly. *Journal of Ambient Intelligence and Smart Environments*. 2013 Nov; 5(6):547-562.
14. Rezgui T, Megrot F, Fradet L, Marin F. On the imitation of CP gait patterns by healthy subjects. *Gait Posture*. 2013 Sep;38(4):576-81.
15. Fradet L, Tiernan J, McGrath M, Murray E, Braatz F, Wolf SI. The use of pressure mapping for seating posture characterisation in children with cerebral palsy. *Disabil Rehabil Assist Technol*. 2011;6(1):47-56.
16. Fradet L, Alimusaj M, Braatz F, Wolf SI. Biomechanical analysis of ramp ambulation of transtibial amputees with an adaptive ankle foot system. *Gait Posture*. 2010 Jun; 32(2):191-8.
17. Wolf SI, Alimusaj M, Fradet L, Siegel J, Braatz F. Pressure characteristics at the stump/socket interface in transtibial amputees using an adaptive prosthetic foot. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2009 Dec;24(10):860-5.
18. Rettig O, Fradet L, Kasten P, Raiss P, Wolf SI. A new kinematic model of the upper extremity based on functional joint parameter determination for shoulder and elbow. *Gait Posture*. 2009 Nov;30(4):469-76
19. Alimusaj M, Fradet L, Braatz F, Gerner HJ, Wolf SI. Kinematics and kinetics with an adaptive ankle foot system during stair ambulation of transtibial amputees. *Gait Posture*. 2009 Oct;30(3):356-63.
20. Wolf SI, Fradet L, Rettig O. Conjoint rotation: Codman's paradox revisited. *Med Biol Eng Comput*. 2009 May;47(5):551-6.
21. Fradet L, Lee G, Stelmach G, Dounskaia N. Joint-specific disruption of control during arm movements in Parkinson's disease. *Exp Brain Res*. 2009 May;195(1):73-87.
22. Dounskaia N, Fradet L, Lee G, Leis BC, Adler CH. Submovements during pointing movements in Parkinson's disease. *Exp Brain Res*. 2009 Mar;193(4):529-44.
23. Fradet L, Siegel J, Dahl M, Alimusaj M, Wolf SI. Spatial synchronization of an insole pressure distribution system with a 3D motion analysis system for center of pressure measurements. *Med Biol Eng Comput*. 2009 Jan;47(1):85-92.
24. Fradet L, Lee G, Dounskaia N. Origins of submovements in movements of elderly adults. *J Neuroeng Rehabil*. 2008 Nov 13;5:28.
25. Fradet L, Lee G, Dounskaia N. Origins of submovements during pointing movements. *Acta Psychol (Amst)*. 2008 Sep;129(1):91-100.
26. Lee G, Fradet L, Ketcham CJ, Dounskaia N. Efficient control of arm movements in advanced age. *Exp Brain Res*. 2007 Feb;177(1):78-94.
27. Bideau B, Multon F, Kulpa R, Fradet L, Arnaldi B, Delamarche P. Using virtual reality to analyze links between handball thrower kinematics and goalkeeper's reactions. *Neurosci Lett*. 2004 Nov 30;372(1-2):119-22.
28. Fradet L, Botcazou M, Durocher C, Cretual A, Multon F, Prioux J, Delamarche P. Do handball throws always exhibit a proximal-to-distal segmental sequence? *J Sports Sci*. 2004 May;22(5):439-47.

6.2.2 Articles à comité de lecture de rang B

1. Fradet L, Nez A, Monnet T, Lacouture P. Which functional movements for sensor-to-segment calibration for lower-limb movement analysis with inertial sensors? *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2017 Oct;20(sup1):77-78. doi: 10.1080/10255842.2017.1382869.
2. Nez A, Fradet L, Monnet T, Lacouture P. Movement analysis with inertial sensors: identification of noise covariance matrices to improve body segment orientation using Kalman filtering. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2017 Oct;20(sup1):151-152. doi: 10.1080/10255842.2017.1382906.
3. Desseauve D, Gachon B, Bertherat P, Fradet L, Lacouture P, Pierre F. [In which position do women give birth in 2015? Results from a prospective multicenter study]. *Gynecol Obstet Fertil.* 2016 Jul 20. pii: S1297-9589(16)30172-2. doi: 10.1016/j.gyobfe.2016.06.010.
4. Gachon B, Desseauve D, Fradet L, Decatoire A, Lacouture P, Pierre F, Fritel X. [Changes in pelvic organ mobility and ligamentous laxity during pregnancy and postpartum. Review of literature and prospects]. *Prog Urol.* 2016 Mar 4. pii: S1166-7087(16)00026-9. doi: 10.1016/j.purol.2016.02.001.
5. Fradet L, Bleser G, Ville N, Carré F, Stricker D, Marin F. Le système PAMAP de monitoring de l'activité physique pour les personnes âgées : Description technique et essai clinique. *La revue de Gériatrie*, 2013, 38 : 601-608. ISSN 0397-7927, FRA
6. Rouzel E, Daoudi L, Paucton M, Farges G, Fradet L, Vignais N, Rezgui T, Marin F. Démarche Qualité En Laboratoire De Recherche Biomédicale : Application Pour L'analyse Quantifiée De La Marche (AQM). *IRBM News* 33, 2012 Sept, 4: 86–89.
7. Steffen D, Bleser G, Fradet L, Weber W, Marin F., Stricker D. A Personalized Exercise Trainer for Elderly. 5th International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare, 2011, p24-31
8. Rezgui T, Megrot F, Fradet L, Marin F. influence des marches simulées sur les activations musculaires et articulaires. *Kinésithérapie Scientifique*, 2011 ; 522 (2011): 34–41.
9. Fradet L, Kulpa R, Bideau B, Multon F, Delamarche P. Kinematic simulation of handball throwing. *European Simulation Multiconference 2003*, juin 2003, Edité par D. Al-Dabass, SCS European Publishing House, San Diego, p323-328.
10. Fradet L, Kulpa R, Multon F, Bideau B, Delamarche P. Analyse/synthèse cinématique des mouvements d'un tireur au handball. *Humanoïdes 2003*, mai 2003, p155-164.
11. Bideau B., Fradet L, Multon F, Ménardais S, Kulpa R, Arnaldi B. Validation d'un processus de traitement allant de la capture de mouvement à l'immersion de sujets en réalité virtuelle : application au tir au handball. *Revue de CFAO*, 2003.
12. Fradet L, Crétual A, Kulpa R, Multon F, Delamarche P. Kinematic analysis of handball throwing. *Proceedings of the International Society of Biomechanics in Sports*, juillet 2002

13. Multon F, Fradet L, Delamarche P. Analyse/synthèse du mouvement d'un bras humain. *Biométrie Humaine et Anthropologie*, 2002, 20,1-2, p1-6.

6.2.3 Communications orales

1. Nez A, Fradet L, Monnet T, Lacouture P. Movement analysis with inertial sensors: identification of noise covariance matrices to improve body segment orientation using Kalman filtering. 42^{ème} Congrès de la Société de Biomécanique, Reims, Jeudi 2 et vendredi 3 novembre 2017.
2. Desseauve D, Fradet L, Gachon B, Lacouture P, Pierre P. Squatting birth position? Yes, but on flat feet! Results of an innovative biomechanical study. ECIC, 3rd European Congress on Intrapartum Care, Stockholm (Suède), 25 – 27 May 2017.
3. Nez A, Fradet L, Laguillaumie P, Monnet T, Lacouture P. Comparison of calibration methods for accelerometers used in human motion analysis. 22nd Congress of the European Society of Biomechanics, Lyon, 11 juillet 2016.
4. Nez A, Fradet L, Monnet T, Lacouture P. Improvement of body segment orientation measurement from imu by kalman parameter identification. 22nd Congress of the European Society of Biomechanics, Lyon, 11 juillet 2016.
5. Fradet L, Bichon CX, Neau JP. Paramètres spatio-temporels mesurés en laboratoire vs en ambulatoire: pourquoi et comment? 15^{èmes} journées de la SOFAMEA, Brest, 29 janvier 2016.
6. Desseauve D, Fradet L, Lacouture P, Pierre F. “Birth is like a marathon” revisiting childbirth by using sport biomechanics approaches, 33rd international society of biomechanics in sport, 2015.
7. Leboeuf F, Arnaud Decatoire A, Gross R, Fradet L. Amélioration de la répétabilité du modèle de Davis par un positionnement en temps réel des marqueurs ancillaires. 14^{èmes} journées de la SOFAMEA, Genève, 6 février 2015.
8. Leboeuf F, Arnaud Decatoire A, Gross R, Fradet L. Effect of a realtime process for positioning the plug-in gait wand markers. 23rd Annual Meeting of the *European Society of Movement Analysis in Adults and Children* (ESMAC), Rome, Italie, 30 Septembre 2014.
9. Desseauve D, Fradet L, Decatoire A, Menard M, Lacouture P, Pierre F. Peut-on rendre la manœuvre de Mac Roberts plus efficace ? Résultat d'une étude de biomécanique obstétricale. *Journées francophones de recherche en obstétrique et gynécologie*, 4 décembre 2014.
10. Fradet L, Marin F. De l'utilisation des capteurs inertiels pour l'analyse de la marche : étude de l'influence du positionnement des capteurs. 12^{èmes} journées de la SOFAMEA, Luxembourg, 25 janvier 2013.
11. Fradet L, Bleser G, Lamprinos I, Carré F, Marin F. The PAMAP system. *AAL Forum*, Lecce, Italie, 27 septembre 2011.

12. Fradet L, Marin F. Strength exercise monitoring: what to evaluate and how? 36^{ème} congrès de la *Société de Biomécanique*, Besançon, Université de Franche-Comté, 31 août - 2 septembre 2011.
13. Fradet L, Marin F, Rasmussen J, Wolf S.I. Peak forces of the rotator cuff muscles during activity of daily-livings performed by a wheelchair user. 36^{ème} congrès de la *Société de Biomécanique*, Besançon, Université de Franche-Comté, 31 août - 2 septembre 2011.
14. Fradet L, Marin F. Recognition of physical activity by biomechanical movement analysis. 2nd International Conference on *Ambulatory Monitoring of Physical Activity and Movement*, Glasgow, Scotland, 26 Mai 2011.
15. Fradet L, Marin F. Reconnaissance et quantification des activités physiques par l'analyse du mouvement. 10^{èmes} journées de la *SOFAMEA*, Saint-Etienne, 21 janvier 2011.
16. Fradet L, Liefhold B, Wolf SI, Akbar M. Effect of a simulated elbow contracture on daily life movements. 18th Annual Meeting of The *European Society of Movement Analysis in Adults and Children (ESMAC)*, London, UK., 18 Septembre 2009.
17. Fradet L, Alimusaj M, Braatz F, Wolf SI. Effets d'un nouveau genou prothétique motorisé sur la descente et montée d'escaliers et de rampes par un sujet amputé transfémoral. XIV^{ème} Congrès National Scientifique *ISPO-France*, Strasbourg, 23 Octobre 2009.
18. Fradet L, Alimusaj M, Wolf SI. How to characterize stability during gait? Application to the gait of transtibial amputees during ramp descent. 34^{ème} congrès annuel de la *Société de Biomécanique*, Toulon, France, 1 Septembre 2009.
19. Fradet L, Rettig O, Wolf SI. Contribution of the scapulo-thoracic joint movements to arm elevation. 13th Annual Meeting of the *Gait and Clinical Movement Analysis Society (GCMAS)*, in Richmond, USA, 5 Avril 2008.
20. Fradet L, Döderlein L, Wolf SI. Pressure monitoring for the control of the seating posture of children with Cerebral Palsy. 16th Annual Meeting of the *European Society of Movement Analysis in Adults and Children (ESMAC)*, Athènes, Grèce, 29 Septembre 2007.
21. Fradet L, Kulpa R, Multon F, Bideau B, Delamarche P. Analyse/synthèse cinématique des mouvements d'un tireur au handball. *Société de Biomécanique « Humanoïde »*, Valenciennes, Mai 2003.
22. Fradet L, Crétual A, Delamarche P. Dynamic analysis of the throwing arm during handball throwing. *European College of Sports Sciences*, Clermont-Ferrand, France, Juillet 2002
23. Fradet L, Kulpa R, Crétual A, Multon F, Delamarche P. Angular velocities of the trunk and the throwing arm during handball throwing. *European College of Sports Sciences*, Athènes, Grèce, Juillet 2002.

24. Fradet L, Crétual A, Kulpa R, Multon F, Delamarche P. Kinematic analysis of handball throwing. *International Society of Biomechanics in Sports*, Caceres, Espagne, Juillet 2002.

6.2.4 Communications affichées

1. Fradet L, Nez A, Monnet T, Lacouture P. Which functional movements for sensor-to-segment calibration for lower-limb movement analysis with inertial sensors? 42^{ème} Congrès de la Société de Biomécanique, Reims, Jeudi 2 et vendredi 3 novembre 2017.
2. Gachon B, Desgranges M, Fradet L, Decatoire A, Poireault F, Fritel X, Pierre F, Desseauve D. Is ligamentous laxity predictive of obstetrical anal sphincter injury in term pregnant women? International Urogynecological Association 's 42nd meeting, Vancouver (Canada), June 20 – 24, 2017.
3. Desseauve D, Fradet L, Gachon B, Pierre P, Lacouture P. Squatting birth position? How to optimize gynecological childbirth position? Firstly by assessing the relation between hip flexion, position of pelvis inlet plane and lordosis. ECIC, 3rd European Congress on Intrapartum Care, Stockholm (Suède), 25 – 27 May 2017.
4. Derrien A, Desseauve D, Verdier M, Fradet L, Lacouture P, Guillevain P, Pierre F. Etude de la corrélation clinico-radiologique des plans du détroit supérieur et perspectives pour une application clinique. *Journées francophones de recherche en obstétrique et gynécologie*, 3 décembre 2014.
5. Fradet L, Marin F. Classification of Physical Activity Based on a Biomechanical Approach. 3rd International Conference on *Ambulatory Monitoring of Physical Activity and Movement*, Amherst, MA, USA, 17 Juin 2013.
6. Fradet L, Marin F. Recognition of physical activity adapted to rehabilitation. 20th Annual Meeting of The European Society of Movement Analysis in Adults and Children (ESMAC), Vienne, Autriche, 15 Septembre 2011.
7. Fradet L, Alimusaj M, Braatz F, Wolf SI. Movements of transtibial amputees in the frontal plane during ramp descent. *Deutsche Gesellschaft für Biomechanik*, Münster, Allemagne, 16 Mai 2009.
8. Fradet L, Rettig O, Wolf SI. Contribution of the scapulo-thoracic complex to arm abduction/adduction in arthrotic patients. *Meeting of the International Shoulder Group*, Bologne, Italie, 12 Juillet 2008.
9. Fradet L, Lee G, Adler CH, Dounskaia N, Van Gemmert AWA. Effects of age and Parkinson's disease on secondary submovements during pointing movements. *Neurosciences 2006*, Atlanta, USA, Novembre 2006.
10. Fradet L, Lee G, Dounskaia N. Influence of experimental conditions on type of submovements. *ASU/Mayo Clinic Scottsdale Research Symposium*, Tempe, USA, Février 2006.
11. Fradet L, Lee G, Dounskaia N, Teulings H-L. Effect of changes in experimental conditions on submovements in accurate pointing tasks. *Neurosciences 2005*, Washington DC, USA, Novembre 2005.

6.2.5 Séminaires/symposiums

1. Fradet L, Comment explorer la biomécanique obstétricale ? Séminaire de Gynécologie-Obstétrique, Lausanne, 7 septembre 2017.
2. Fradet L, Place des objets connectés : réalité ou science-fiction ? Journées Françaises de l'Insuffisance Cardiaque. Lyon, 15 septembre 2016.
3. Séminaire "Human movement analysis for clinical applications", Department of kinesiology, McMaster University, Hamilton (Canada), juin 2013
4. "International Workshop on the Biomedical Basis of Human Performance across the Lifespan: Focus on Exercise & Human Physiology and Biomechanics", Workshop « K-algary 2013 », Calgary (Canada), 4-7 juin 2013.
5. Symposium « Wheel-chair technique/ Wheel-chair suply », Orhtopädie + Reha-Technik 2012 - International Trade Show and World Congress for Prosthetics, Orthotics, Orthopaedic Footwear Technology, Compression Therapy and Rehabilitation Technology, Leipzig (RFA), 17 mai 2012.
6. Séminaire METIC organisé par Télécom-Montpellier, « De quoi l'homme a-t-il besoin pour vivre mieux ? Recherche et technologie pour améliorer la vie », Montpellier, 4 octobre 2011.

6.2.6 Colloques, vulgarisation scientifique

1. Fradet L, Les objets connectés pour la mesure de l'activité physique et de la locomotion. Les challenges de l'IOT : adéquation besoins-enjeux-formations, Poitiers, 26 mars 2019.
2. Fradet L, La mesure ambulatoire du mouvement humain. Forum Biomécanique PPRIME-CHU de Poitiers, 26 juin 2018.
3. Intervention « L'analyse écologique du mouvement », Fête de la Sciences, Lycée de L'Image et du Son, Angoulême, 12 octobre 2017
4. Fradet L. Objets connectés: fiabilité et validité de la mesure. Journée Sport Santé Bien-Etre. Poitiers, 15 juin 2017.
5. Fradet L. Santé et objets connectés. Forum Citoyen, *Robots et Objets Connectés*, Poitiers, 24 octobre 2016.
6. Fradet L. Ménard M. Analyse biomécanique de la marche nordique. Journée Départementale de la Marche Nordique. Poitiers, 19 mars 2016.
7. Fradet L. Accompagnement technologique et autonomie de la personne handicapée: présent, futur. Colloque Sport & Handicap, Poitiers, 5/ février 2016.
8. Fradet L. Pathologies du système locomoteur : apport de la recherche en biomécanique. Colloque « La prévention dans tous ses états. Poitiers, 7 novembre 2015.
9. Intervention au colloque des entraîneurs des équipes de Ligue organisé par la Fédération Française de Handball, Dijon, mai 2001.
10. Intervention au colloque d'entraîneurs organisé par la Ligue de Bretagne d'Athlétisme, Dinard, novembre 2000.

Annexes

Annexe 1 : Tableau (sans doute non exhaustif) des capteurs inertiels commercialisés pour l'analyse du mouvement en 2018.

IB : instabilité du biais ; B : bruit RMS

Marque	Dimension	Communication	Transmission	Stand alone	Durée d'enregistrement	Fréquence d'acquisition	Accélérom
Tecnobody / TMA (www.tecnobody.it)	25 x 55 x 80 mm (80 g)	fiis / Bluetooth	20 -50 m	non	8 h	20 hz - 50 hz	±16g IB : 0.5 mg X, Y @ 25
iSen/STT-IBS (www.stt-systems.com)	56 x 38 x 18 mm (46g)	Wi-Fi		pas clair		<400Hz	±16g
k-sens (www.k-invent.com)	35 x 35 x 30 mm	Wi-Fi		non		<1600Hz	
GaitSmart (www.gaitsmart.com)				non			
Xsens (www.xsens.com)	47 x 30 x 13 mm (16g)	Awinda	20m	oui		60Hz (<5 capteurs: 120)	±16g
Delsys (www.delsys.com)				non		148Hz	
JimFIT (www.jim-fit.nl)	40* 28* 18mm	BLE	70m	non		1000Hz	±16g
Blue Thunder IMU (www.vicon.com)	40 x 30 x 15 mm (12g)		8-10m	oui		100Hz	
Tech MCS (www.techmaid.com)	36x26x11 mm (10g)	fiis / Bluetooth	50m	non		500Hz	
HumanTrack (www.humantrak.net)		+ kinect!		non			
myomotion (noraxon.com)				non			
I2M (idem APDM?) (www.nexgenergo.com)	43.7x 39.7x13.7mm (16g)		30/100m	non			±16g
TEA captiv Tsens (www.teaergo.com)	60 x 35 x 19 mm (32g)			non			
OPAL APDM (www.apdm.com)				oui	~8h synchronisés >48h sans	>128Hz	±16g 5 mg/H
Physilog Gaitup (www.gaitup.com)	47.5 x 26.5 x 10 mm (11g)			oui			±16g
WaveTrack (www.cometasystems.com)	47.5x 26.5 x 10 mm (5.3g)			oui	8 heures	>70Hz	±16g
Shimmer 3 (www.shimmersensing.com)	51 x 34 x 14 mm (23.6g)	Bluetooth		oui			±2g ±16g acc) 0.6mg (br RMS)

Annexe 2 : Détails des travaux menés sur le calibrage anatomique

Certains de ces travaux feront je l'espère l'objet d'une publication mais avant de pouvoir s'y référer voici une présentation de la méthodologie et des résultats obtenus. Une partie de la méthodologie a été présentée dans la thèse d'Alexis Nez [142] mais quelques modifications ont été apportées à la proposition initiale.

Matériel et méthode

Douze sujets ont pris part à cette étude (10 hommes, 2 femmes ce qui n'est pas tout à fait représentatif de la population de l'Institut, le ratio homme/femmes y étant encore plus grand). Ils étaient âgés de 22 à 60 ans et étaient de morphologie variée. En moyenne, leur masse était de 78.5 ± 22 kg et leur taille de 175 ± 10.1 cm.

Protocole

Un système optoélectronique (Vicon, Oxford Metrics) composé de 20 caméras cadencés à 250 Hz était utilisé pour suivre la trajectoire de marqueurs réfléchissants placés sur le sujet (Figure A2.1). Des marqueurs étaient en particulier placés sur les segments cuisse et jambe à des positions définies comme celles limitant les artéfacts de tissus mous [227]. 11 capteurs inertiels cadencés à 128Hz étaient également placés sur le sujet comme illustré en Figure A2.1. Pour chaque cuisse et chaque jambe, deux capteurs étaient apposés là encore en des locations supposées moins sujettes aux artéfacts des tissus mous. Ces deux variantes de position sont par la suite référées comme proximale et distale.

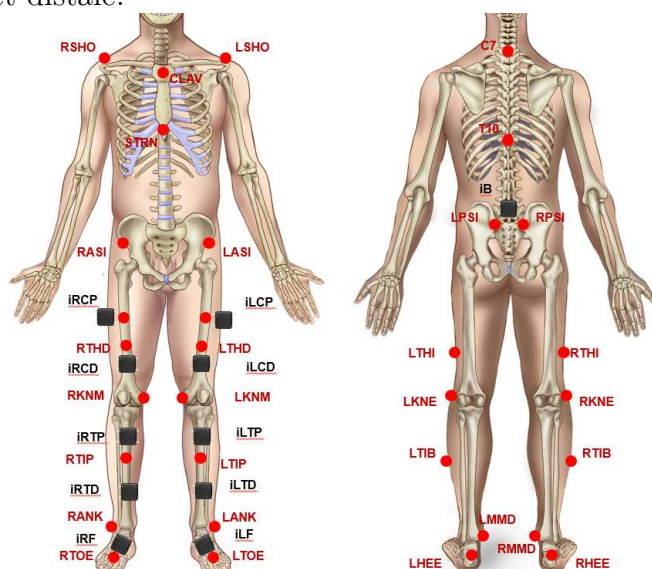


Figure A2.1 : placement des marqueurs réfléchissants et des capteurs inertiels.

Une première acquisition était effectuée en position statique. L'expérimentateur contrôlait : l'antéversion/rétroversion du bassin en essayant de placer le bassin du sujet dans une position neutre et ce, visuellement ; la position et l'écartement des pieds, les pieds devant être parallèles et l'écartement devant correspondre à la largeur des hanches

(pour cela, un fil à plomb était utilisé). Les sujets effectuaient ensuite les mouvements de calibrage recensés dans le Tableau 5. Puis ils effectuaient deux aller-retours de marche puis de course à chacune des trois allures lente, confortable et rapide. Enfin, 30s de pédalage à ces trois allures étaient réalisées.

Traitement des données

Cinématique de référence

Tout d'abord, les axes de flexion/extension du genou, de flexion plantaire/dorsale du pied étaient obtenus par la méthode fonctionnelle SARA lors des séries de mouvements de squats et de fentes avant. Il était fait en sorte que ces axes soient dirigés vers la droite du sujet. Le centre articulaire du genou G était ensuite défini comme étant situé sur l'axe de flexion/extension à mi-largeur du genou par rapport au marqueur KNE. Le centre articulaire de la cheville C était quant à lui défini comme étant situé sur l'axe de flexion plantaire/dorsale à mi-largeur de la cheville par rapport au marqueur ANK.

Les repères segmentaires étaient alors obtenus par :

$$\begin{array}{ll}
 \text{Pour la cuisse :} & \begin{array}{l} \vec{L}_C = \overline{GH} \\ \overline{AP}_C = \vec{A}_{FE\ gen} \wedge \vec{L}_C \\ \overline{ML}_C = \vec{L}_C \wedge \overline{AP}_C \end{array} & \text{la jambe :} & \begin{array}{l} \vec{L}_j = \overline{CG} \\ \overline{AP}_j = \vec{A}_{FE\ che} \wedge \vec{L}_j \\ \overline{ML}_j = \vec{L}_j \wedge \overline{AP}_j \end{array} \\
 \\
 \text{le pied :} & \begin{array}{l} \vec{L}_p = \overline{ToeHee} \\ \overline{AP}_p = \vec{A}_{FE\ che} \wedge \vec{L}_p \\ \overline{ML}_p = \vec{L}_p \wedge \overline{AP}_p \end{array} & \text{le bassin :} & \begin{array}{l} \overline{ML}_b = \overline{RasiLasi} \\ \vec{L}_b = \overline{ML}_b \wedge \overline{RasiSac} \\ \overline{AP}_b = \overline{ML}_b \wedge \vec{L}_b \end{array}
 \end{array}$$

Les angles à l'articulation correspondant à la rotation du repère associé au segment proximal vers celui associé au segment distal étaient ensuite déterminés suivant la séquence d'Euler (ML/AP/L).

Simulation de la donnée inertielle

Des repères orthonormés techniques dans le sens où leurs axes n'étaient pas alignés aux axes des repères segmentaires décrits ci-dessous étaient définis en utilisant les marqueurs RASI, LASI et LPSI pour le bassin ; KNM, THI et THD pour la cuisse ; MMD, TIB et TIP pour la jambe, les deux premiers axes des repères étant systématiquement définis en utilisant les marqueurs les plus éloignés. Pour le pied, nous sommes contents d'un repère basé sur les marqueurs ANK, MMD, HEE et TOE de ce fait, les axes étaient très proches du repère segmentaire du pied.

Les matrices de rotation traduisant le passage du repère global du système optoélectronique vers le repère technique étaient exprimées à chaque pas de temps à partir des axes de ces repères puis converties en quaternions q_{bt} , q_{ct} , q_{jt} , q_{pt} correspondant respectivement au quaternion du repère technique du bassin, des cuisses, des jambes et des pieds.

Cinématique articulaire à partir des données inertielles simulées ou réelles

L'algorithme proposé pour obtenir la cinématique articulaire à partir des données inertielles simulées ou réelles est illustré par la Figure A2.2. Il s'agit donc dans un premier temps de définir les axes fonctionnels du segment sur lequel le capteur est apposé dans le repère technique correspondant à la mesure inertielle. Une fois ces axes fonctionnels obtenus, il est possible de définir les axes d'un repère segmentaire dans le repère technique et d'obtenir q_{b_bt} , q_{c_ct} , q_{j_jt} , q_{p_pt} , les quaternions de passage entre le repère du segment sous-jacent et le repère technique associé à la mesure inertielle.

Bassin			
○ Axe \vec{A}_{ML} : squats		➡ rotation $R_{\text{bassin_tech}} / R_{\text{cuisse_tech}}$	
○ Axe \vec{A}_L : position statique contrôlée		➡ axe L est vertical	
Cuisse			
○ Axe \vec{A}_{ML} : squats		➡ rotation $R_{\text{cuisse_tech}} / R_{\text{bassin_tech}}$	
○ Axe \vec{A}_L : rotation de la jambe entière		➡ rotation $R_{\text{cuisse_tech}} / R_{\text{bassin_tech}}$	
Jambe			
○ Axe \vec{A}_{ML} : squats		➡ rotation $R_{\text{jambe_tech}} / R_{\text{cuisse_tech}}$	
○ Axe \vec{A}_L : rotation de la jambe		➡ rotation $R_{\text{jambe_tech}} / R_{\text{bassin_tech}}$	
Pied			
○ Axe \vec{A}_{ML} : squats		➡ rotation $R_{\text{pied_tech}} / R_{\text{cuisse_tech}}$	
○ Axe \vec{A}_{AP} : position statique		➡ axe \vec{V}_{AP} vertical	
Pour les cuisses et la jambe, les axes du repère segmentaire sont alors définis comme suit :			
	$\vec{L} = \vec{A}_L$	$\vec{AP} = \vec{A}_{ML} \wedge \vec{L}$	$\vec{ML} = \vec{L} \wedge \vec{AP}$
Pour le bassin :	$\vec{ML} = \vec{A}_{ML}$	$\vec{AP} = \vec{ML} \wedge \vec{A}_L$	$\vec{L} = \vec{AP} \wedge \vec{ML}$
Pour le pied :	$\vec{AP} = \vec{A}_{AP}$	$\vec{L} = \vec{AP} \wedge \vec{A}_{ML}$	$\vec{ML} = \vec{L} \wedge \vec{AP}$

Figure A2.2 : Algorithme utilisé pour définir les axes fonctionnels nécessaires à la définition des repères segmentaires dans le cadre de la mesure inertielle.

Pour les mouvements étudiés, la rotation permettant de passer du repère proximal au repère distal à l'articulation était tout d'abord exprimée sous forme de quaternion en appliquant la formule (le calcul par quaternions est beaucoup plus rapide que le calcul matriciel) :

$$q_{p_d} = \bar{q}_{d_at} * q_{dt} * \bar{q}_{pt} * q_{p_pt}$$

Où p représente la donnée associée au repère proximal, d , celle associée au repère distal et \bar{q} le conjugué du quaternion q .

Par la suite, ces quaternions étaient transformés en séquence d'Euler, toujours suivant la séquence ML/AP/L.

Détermination de l'axe de rotation

Dans la thèse d'Alexis Nez, trois méthodes étaient testées : la vitesse angulaire ; la méthode par identification de plan ; l'orientation relative. D'après les premiers résultats obtenus à partir de données inertielles simulées, on ne trouvait pas d'influence de la méthode mathématique. La solution retenue a donc été l'orientation relative. En effet, l'utilisation de la vitesse angulaire, pourtant directement issue des gyromètres n'est pas toujours utilisable seule. Par exemple, les pieds ne bougent pas lors des squats. De ce fait, c'est le mouvement des tibias par rapport aux pieds qui doit être étudié pour obtenir l'axe de flexion dorsale/plantaire de la cheville. A un moment ou un autre, la connaissance de l'orientation du pied par rapport au tibia est donc nécessaire. Par ailleurs, avec la vitesse, on approche des valeurs nulles -et donc inexploitable- plus souvent.

La méthode par orientation relative est la suivante. Dans un premier temps, nous exprimons l'orientation du repère technique distal dans le repère technique proximal :

$$q_{pt_dt} = q_{dt} * \bar{q}_{pt}$$

Ensuite, dans ce repère technique proximal, nous observons les rotations du repère technique distal effectuées au cours du mouvement de calibrage. Seulement, nous ne définissons pas les rotations du repère technique par rapport à une position initiale de ce repère, cette position initiale pouvant ne pas être représentative (du fait d'un mouvement initial parasite par exemple). Nous définissons donc un nouveau quaternion caractérisant des variations d'orientation entre différentes positions du repère technique prises au cours du mouvement. Plus précisément, nous définissons des combinaisons de temps d'observation, en évitant les combinaisons incluant des différences de trames inférieures à 10 trames, les rotations étant alors trop faibles. Puis nous définissons les variations d'orientation pour ces différentes combinaisons de trames :

$$E_C = C_2^{1:10:L}$$

$$\delta q_{dt} = \bar{q}_{pt_dt}(E_C(i)) * q_{pt_dt}(E_C(i + 1)) \text{ pour } n-1 \text{ combinaisons } E_C.$$

En théorie, les rotations s'effectuent principalement autour de l'axe recherché comme illustré par la Figure A2.3. La composante vectorielle du quaternion δq_{dt} s'obtient par :

$$\vec{n} = \frac{\delta q_{dt}(1:3)}{\|\delta q_{dt}(1:3)\|}$$

Comme l'illustre la Figure A2.3, la précision de l'axe identifié par cette méthode est dépendante du débattement articulaire. Dans un premier temps, les orientations correspondant à un angle inférieur à 10% du débattement articulaire sont exclues. Ensuite, une densité de population est calculée pour chaque composante de ce vecteur en arrondissant les composantes au dixième près. Les valeurs moyennes sont alors calculées

pour les deux composantes présentant les densités de population les plus importantes et la troisième est déduite en se basant sur le fait que le vecteur doit être normé.

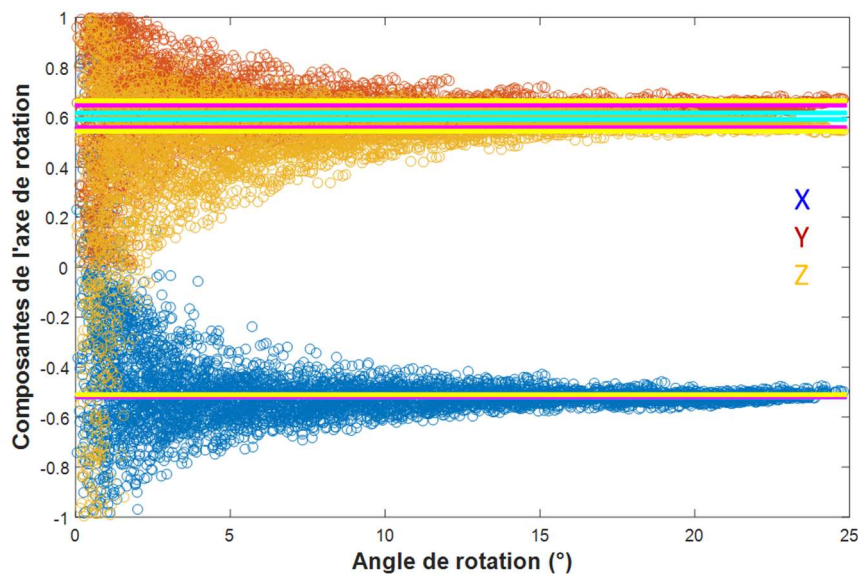


Figure A2.3 : Composante vectorielle du quaternion $\delta\mathbf{q}_{dt}$ représentée en fonction de l'angle de rotation du quaternion $\delta\mathbf{q}_{dt}$ obtenue au cours d'un mouvement de calibrage de l'axe longitudinal de la cuisse. Les traits horizontaux en cyan représentent les coordonnées de l'axe de rotation obtenu. Les autres traits horizontaux représentent d'autres méthodes testées à savoir le calcul du quaternion moyen (en magenta) et de statistique directionnelle (en jaune) faisant appel à la distribution de Kent [245].

Sur la Figure A2.3, les traits horizontaux en cyan représente les coordonnées de l'axe de rotation ainsi obtenu. Les autres traits horizontaux représentent d'autres méthodes à savoir le calcul du quaternion moyen (en magenta) et le résultat d'une méthode de statistique directionnelle (en jaune) faisant appel à la distribution de Kent [245]. Il faut bien reconnaître que les différences n'ont que très peu d'effet sur la cinématique articulaire.

Validité de la méthode de calibrage

L'erreur quadratique moyenne (RMSE) a été calculée pour deux cycles consécutifs entre la cinématique obtenue à partir de la méthode de référence et la cinématique obtenue à partir :

- de la mesure inertielle simulée
- des capteurs inertiels (jusqu'à quatre combinaisons sont possibles pour la cinématique du genou)

Les erreurs obtenues étaient moyennées pour les douze sujets sur les deux côtés et les deux essais effectués par catégorie de mouvement.

Quelques résultats

Les résultats présentant la RMSE pour les angles dans le plan sagittal pour les différentes méthodes et les différentes activités sont présentés dans le Tableau A.2.1.

Tableau A2.1 : Erreur quadratique moyenne (moyenne (écart-type)) pour la cinématique articulaire dans le plan sagittal au cours de la marche, de la course et du pédalage. Pour la hanche, I1 est obtenu à partir du capteur proximal à la cuisse, I2 à l'aide du capteur distal ; Pour le genou, I1 est obtenu en utilisant le capteur inertiel proximal de la cuisse et distal de la jambe ; I2, proximal et proximal ; I3 distal et distal ; I4 : distal et proximal. Pour le pied, la cinématique articulaire I1 était obtenue à partir du capteur proximal sur la jambe et I2, distal.

		Bassin A/R	Hanche F/E	Genou F/E	Cheville FP/D		
Marche	Lent	Si	9.6 (3.2)	9.7 (4.1)	7 (5.7)	6.6 (6)	
		I1	7.4 (4.2)	10.9 (7.8)	10.2 (6.8)	9.7 (5.6)	
		I2		14.4 (7.5)	14.8 (8.7)	8.3 (4.2)	
		I3			9.3 (5.5)		
	Normal	I4			14.1 (7.5)		
		Si	9.6 (3.1)	10.1 (3.9)	7.2 (5.8)	6.7 (5.8)	
		I1	7.8 (3.8)	11.5 (7.3)	11.2 (8.1)	10.5 (5.3)	
		I2		14.6 (7)	15.4 (9.9)	8.9 (4.1)	
		I3			10.3 (7)		
		I4			14.6 (8.7)		
		Rapide	Si		10.3 (3.9)	7.1 (5.8)	6.5 (5.7)
			I1		10.5 (7.3)	12.6 (8.4)	11.9 (14.6)
	I2			14.3 (7.4)	16.7 (11.3)	10.6 (16.6)	
	I3				11.1 (6.1)		
	Course	Lent	I4		14.8 (9.4)		
			Si	9.7 (3.1)	10.8 (3.9)	7.2 (5.9)	6.5 (5.5)
I1			8.4 (3.3)	11.4 (7.9)	12.2 (9.9)	9.3 (4.2)	
I2				14.8 (6.6)	16.5 (11.4)	8.1 (3.7)	
Normal		I3			11.5 (7)		
		I4			14.9 (9.8)		
		Si	9.7 (3)	11.3 (4.1)	7.5 (5.7)	6.5 (5.2)	
		I1	8.9 (2.8)	12.4 (8.2)	12 (9.1)	9.9 (4.1)	
		I2		16.2 (6.7)	14.9 (10.4)	8.6 (4.5)	
		I3			11.4 (6.9)		
		I4			14.1 (8.4)		
		Rapide	Si	9.8 (3.2)	12.4 (4)	7.6 (5.7)	6.5 (5.1)
I1			9 (9.4)	14.8 (11.3)	14.1 (14.3)	11 (4.7)	
I2				19.5 (10.2)	18 (14.7)	9.5 (5.1)	
I3					13.9 (12.4)		
Pédalage		Lent	I4		17.2 (13.7)		
	Si		10.2 (3.2)	14.4 (3.9)	8.2 (6)	6.2 (5.1)	
	I1		6.4 (4.6)	15.8 (10.6)	11.4 (7.5)	7.7 (3.7)	
	I2			15.5 (9.3)	13.1 (8.6)	8.2 (5.7)	
	Normal	I3			11.6 (7)		
		I4			12.1 (7.2)		
		Si	10.2 (3.2)	14.5 (3.7)	8 (6.2)	6.3 (5)	
		I1	6.2 (3.9)	16.5 (9.9)	11.9 (7.1)	7.8 (5)	
		I2		16.2 (10.3)	13.7 (10.3)	7.1 (5.1)	
		I3			11.8 (7)		
		I4			12 (8.2)		
		Rapide	Si	10.3 (3.3)	15.3 (3.6)	8.5 (6.3)	6.6 (5.2)
	I1		5.5 (4.6)	16.4 (9.7)	12.6 (6.6)	7.7 (4.1)	
	I2			17.7 (11.8)	14.3 (9.1)	8.6 (5.9)	
	I3				12.6 (7.6)		
		I4			13.7 (9.1)		

Les statistiques correspondant à une ANOVA testant l'effet de l'allure du mouvement et de la donnée (simulée, position des capteurs inertiels) sont synthétisés dans le Tableau A.2.2.

Tableau A.2.2 : Résultats statistiques de l'ANOVA réalisée sur l'erreur obtenue sur la cinématique articulaire dans le plan sagittal. Seuls les résultats significatifs sont indiqués. Ici, Marche ; C : course ; P : pédalage.

Effet	Bassin A/R	Hanche F/E	Genou F/E	Cheville FP/D
Donnée	P: $p < 0.05$ Si $> I1$	C, M < 0.001 Si, I1 $< I2$	C, M < 0.05 I3 $< I4$	-
Allure	-	-	-	-
Donnée*allure	-	C, M < 0.001	C, M < 0.005	-

D'après ces résultats, la donnée inertielle ne détériore pas l'obtention de la cinématique articulaire dans le plan sagittal par rapport au système optoélectronique puisque nous ne notons pas de différence due à la mesure simulée mis à part pour le bassin. D'ailleurs, de manière intéressante, l'erreur est légèrement moins importante pour les données provenant de capteur inertielle. Ceci s'explique sans doute par l'inclinaison du capteur placé sur le sacrum, qui « corrige » légèrement l'antéversion qui subsiste en position statique lors de la définition de l'axe longitudinal du bassin.

Mis à part cela, il semble que le capteur placé distalement sur la cuisse engendre de moins bonne cinématique articulaire à la hanche et au genou notamment lors de la marche et de la course effectuées à des allures rapides puisqu'il est inclus dans les combinaisons I2 et I4 qui présentent les plus grandes erreurs.

Tableau A2.3 : Coefficient de coordination r^2 (moyenne (écart-type)) pour la cinématique articulaire de la hanche dans le plan frontal et transverse au cours de la marche, de la course et du pédalage.

	Abd/adduction			Rot. Int/externe		
	Si	I1	I2	Si	I1	I2
Marche	0.81 (0.81)	0.63 (0.32)	0.46 (0.36)	0.77 (0.77)	0.43 (0.33)	0.39 (0.45)
Course	0.85 (0.14)	0.58 (0.39)	0.54 (0.35)	0.83 (0.15)	0.18 (0.37)	0.34 (0.38)
Pédalage	0.66 (0.48)	0.36 (0.69)	0.61 (0.69)	0.69 (0.36)	-0.01 (0.56)	0.49 (0.52)

Pour les plans frontaux et transverses, le tableau A.2.3 montre les coefficients de corrélation pour l'abduction et la rotation interne de la hanche pour les trois activités. Les résultats montrent une faible corrélation entre la cinématique articulaire de référence et celle obtenue par les capteurs inertiels pour la marche, la course et le pédalage. Les coefficients de corrélation obtenus à partir des quaternions simulés sont quant à eux corrects pour la marche et la course car supérieurs à 0.7. On peut donc en déduire que la mesure par capteurs inertiels est largement détériorée pour la cinématique articulaire calculée dans les plans frontaux et transverses. Pour expliquer cela, nous avons une hypothèse qui serait que les artéfacts des tissus mous et le mouvement global en particulier affectent singulièrement la mesure par capteurs inertiels.

Pour les plans frontaux et transverses, comme cela peut être noté dans le tableau A2.4, les erreurs quadratiques moyennes se retrouvent donc importantes et ce pour toutes les articulations. D'un point de vue statistique, l'erreur quadratique moyenne est significativement supérieure pour la cinématique articulaire obtenue à partir des capteurs inertiels et il n'y a aucun effet du positionnement du capteur.

Tableau A2.4 : Erreur quadratique moyenne (moyenne (écart-type)) pour la cinématique articulaire à la hanche (H), genou (G) et cheville (C) dans le plan frontal et transverse au cours de la marche (M), de la course (C) et du pédalage (P).

	Plan frontal			Plan transverse				
	SI	I1	I2	SI	I1	I2	I3	I4
M	7.7 (4.6)	15.6 (10)	13.3 (7.2)	11.3 (6.3)	27.1 (16.8)	26 (18.1)		
H C	7.4 (3.8)	16.1 (10.1)	14.7 (7.3)	11.6 (6.6)	28.2 (18.9)	26.2 (18.9)		
P	7.4 (4.4)	16.4 (10.4)	18.2 (9.8)	11.5 (8.6)	25.2 (18.5)	19.2 (11.3)		
M				5.6 (3.6)	28.8 (25.9)	31 (25.2)	27.4 (23.7)	27.8 (22.6)
G C				7.8 (4.1)	31.8 (33.3)	34 (29.4)	29.1 (25.8)	28 (23.3)
P				8.4 (5.2)	22.3 (16.4)	17 (20)	22.9 (14)	25 (21.4)
M	5.1 (2.4)	18.5 (14.6)	16 (12.1)	8.3 (2.8)	18.3 (9.6)	14.8 (12.1)		
C C	5.1 (2.2)	17.2 (12.8)	14.1 (10.3)	8.3 (3.3)	17.4 (7.7)	13.7 (7.5)		
P	5.4 (2.7)	14.6 (9.8)	16.8 (10.7)	6.2 (4.9)	12.9 (7.2)	11.6 (5.5)		

Bibliographie

- [1] Wu G, Siegler S, Allard P, Kirtley C, Leardini A, Rosenbaum D, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. *International Society of Biomechanics. J Biomech* 2002;35:543–8.
- [2] Grood ES, Suntay WJ. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J Biomech Eng* 1983;105:136–44.
- [3] Wolf SI, Fradet L, Rettig O. Conjunct rotation: Codman's paradox revisited. *Med Biol Eng Comput* 2009;47:551–6. doi:10.1007/s11517-009-0484-6.
- [4] Hsu RW, Himeno S, Coventry MB, Chao EY. Normal axial alignment of the lower extremity and load-bearing distribution at the knee. *Clin Orthop Relat Res* 1990;215–27.
- [5] Waldstein W, Monsef JB, Buckup J, Boettner F. The Value of Valgus Stress Radiographs in the Workup for Medial Unicompartmental Arthritis. *Clin Orthop Relat Res* 2013;471:3998–4003. doi:10.1007/s11999-013-3212-3.
- [6] Ramsey DK, Wretenberg PF. Biomechanics of the knee: methodological considerations in the in vivo kinematic analysis of the tibiofemoral and patellofemoral joint. *Clinical Biomechanics* 1999;14:595–611. doi:10.1016/S0268-0033(99)00015-7.
- [7] Schwartz MH, Trost JP, Wervey RA. Measurement and management of errors in quantitative gait data. *Gait Posture* 2004;20:196–203. doi:10.1016/j.gaitpost.2003.09.011.
- [8] Lu TW, O'Connor JJ. Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. *J Biomech* 1999;32:129–34.
- [9] Rivest L-P. A correction for axis misalignment in the joint angle curves representing knee movement in gait analysis. *Journal of Biomechanics* 2005;38:1604–11. doi:10.1016/j.jbiomech.2004.07.031.
- [10] Baudet A, Morisset C, d'Athis P, Maillefert J-F, Casillas J-M, Ornetti P, et al. Cross-talk correction method for knee kinematics in gait analysis using principal component analysis (PCA): a new proposal. *PLoS ONE* 2014;9:e102098. doi:10.1371/journal.pone.0102098.
- [11] Richard V, Lamberto G, Lu T-W, Cappozzo A, Dumas R. Knee Kinematics Estimation Using Multi-Body Optimisation Embedding a Knee Joint Stiffness

- Matrix: A Feasibility Study. PLOS ONE 2016;11:e0157010. doi:10.1371/journal.pone.0157010.
- [12] Li J-S, Tsai T-Y, Felson DT, Li G, Lewis CL. Six degree-of-freedom knee joint kinematics in obese individuals with knee pain during gait. PLOS ONE 2017;12:e0174663. doi:10.1371/journal.pone.0174663.
- [13] Guan S, Gray HA, Schache AG, Feller J, de Steiger R, Pandy MG. In vivo six-degree-of-freedom knee-joint kinematics in overground and treadmill walking following total knee arthroplasty. J Orthop Res 2017;35:1634–43. doi:10.1002/jor.23466.
- [14] Lin H, Wang S, Tsai T-Y, Li G, Kwon Y-M. In-vitro validation of a non-invasive dual fluoroscopic imaging technique for measurement of the hip kinematics. Med Eng Phys 2013;35:411–6. doi:10.1016/j.medengphy.2012.10.004.
- [15] Tsai T-Y, Li J-S, Wang S, Scarborough D, Kwon Y-M. In-vivo 6 degrees-of-freedom kinematics of metal-on-polyethylene total hip arthroplasty during gait. J Biomech 2014;47:1572–6. doi:10.1016/j.jbiomech.2014.03.012.
- [16] Gilles B, Christophe FK, Magnenat-Thalmann N, Becker CD, Duc SR, Menetrey J, et al. MRI-based assessment of hip joint translations. J Biomech 2009;42:1201–5. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.03.033.
- [17] Gasparutto X, Moissenet F, Lafon Y, Chèze L, Dumas R. Kinematics of the Normal Knee during Dynamic Activities: A Synthesis of Data from Intracortical Pins and Biplane Imaging. Applied Bionics and Biomechanics 2017. doi:10.1155/2017/1908618.
- [18] An KN, Chao EY. Kinematic analysis of human movement. Ann Biomed Eng 1984;12:585–97.
- [19] Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME, Gainey J, Gorton G, Cochran GV. Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. J Orthop Res 1989;7:849–60.
- [20] Baker R, Leboeuf F, Reay J, Sangeux M. The Conventional Gait Model - Success and Limitations. Handbook of Human Motion, Cham: Springer International Publishing; 2018, p. 489–508. doi:10.1007/978-3-319-14418-4_25.
- [21] Leboeuf F, Baker R, Barré A, Reay J, Jones R, Sangeux M. The conventional gait model, an open-source implementation that reproduces the past but prepares for the future. Gait Posture 2019. doi:10.1016/j.gaitpost.2019.04.015.
- [22] Pothrat C, Authier G, Viehweger E, Berton E, Rao G. One- and multi-segment foot models lead to opposite results on ankle joint kinematics during gait: Implications for clinical assessment. Clinical Biomechanics 2015;30:493–9. doi:10.1016/j.clinbiomech.2015.03.004.
- [23] Leardini A, Caravaggi P, Theologis T, Stebbins J. Multi-segment foot models and their use in clinical populations. Gait Posture 2019;69:50–9. doi:10.1016/j.gaitpost.2019.01.022.

- [24] Patel VV, Hall K, Ries M, Lotz J, Ozhinsky E, Lindsey C, et al. A three-dimensional MRI analysis of knee kinematics. *J Orthop Res* 2004;22:283–92. doi:10.1016/j.orthres.2003.08.015.
- [25] Smith RM, Sheehan FT. Cross-Platform Comparison of Imaging Technologies for Measuring Musculoskeletal Motion. *Handbook of Human Motion*, Cham: Springer International Publishing; 2018, p. 135–56. doi:10.1007/978-3-319-14418-4_194.
- [26] Borotikar B, Lempereur M, Lelievre M, Burdin V, Salem DB, Brochard S. Dynamic MRI to quantify musculoskeletal motion: A systematic review of concurrent validity and reliability, and perspectives for evaluation of musculoskeletal disorders. *PLOS ONE* 2017;12:e0189587. doi:10.1371/journal.pone.0189587.
- [27] Krohn S, Gersdorff N, Wassmann T, Merboldt K-D, Joseph AA, Buegers R, et al. Real-time MRI of the temporomandibular joint at 15 frames per second-A feasibility study. *Eur J Radiol* 2016;85:2225–30. doi:10.1016/j.ejrad.2016.10.020.
- [28] Iltis PW, Frahm J, Voit D, Joseph AA, Schoonderwaldt E, Altenmüller E. High-speed real-time magnetic resonance imaging of fast tongue movements in elite horn players. *Quant Imaging Med Surg* 2015;5:374–81. doi:10.3978/j.issn.2223-4292.2015.03.02.
- [29] Cooley CZ, Stockmann JP, Armstrong BD, Sarracanie M, Lev MH, Rosen MS, et al. 2D Imaging in a Lightweight Portable MRI Scanner without Gradient Coils. *Magn Reson Med* 2015;73:872–83. doi:10.1002/mrm.25147.
- [30] Sammet S. Magnetic resonance safety. *Abdom Radiol (NY)* 2016;41:444–51. doi:10.1007/s00261-016-0680-4.
- [31] Russo P. *Handbook of X-ray Imaging: Physics and Technology*. CRC Press; 2017.
- [32] Ackland DC, Keynejad F, Pandy MG. Future trends in the use of X-ray fluoroscopy for the measurement and modelling of joint motion. *Proc Inst Mech Eng H* 2011;225:1136–48. doi:10.1177/0954411911422840.
- [33] Serpell BG, Scarvell JM, Pickering MR, Ball NB, Perriman D, Warmenhoven J, et al. Vertical stiffness is not related to anterior cruciate ligament elongation in professional rugby union players. *BMJ Open Sport Exerc Med* 2016;2. doi:10.1136/bmjsem-2016-000150.
- [34] Myers CA, Torry MR, Shelburne KB, Giphart JE, LaPrade RF, Woo SL-Y, et al. In vivo tibiofemoral kinematics during 4 functional tasks of increasing demand using biplane fluoroscopy. *Am J Sports Med* 2012;40:170–8. doi:10.1177/0363546511423746.
- [35] Gray H, Guan S, Loan P, Pandy M. Measurement of 3D Dynamic Joint Motion Using Biplane Videoradiography. *Handbook of Human Motion*, Cham: Springer International Publishing; 2018, p. 101–15. doi:10.1007/978-3-319-14418-4_154.
- [36] Andersen MS, Damsgaard M, Rasmussen J, Ramsey DK, Benoit DL. A linear soft tissue artefact model for human movement analysis: proof of concept using in vivo data. *Gait Posture* 2012;35:606–11. doi:10.1016/j.gaitpost.2011.11.032.

- [37] Barré A, Aminian K. Error performances of a model-based biplane fluoroscopic system for tracking knee prosthesis during treadmill gait task. *Med Biol Eng Comput* 2018;56:307–16. doi:10.1007/s11517-017-1680-4.
- [38] Taylor WR, Schütz P, Bergmann G, List R, Postolka B, Hitz M, et al. A comprehensive assessment of the musculoskeletal system: The CAMS-Knee data set. *J Biomech* 2017;65:32–9. doi:10.1016/j.jbiomech.2017.09.022.
- [39] Guan S, Gray HA, Keynejad F, Pandy MG. Mobile Biplane X-Ray Imaging System for Measuring 3D Dynamic Joint Motion During Overground Gait. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 2016;35:326–36. doi:10.1109/TMI.2015.2473168.
- [40] Banks S, Lightcap C, Yamokoski J. A Robotic Radiographic Imaging Platform for Observation of Dynamic Skeletal Motion and Tomography. *Journal of Biomechanics - J BIOMECH* 2006;39. doi:10.1016/S0021-9290(06)84824-4.
- [41] D'Isidoro F, Eschle P, Zumbrunn T, Sommer C, Scheidegger S, Ferguson SJ. Determining 3D Kinematics of the Hip Using Video Fluoroscopy: Guidelines for Balancing Radiation Dose and Registration Accuracy. *The Journal of Arthroplasty* 2017;32:3213–8. doi:10.1016/j.arth.2017.05.036.
- [42] Teixeira PAG, Gervaise A, Louis M, Raymond A, Formery A-S, Lecocq S, et al. Musculoskeletal Wide-Detector CT Kinematic Evaluation: From Motion to Image. *Semin Musculoskelet Radiol* 2015;19:456–62. doi:10.1055/s-0035-1569257.
- [43] Gondim Teixeira PA, Gervaise A, Louis M, Lecocq S, Raymond A, Aptel S, et al. Musculoskeletal wide detector CT: principles, techniques and applications in clinical practice and research. *Eur J Radiol* 2015;84:892–900. doi:10.1016/j.ejrad.2014.12.033.
- [44] Lichtwark G. Ultrasound Technology for Examining the Mechanics of the Muscle, Tendon, and Ligament. *Handbook of Human Motion*, Cham: Springer International Publishing; 2018, p. 157–76. doi:10.1007/978-3-319-14418-4_156.
- [45] Niu K, Anijs T, Sluiter V, Homminga J, Sprengers A, Marra MA, et al. In situ comparison of A-mode ultrasound tracking system and skin-mounted markers for measuring kinematics of the lower extremity. *J Biomech* 2018;72:134–43. doi:10.1016/j.jbiomech.2018.03.007.
- [46] Jia R, Monk P, Murray D, Noble JA, Mellon S. CAT & MAUS: A novel system for true dynamic motion measurement of underlying bony structures with compensation for soft tissue movement. *J Biomech* 2017. doi:10.1016/j.jbiomech.2017.04.015.
- [47] 3D Motion Capture System Market by System & Type - Global Forecast 2022 | MarketsandMarkets. 2017.
- [48] Kruk E van der, Reijne MM. Accuracy of human motion capture systems for sport applications; state-of-the-art review. *European Journal of Sport Science* 2018;18:806–19. doi:10.1080/17461391.2018.1463397.
- [49] Richards JG. The measurement of human motion: A comparison of commercially available systems. *Human Movement Science* 1999;18:589–602. doi:10.1016/S0167-9457(99)00023-8.

- [50] Windolf M, Götzen N, Morlock M. Systematic accuracy and precision analysis of video motion capturing systems--exemplified on the Vicon-460 system. *J Biomech* 2008;41:2776–80. doi:10.1016/j.jbiomech.2008.06.024.
- [51] Maletsky LP, Sun J, Morton NA. Accuracy of an optical active-marker system to track the relative motion of rigid bodies. *Journal of Biomechanics* 2007;40:682–5. doi:10.1016/j.jbiomech.2006.01.017.
- [52] Aurand AM, Dufour JS, Marras WS. Accuracy map of an optical motion capture system with 42 or 21 cameras in a large measurement volume. *Journal of Biomechanics* 2017;58:237–40. doi:10.1016/j.jbiomech.2017.05.006.
- [53] Eichelberger P, Ferraro M, Minder U, Denton T, Blasimann A, Krause F, et al. Analysis of accuracy in optical motion capture - A protocol for laboratory setup evaluation. *J Biomech* 2016;49:2085–8. doi:10.1016/j.jbiomech.2016.05.007.
- [54] Rouzel E, Daoudi L, Paucton M, Farges G, Fradet L, Vignais N, et al. Démarche qualité en laboratoire de recherche biomédicale : application pour l'analyse quantifiée de la marche (AQM). *IRBM News* 2012;33:86–9. doi:10.1016/j.irbmw.2012.06.002.
- [55] Standards Council. GCMAS n.d. <http://www.gcmas.org/standards> (accessed March 30, 2019).
- [56] Camomilla V, Dumas R, Cappozzo A. Human movement analysis: The soft tissue artefact issue. *Journal of Biomechanics* 2017;62:1–4. doi:10.1016/j.jbiomech.2017.09.001.
- [57] Dumas R, Camomilla V, Bonci T, Cheze L, Cappozzo A. Generalized mathematical representation of the soft tissue artefact. *J Biomech* 2014;47:476–81. doi:10.1016/j.jbiomech.2013.10.034.
- [58] Cereatti A, Bonci T, Akbarshahi M, Aminian K, Barré A, Begon M, et al. Standardization proposal of soft tissue artefact description for data sharing in human motion measurements. *J Biomech* 2017. doi:10.1016/j.jbiomech.2017.02.004.
- [59] Akbarshahi M, Schache AG, Fernandez JW, Baker R, Banks S, Pandy MG. Non-invasive assessment of soft-tissue artifact and its effect on knee joint kinematics during functional activity. *Journal of Biomechanics* 2010;43:1292–301. doi:10.1016/j.jbiomech.2010.01.002.
- [60] Monnet T, Thouzé A, Pain MTG, Begon M. Assessment of reproducibility of thigh marker ranking during walking and landing tasks. *Med Eng Phys* 2012;34:1200–8. doi:10.1016/j.medengphy.2012.05.006.
- [61] Benoit DL, Damsgaard M, Andersen MS. Surface marker cluster translation, rotation, scaling and deformation: Their contribution to soft tissue artefact and impact on knee joint kinematics. *J Biomech* 2015;48:2124–9. doi:10.1016/j.jbiomech.2015.02.050.
- [62] Stagni R, Fantozzi S, Cappello A, Leardini A. Quantification of soft tissue artefact in motion analysis by combining 3D fluoroscopy and stereophotogrammetry: a study

- on two subjects. *Clin Biomech* (Bristol, Avon) 2005;20:320–9. doi:10.1016/j.clinbiomech.2004.11.012.
- [63] Fuller J, Liu L-J, Murphy MC, Mann RW. A comparison of lower-extremity skeletal kinematics measured using skin- and pin-mounted markers. *Human Movement Science* 1997;16:219–42. doi:10.1016/S0167-9457(96)00053-X.
- [64] Leardini A, Chiari L, Croce UD, Cappozzo A. Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait Posture* 2005;21:212–25.
- [65] Gao B, Zheng N (Nigel). Investigation of soft tissue movement during level walking: Translations and rotations of skin markers. *Journal of Biomechanics* 2008;41:3189–95. doi:10.1016/j.jbiomech.2008.08.028.
- [66] Bonci T, Camomilla V, Dumas R, Chèze L, Cappozzo A. Rigid and non-rigid geometrical transformations of a marker-cluster and their impact on bone-pose estimation. *J Biomech* 2015;48:4166–72. doi:10.1016/j.jbiomech.2015.10.031.
- [67] Barré A, Jolles BM, Theumann N, Aminian K. Soft tissue artifact distribution on lower limbs during treadmill gait: Influence of skin markers' location on cluster design. *J Biomech* 2015;48:1965–71. doi:10.1016/j.jbiomech.2015.04.007.
- [68] Camomilla V, Bonci T, Cappozzo A. Soft tissue displacement over pelvic anatomical landmarks during 3-D hip movements. *J Biomech* 2017. doi:10.1016/j.jbiomech.2017.01.013.
- [69] Li J-D, Lu T-W, Lin C-C, Kuo M-Y, Hsu H-C, Shen W-C. Soft tissue artefacts of skin markers on the lower limb during cycling: Effects of joint angles and pedal resistance. *Journal of Biomechanics* 2017;0. doi:10.1016/j.jbiomech.2017.03.018.
- [70] Barré A, Aissaoui R, Aminian K, Dumas R. Assessment of the lower limb soft tissue artefact at marker-cluster level with a high-density marker set during walking. *J Biomech* 2017;62:21–6. doi:10.1016/j.jbiomech.2017.04.036.
- [71] Dumas R, Camomilla V, Bonci T, Chèze L, Cappozzo A. What portion of the soft tissue artefact requires compensation when estimating joint kinematics? *J Biomech Eng* 2015;137:064502. doi:10.1115/1.4030363.
- [72] Cappello A, Stagni R, Fantozzi S, Leardini A. Soft tissue artifact compensation in knee kinematics by double anatomical landmark calibration: Performance of a novel method during selected motor tasks. *IEEE Trans Bio Med Eng* 2005;52:992–8. doi:10.1109/TBME.2005.846728.
- [73] Alexander EJ, Andriacchi TP. Correcting for deformation in skin-based marker systems. *Journal of Biomechanics* 2001;34:355–61. doi:10.1016/S0021-9290(00)00192-5.
- [74] Camomilla V, Bonci T, Dumas R, Chèze L, Cappozzo A. A model of the soft tissue artefact rigid component. *J Biomech* 2015;48:1752–9. doi:10.1016/j.jbiomech.2015.05.007.

- [75] Bonci T, Camomilla V, Dumas R, Chèze L, Cappozzo A. A soft tissue artefact model driven by proximal and distal joint kinematics. *J Biomech* 2014;47:2354–61. doi:10.1016/j.jbiomech.2014.04.029.
- [76] Clément J, Dumas R, Hagemester N, de Guise JA. Soft tissue artifact compensation in knee kinematics by multi-body optimization: Performance of subject-specific knee joint models. *J Biomech* 2015;48:3796–802. doi:10.1016/j.jbiomech.2015.09.040.
- [77] Bonnet V, Richard V, Camomilla V, Venture G, Cappozzo A, Dumas R. Joint kinematics estimation using a multi-body kinematics optimisation and an extended Kalman filter, and embedding a soft tissue artefact model. *J Biomech* 2017. doi:10.1016/j.jbiomech.2017.04.033.
- [78] Leardini A, Belvedere C, Nardini F, Sancisi N, Conconi M, Parenti-Castelli V. Kinematic models of lower limb joints for musculo-skeletal modelling and optimization in gait analysis. *J Biomech* 2017;62:77–86. doi:10.1016/j.jbiomech.2017.04.029.
- [79] Richard V, Cappozzo A, Dumas R. Comparative assessment of knee joint models used in multi-body kinematics optimisation for soft tissue artefact compensation. *J Biomech* 2017. doi:10.1016/j.jbiomech.2017.01.030.
- [80] Potvin BM, Shourijeh MS, Smale KB, Benoit DL. A practical solution to reduce soft tissue artifact error at the knee using adaptive kinematic constraints. *J Biomech* 2017;62:124–31. doi:10.1016/j.jbiomech.2017.02.006.
- [81] Smale KB, Potvin BM, Shourijeh MS, Benoit DL. Knee joint kinematics and kinetics during the hop and cut after soft tissue artifact suppression: Time to reconsider ACL injury mechanisms? *J Biomech* 2017;62:132–9. doi:10.1016/j.jbiomech.2017.06.049.
- [82] Bonnet V, Dumas R, Cappozzo A, Joukov V, Daune G, Kulić D, et al. A constrained extended Kalman filter for the optimal estimate of kinematics and kinetics of a sagittal symmetric exercise. *J Biomech* 2017;62:140–7. doi:10.1016/j.jbiomech.2016.12.027.
- [83] Cerveri P, Pedotti A, Ferrigno G. Robust recovery of human motion from video using Kalman filters and virtual humans. *Human Movement Science* 2003;22:377–404. doi:10.1016/S0167-9457(03)00004-6.
- [84] Cappozzo A, Catani F, Della Croce U, Leardini A. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clinical Biomechanics* 1995;10:171–8. doi:10.1016/0268-0033(95)91394-T.
- [85] Della Croce U, Leardini A, Chiari L, Cappozzo A. Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 4: assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics. *Gait & Posture* 2005;21:226–37. doi:10.1016/j.gaitpost.2004.05.003.
- [86] Sandau M, Heimbürger RV, Villa C, Jensen KE, Moeslund TB, Aanæs H, et al. New equations to calculate 3D joint centres in the lower extremities. *Med Eng Phys* 2015;37:948–55. doi:10.1016/j.medengphy.2015.07.001.

- [87] Rettig O, Fradet L, Kasten P, Raiss P, Wolf SI. A new kinematic model of the upper extremity based on functional joint parameter determination for shoulder and elbow. *Gait Posture* 2009;30:469–76. doi:10.1016/j.gaitpost.2009.07.111.
- [88] Kainz H, Carty CP, Modenese L, Boyd RN, Lloyd DG. Estimation of the hip joint centre in human motion analysis: a systematic review. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2015;30:319–29. doi:10.1016/j.clinbiomech.2015.02.005.
- [89] Peters A, Baker R, Morris ME, Sangeux M. A comparison of hip joint centre localisation techniques with 3-DUS for clinical gait analysis in children with cerebral palsy. *Gait Posture* 2012;36:282–6. doi:10.1016/j.gaitpost.2012.03.011.
- [90] Fiorentino NM, Kutschke MJ, Atkins PR, Foreman KB, Kapron AL, Anderson AE. 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. *Ann Biomed Eng* 2016;44:2168–80. doi:10.1007/s10439-015-1522-1.
- [91] Mantovani G, Ng KCG, Lamontagne M. Regression models to predict hip joint centers in pathological hip population. *Gait & Posture* 2016;44:48–54. doi:10.1016/j.gaitpost.2015.11.001.
- [92] Sangeux M, Pillet H, Skalli W. Which method of hip joint centre localisation should be used in gait analysis? *Gait & Posture* 2014;40:20–5. doi:10.1016/j.gaitpost.2014.01.024.
- [93] Miller EJ, Kaufman KR. Verification of an improved hip joint center prediction method. *Gait & Posture* 2018;59:174–6. doi:10.1016/j.gaitpost.2017.10.014.
- [94] Assi A, Sauret C, Massaad A, Bakouny Z, Pillet H, Skalli W, et al. Validation of hip joint center localization methods during gait analysis using 3D EOS imaging in typically developing and cerebral palsy children. *Gait Posture* 2016;48:30–5. doi:10.1016/j.gaitpost.2016.04.028.
- [95] Kainz H, Hajek M, Modenese L, Saxby DJ, Lloyd DG, Carty CP. Reliability of functional and predictive methods to estimate the hip joint centre in human motion analysis in healthy adults. *Gait Posture* 2017;53:179–84. doi:10.1016/j.gaitpost.2017.01.023.
- [96] Halvorsen K. Bias compensated least squares estimate of the center of rotation. *J Biomech* 2003;36:999–1008.
- [97] Gamage SSHU, Lasenby J. New least squares solutions for estimating the average centre of rotation and the axis of rotation. *Journal of Biomechanics* 2002;35:87–93. doi:10.1016/S0021-9290(01)00160-9.
- [98] Ehrig RM, Taylor WR, Duda GN, Heller MO. A survey of formal methods for determining functional joint axes. *Journal of Biomechanics* 2007;40:2150–7. doi:10.1016/j.jbiomech.2006.10.026.
- [99] Baker R, Finney L, Orr J. A new approach to determine the hip rotation profile from clinical gait analysis data. *Human Movement Science* 1999;18:655–67. doi:10.1016/S0167-9457(99)00027-5.

- [100] De Rosario H, Page Á, Besa A. Analytical study of the effects of soft tissue artefacts on functional techniques to define axes of rotation. *J Biomech* 2017. doi:10.1016/j.jbiomech.2017.01.046.
- [101] Sauret C, Pillet H, Skalli W, Sangeux M. 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* 2016;50:180–4. doi:10.1016/j.gaitpost.2016.09.008.
- [102] Sangeux M, Barré A, Aminian K. Evaluation of knee functional calibration with and without the effect of soft tissue artefact. *Journal of Biomechanics* 2017;62:53–9. doi:10.1016/j.jbiomech.2016.10.049.
- [103] Sinclair J, Hebron J, Taylor PJ. The test-retest reliability of knee joint center location techniques. *J Appl Biomech* 2015;31:117–21. doi:10.1123/jab.2013-0312.
- [104] Schwartz MH, Rozumalski A. A new method for estimating joint parameters from motion data. *J Biomech* 2005;38:107–16. doi:10.1016/j.jbiomech.2004.03.009.
- [105] Graydon R, Fewtrell D, Atkins S, Sinclair J. The test-retest reliability of different ankle joint center location techniques | *The Foot and Ankle Online Journal*. *The Foot and Ankle Online Journal* 2015;8:11. doi:10.3827/faoj.2015.0801.0011.
- [106] Begon M, Andersen MS, Dumas R. Multibody Kinematics Optimization for the Estimation of Upper and Lower Limb Human Joint Kinematics: A Systematized Methodological Review. *J Biomech Eng* 2018;140. doi:10.1115/1.4038741.
- [107] Andersen MS, Damsgaard M, Rasmussen J. Kinematic analysis of over-determinate biomechanical systems. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2009;12:371–84. doi:10.1080/10255840802459412.
- [108] Duprey S, Cheze L, Dumas R. Influence of joint constraints on lower limb kinematics estimation from skin markers using global optimization. *Journal of Biomechanics* 2010;43:2858–62. doi:10.1016/j.jbiomech.2010.06.010.
- [109] Gasparutto X, Sancisi N, Jacquelin E, Parenti-Castelli V, Dumas R. Validation of a multi-body optimization with knee kinematic models including ligament constraints. *Journal of Biomechanics* 2015;48:1141–6. doi:10.1016/j.jbiomech.2015.01.010.
- [110] Charbonnier C, Chagué S, Kolo FC, Duthon VB, Menetrey J. Multi-body optimization with subject-specific knee models: performance at high knee flexion angles. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2017;20:1571–9. doi:10.1080/10255842.2017.1390568.
- [111] Pataky TC, Vanrenterghem J, Robinson MA. Bayesian inverse kinematics vs. least-squares inverse kinematics in estimates of planar postures and rotations in the absence of soft tissue artifact. *J Biomech* 2019;82:324–9. doi:10.1016/j.jbiomech.2018.11.007.
- [112] Colyer SL, Evans M, Cosker DP, Salo AIT. A Review of the Evolution of Vision-Based Motion Analysis and the Integration of Advanced Computer Vision Methods

- Towards Developing a Markerless System. *Sports Med Open* 2018;4:24. doi:10.1186/s40798-018-0139-y.
- [113] Sarbolandi H, Lefloch D, Kolb A. Kinect range sensing: Structured-light versus Time-of-Flight Kinect. *Computer Vision and Image Understanding* 2015;139:1–20. doi:10.1016/j.cviu.2015.05.006.
- [114] Cappozzo A, Della CU, Leardini A, Chiari L. Human movement analysis using stereophotogrammetry; Part 1: theoretical background. *Gait Posture* 2005;21:186–96.
- [115] Perrott MA, Pizzari T, Cook J, McClelland JA. Comparison of lower limb and trunk kinematics between markerless and marker-based motion capture systems. *Gait & Posture* 2017;52:57–61. doi:10.1016/j.gaitpost.2016.10.020.
- [116] Corazza S, Mündermann L, Gambaretto E, Ferrigno G, Andriacchi TP. Markerless Motion Capture through Visual Hull, Articulated ICP and Subject Specific Model Generation. *Int J Comput Vis* 2010;87:156. doi:10.1007/s11263-009-0284-3.
- [117] Sandau M, Koblauch H, Moeslund TB, Aanæs H, Alkjær T, Simonsen EB. Markerless motion capture can provide reliable 3D gait kinematics in the sagittal and frontal plane. *Medical Engineering & Physics* 2014;36:1168–75. doi:10.1016/j.medengphy.2014.07.007.
- [118] Ceseracciu E, Sawacha Z, Cobelli C. Comparison of markerless and marker-based motion capture technologies through simultaneous data collection during gait: proof of concept. *PLoS ONE* 2014;9:e87640. doi:10.1371/journal.pone.0087640.
- [119] Ong A, Harris IS, Hamill J. The efficacy of a video-based marker-less tracking system for gait analysis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2017;20:1089–95. doi:10.1080/10255842.2017.1334768.
- [120] Eltoukhy M, Oh J, Kuenze C, Signorile J. Improved kinect-based spatiotemporal and kinematic treadmill gait assessment. *Gait & Posture* 2017;51:77–83. doi:10.1016/j.gaitpost.2016.10.001.
- [121] Napoli A, Glass S, Ward C, Tucker C, Obeid I. Performance analysis of a generalized motion capture system using microsoft kinect 2.0. *Biomedical Signal Processing and Control* 2017;38:265–80. doi:10.1016/j.bspc.2017.06.006.
- [122] Schmitz A, Ye M, Boggess G, Shapiro R, Yang R, Noehren B. The measurement of in vivo joint angles during a squat using a single camera markerless motion capture system as compared to a marker based system. *Gait & Posture* 2015;41:694–8. doi:10.1016/j.gaitpost.2015.01.028.
- [123] Mentiplay BF, Perraton LG, Bower KJ, Pua Y-H, McGaw R, Heywood S, et al. Gait assessment using the Microsoft Xbox One Kinect: Concurrent validity and inter-day reliability of spatiotemporal and kinematic variables. *Journal of Biomechanics* 2015;48:2166–70. doi:10.1016/j.jbiomech.2015.05.021.
- [124] Clark RA, Mentiplay BF, Hough E, Pua YH. Three-dimensional cameras and skeleton pose tracking for physical function assessment: A review of uses, validity,

- current developments and Kinect alternatives. *Gait & Posture* 2019;68:193–200. doi:10.1016/j.gaitpost.2018.11.029.
- [125] Buke A, Gaoli F, Yongcai W, Lei S, Zhiqi Y. Healthcare algorithms by wearable inertial sensors: a survey. *China Communications* 2015;12:1–12. doi:10.1109/CC.2015.7114054.
- [126] Gravina R, Alinia P, Ghasemzadeh H, Fortino G. Multi-sensor fusion in body sensor networks: State-of-the-art and research challenges. *Information Fusion* 2017;35:68–80. doi:10.1016/j.inffus.2016.09.005.
- [127] King RC, Villeneuve E, White RJ, Sherratt RS, Holderbaum W, Harwin WS. Application of data fusion techniques and technologies for wearable health monitoring. *Medical Engineering & Physics* 2017;42:1–12. doi:10.1016/j.medengphy.2016.12.011.
- [128] Picerno P. 25 years of lower limb joint kinematics by using inertial and magnetic sensors: A review of methodological approaches. *Gait Posture* 2017;51:239–46. doi:10.1016/j.gaitpost.2016.11.008.
- [129] Filippeschi A, Schmitz N, Miezal M, Bleser G, Ruffaldi E, Stricker D. Survey of Motion Tracking Methods Based on Inertial Sensors: A Focus on Upper Limb Human Motion. *Sensors* 2017;17:1257. doi:10.3390/s17061257.
- [130] Camomilla V, Bergamini E, Fantozzi S, Vannozzi G. Trends Supporting the In-Field Use of Wearable Inertial Sensors for Sport Performance Evaluation: A Systematic Review. *Sensors (Basel)* 2018;18. doi:10.3390/s18030873.
- [131] Chen S, Lach J, Lo B, Yang G-Z. Towards Pervasive Gait Analysis for Medicine with Wearable Sensors: A Systematic Review for Clinicians and Medical Researchers. *IEEE J Biomed Health Inform* 2016. doi:10.1109/JBHI.2016.2608720.
- [132] Wrigley W. History of Inertial Navigation. *Navigation* 1977;24:1–6. doi:10.1002/j.2161-4296.1977.tb01262.x.
- [133] Sushchenko OA, Beliavtsev YV. Modelling of inertial sensors in UAV systems. 2017 IEEE 4th International Conference Actual Problems of Unmanned Aerial Vehicles Developments (APUAVD), 2017, p. 130–3. doi:10.1109/APUAVD.2017.8308792.
- [134] Morris JR. Accelerometry--a technique for the measurement of human body movements. *J Biomech* 1973;6:729–36.
- [135] Cuesta-Vargas AI, Galán-Mercant A, Williams JM. The use of inertial sensors system for human motion analysis. *Phys Ther Rev* 2010;15:462–73. doi:10.1179/1743288X11Y.0000000006.
- [136] Iosa M, Picerno P, Paolucci S, Morone G. Wearable inertial sensors for human movement analysis. *Expert Review of Medical Devices* 2016;13:641–59. doi:10.1080/17434440.2016.1198694.
- [137] Evenson KR, Goto MM, Furberg RD. Systematic review of the validity and reliability of consumer-wearable activity trackers. *Int J Behav Nutr Phys Act* 2015;12. doi:10.1186/s12966-015-0314-1.

- [138] Dhillon SS, Sima CA, Kirkham AR, Syed N, Camp PG. Physical Activity Measurement Accuracy in Individuals With Chronic Lung Disease: A Systematic Review With Meta-Analysis of Method Comparison Studies. *Arch Phys Med Rehabil* 2015;96:2079-2088.e10. doi:10.1016/j.apmr.2015.05.015.
- [139] Chapman JJ, Roberts JA, Nguyen VT, Breakspear M. Quantification of free-living activity patterns using accelerometry in adults with mental illness. *Sci Rep* 2017;7:43174. doi:10.1038/srep43174.
- [140] Gore S, Blackwood J, Guyette M, Alsalaheen B. Validity and Reliability of Accelerometers in Patients With COPD: A SYSTEMATIC REVIEW. *J Cardiopulm Rehabil Prev* 2018;38:147-58. doi:10.1097/HCR.000000000000284.
- [141] Awais M, Mellone S, Chiari L. Physical activity classification meets daily life: Review on existing methodologies and open challenges. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2015;2015:5050-3. doi:10.1109/EMBC.2015.7319526.
- [142] Nez A. Mesure inertielle pour l'analyse du mouvement humain. Optimisation des méthodologies de traitement et de fusion des données capteur, intégration anatomique. *Biomécanique et Bio-Ingénierie*. Poitiers, 2017.
- [143] Nez A, Fradet L, Laguillaumie P, Monnet T, Lacouture P. Comparison of calibration methods for accelerometers used in human motion analysis. *Med Eng Phys* 2016;38:1289-99. doi:10.1016/j.medengphy.2016.08.004.
- [144] Martin H, Newman M. The Limits of In-Run Calibration of MEMS Inertial Sensors and Sensor Arrays, *NAVIGATION, Navigation, Journal of The Institute of Navigation* 2016;63:127-43.
- [145] Giacci F, Dellea S, Langfelder G. Capacitive vs Piezoresistive MEMS Gyroscopes: A Theoretical and Experimental Noise Comparison. *Procedia Engineering* 2015;120:406-9. doi:10.1016/j.proeng.2015.08.652.
- [146] Sabatini AM. Estimating three-dimensional orientation of human body parts by inertial/magnetic sensing. *Sensors (Basel)* 2011;11:1489-525. doi:10.3390/s110201489.
- [147] Bergamini E, Ligorio G, Summa A, Vannozzi G, Cappozzo A, Sabatini AM. Estimating orientation using magnetic and inertial sensors and different sensor fusion approaches: accuracy assessment in manual and locomotion tasks. *Sensors (Basel)* 2014;14:18625-49. doi:10.3390/s141018625.
- [148] Sabatini AM. Kalman-filter-based orientation determination using inertial/magnetic sensors: observability analysis and performance evaluation. *Sensors (Basel)* 2011;11:9182-206. doi:10.3390/s111009182.
- [149] Welch GF. HISTORY: The Use of the Kalman Filter for Human Motion Tracking in Virtual Reality. *Presence* 2009;18:72-91. doi:10.1162/pres.18.1.72.
- [150] Schneider R, Georgakis C. How To NOT Make the Extended Kalman Filter Fail. *Ind Eng Chem Res* 2013;52:3354-62. doi:10.1021/ie300415d.

- [151] Foxlin E. Inertial head-tracker sensor fusion by a complementary separate-bias Kalman filter. Proceedings of the IEEE 1996 Virtual Reality Annual International Symposium, 1996, p. 185–94, 267. doi:10.1109/VRAIS.1996.490527.
- [152] Kneip L, Scaramuzza D, Siegwart R. On the initialization of statistical optimum filters with application to motion estimation. 2010 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2010, p. 1500–6. doi:10.1109/IROS.2010.5652200.
- [153] Linderoth M, Soltesz K, Robertsson A, Johansson R. Initialization of the Kalman filter without assumptions on the initial state. 2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2011, p. 4992–7. doi:10.1109/ICRA.2011.5979684.
- [154] Passaro VMN, Cuccovillo A, Vaiani L, De Carlo M, Campanella CE. Gyroscope Technology and Applications: A Review in the Industrial Perspective. Sensors (Basel) 2017;17. doi:10.3390/s17102284.
- [155] Paulich M, Schepers M, Rudigkeit N, Bellusci G. Xsens MTw Awinda: Miniature Wireless Inertial-Magnetic Motion Tracker for Highly Accurate 3D Kinematic Applications n.d.
- [156] Martin P, Salaun E. Invariant observers for attitude and heading estimation from low-cost inertial and magnetic sensors. 2007 46th IEEE Conference on Decision and Control, 2007, p. 1039–45. doi:10.1109/CDC.2007.4435006.
- [157] Mahony R, Hamel T, Pflimlin J. Nonlinear Complementary Filters on the Special Orthogonal Group. IEEE Transactions on Automatic Control 2008;53:1203–18. doi:10.1109/TAC.2008.923738.
- [158] Makni A. Fusion de données inertielles et magnétiques pour l'estimation de l'attitude sous contrainte énergétique d'un corps rigide accéléré. Communauté Grenoble Alpes, 2016.
- [159] Fourati H, Manamanni N, Afilal L, Handrich Y. Complementary Observer for Body Segments Motion Capturing by Inertial and Magnetic Sensors. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics 2014;19:149–57. doi:10.1109/TMECH.2012.2225151.
- [160] Daponte P, Vito LD, Riccio M, Sementa C. Experimental comparison of orientation estimation algorithms in motion tracking for rehabilitation. 2014 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA), 2014, p. 1–6. doi:10.1109/MeMeA.2014.6860048.
- [161] Liu T, Inoue Y, Shibata K. Development of a wearable sensor system for quantitative gait analysis. Measurement 2009;42:978–88. doi:10.1016/j.measurement.2009.02.002.
- [162] Chen K-H, Chen P-C, Liu K-C, Chan C-T. Wearable sensor-based rehabilitation exercise assessment for knee osteoarthritis. Sensors (Basel) 2015;15:4193–211. doi:10.3390/s150204193.
- [163] Pérez R, Costa Ú, Torrent M, Solana J, Opisso E, Cáceres C, et al. Upper limb portable motion analysis system based on inertial technology for neurorehabilitation purposes. Sensors (Basel) 2010;10:10733–51. doi:10.3390/s101210733.

- [164] Cutti AG, Giovanardi A, Rocchi L, Davalli A, Sacchetti R. Ambulatory measurement of shoulder and elbow kinematics through inertial and magnetic sensors. *Med Biol Eng Comput* 2008;46:169–78. doi:10.1007/s11517-007-0296-5.
- [165] Taylor T, Ko S, Mastrangelo C, Bamberg SJM. Forward kinematics using IMU on-body sensor network for mobile analysis of human kinematics. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2013;2013:1230–3. doi:10.1109/EMBC.2013.6609729.
- [166] Favre J, Luthi F, Jolles BM, Siegrist O, Najafi B, Aminian K. A new ambulatory system for comparative evaluation of the three-dimensional knee kinematics, applied to anterior cruciate ligament injuries. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2006;14:592–604.
- [167] Liu K, Liu T, Shibata K, Inoue Y. Ambulatory measurement and analysis of the lower limb 3D posture using wearable sensor system. 2009 International Conference on Mechatronics and Automation, 2009, p. 3065–9. doi:10.1109/ICMA.2009.5245982.
- [168] Watanabe T, Saito H, Koike E, Nitta K. A preliminary test of measurement of joint angles and stride length with wireless inertial sensors for wearable gait evaluation system. *Comput Intell Neurosci* 2011;2011:975193. doi:10.1155/2011/975193.
- [169] Chiang C-Y, Chen K-H, Liu K-C, Hsu SJ-P, Chan C-T. Data Collection and Analysis Using Wearable Sensors for Monitoring Knee Range of Motion after Total Knee Arthroplasty. *Sensors (Basel)* 2017;17. doi:10.3390/s17020418.
- [170] Takeda R, Tadano S, Natorigawa A, Todoh M, Yoshinari S. Gait posture estimation using wearable acceleration and gyro sensors. *J Biomech* 2009;42:2486–94. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.07.016.
- [171] Djurić-Jovičić MD, Jovičić NS, Popović DB. Kinematics of Gait: New Method for Angle Estimation Based on Accelerometers. *Sensors (Basel)* 2011;11:10571–85. doi:10.3390/s111110571.
- [172] Feldhege F, Mau-Moeller A, Lindner T, Hein A, Marksches A, Zettl UK, et al. Accuracy of a custom physical activity and knee angle measurement sensor system for patients with neuromuscular disorders and gait abnormalities. *Sensors (Basel)* 2015;15:10734–52. doi:10.3390/s150510734.
- [173] Zhang ZQ, Wu JK. A Novel Hierarchical Information Fusion Method for Three-Dimensional Upper Limb Motion Estimation. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement* 2011;60:3709–19. doi:10.1109/TIM.2011.2135070.
- [174] Morton L, Baillie L, Ramirez-Iniguez R. Pose calibrations for inertial sensors in rehabilitation applications. 2013 IEEE 9th International Conference on Wireless and Mobile Computing, Networking and Communications (WiMob), 2013, p. 204–11. doi:10.1109/WiMOB.2013.6673362.
- [175] Tadano S, Takeda R, Miyagawa H. Three Dimensional Gait Analysis Using Wearable Acceleration and Gyro Sensors Based on Quaternion Calculations. *Sensors* 2013;13:9321–43. doi:10.3390/s130709321.

- [176] Chen Y, Hu W, Yang Y, Hou J, Wang Z. A method to calibrate installation orientation errors of inertial sensors for gait analysis. 2014 IEEE International Conference on Information and Automation (ICIA), 2014, p. 598–603. doi:10.1109/ICInfA.2014.6932724.
- [177] Robert-Lachaine X, Mecheri H, Larue C, Plamondon A. Accuracy and repeatability of single-pose calibration of inertial measurement units for whole-body motion analysis. *Gait Posture* 2017;54:80–6. doi:10.1016/j.gaitpost.2017.02.029.
- [178] Vargas-Valencia LS, Elias A, Rocon E, Bastos-Filho T, Frizera A. An IMU-to-Body Alignment Method Applied to Human Gait Analysis. *Sensors (Basel)* 2016;16. doi:10.3390/s16122090.
- [179] Szczesna A, Skurowski P, Lach E, Pruszowski P, Pęszor D, Paszkuta M, et al. Inertial Motion Capture Costume Design Study. *Sensors (Basel)* 2017;17. doi:10.3390/s17030612.
- [180] Picerno P, Cereatti A, Cappozzo A. Joint kinematics estimate using wearable inertial and magnetic sensing modules. *Gait Posture* 2008;28:588–95. doi:10.1016/j.gaitpost.2008.04.003.
- [181] Bisi MC, Stagni R, Caroselli A, Cappello A. Anatomical calibration for wearable motion capture systems: Video calibrated anatomical system technique. *Med Eng Phys* 2015;37:813–9. doi:10.1016/j.medengphy.2015.05.013.
- [182] Dejnabadi H, Jolles BM, Aminian K. A new approach to accurate measurement of uniaxial joint angles based on a combination of accelerometers and gyroscopes. *IEEE Trans Biomed Eng* 2005;52:1478–84.
- [183] Dejnabadi H, Jolles BM, Casanova E, Fua P, Aminian K. Estimation and visualization of sagittal kinematics of lower limbs orientation using body-fixed sensors. *IEEE Trans Biomed Eng* 2006;53:1385–93. doi:10.1109/TBME.2006.873678.
- [184] Favre J, Aissaoui R, Jolles BM, de Guise JA, Aminian K. Functional calibration procedure for 3D knee joint angle description using inertial sensors. *Journal of Biomechanics* 2009;42:2330–5. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.06.025.
- [185] McGrath T, Fineman R, Stirling L. An Auto-Calibrating Knee Flexion-Extension Axis Estimator Using Principal Component Analysis with Inertial Sensors. *Sensors (Basel)* 2018;18. doi:10.3390/s18061882.
- [186] Fasel B, Spörri J, Schütz P, Lorenzetti S, Aminian K. 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* 2017;12. doi:10.1371/journal.pone.0181446.
- [187] O'Donovan KJ, Kamnik R, O'Keefe DT, Lyons GM. An inertial and magnetic sensor based technique for joint angle measurement. *J Biomech* 2007;40:2604–11. doi:10.1016/j.jbiomech.2006.12.010.
- [188] Palermo E, Rossi S, Marini F, Patanè F, Cappa P. Experimental evaluation of accuracy and repeatability of a novel body-to-sensor calibration procedure for

- inertial sensor-based gait analysis. *Measurement* 2014;52:145–55. doi:10.1016/j.measurement.2014.03.004.
- [189] Cutti AG, Ferrari A, Garofalo P, Raggi M, Cappello A, Ferrari A. “Outwalk”: a protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors. *Med Biol Eng Comput* 2010;48:17–25. doi:10.1007/s11517-009-0545-x.
- [190] Ligorio G, Zanutto D, Sabatini AM, Agrawal SK. A novel functional calibration method for real-time elbow joint angles estimation with magnetic-inertial sensors. *J Biomech* 2017;54:106–10. doi:10.1016/j.jbiomech.2017.01.024.
- [191] Ferrari A, Cutti AG, Garofalo P, Raggi M, Heijboer M, Cappello A, et al. First in vivo assessment of “Outwalk”: a novel protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors. *Med Biol Eng Comput* 2010;48:1–15. doi:10.1007/s11517-009-0544-y.
- [192] Seel T, Raisch J, Schauer T. IMU-based joint angle measurement for gait analysis. *Sensors (Basel)* 2014;14:6891–909. doi:10.3390/s140406891.
- [193] Taffoni F, Piervirgili G, Formica D, Guglielmelli E. An alignment procedure for ambulatory measurements of lower limb kinematic using magneto-inertial sensors. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2011;2011:1197–200. doi:10.1109/IEMBS.2011.6090281.
- [194] Bouvier B, Duprey S, Claudon L, Dumas R, Savescu A. Upper Limb Kinematics Using Inertial and Magnetic Sensors: Comparison of Sensor-to-Segment Calibrations. *Sensors (Basel)* 2015;15:18813–33. doi:10.3390/s150818813.
- [195] Zimmermann T, Taetz B, Bleser G. IMU-to-Segment Assignment and Orientation Alignment for the Lower Body Using Deep Learning. *Sensors (Basel)* 2018;18. doi:10.3390/s18010302.
- [196] Koning BHW, Krogt MM van der, Baten CTM, Koopman BFJM. Driving a musculoskeletal model with inertial and magnetic measurement units. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 2015;18:1003–13. doi:10.1080/10255842.2013.867481.
- [197] Richard V. Méthode d’optimisation multi-segmentaire pour l’estimation de la cinématique articulaire : propositions d’amélioration. phdthesis. Université de Lyon, 2016.
- [198] Roetenberg D, Luinge H, Slycke P. Xsens mvn: full 6dof human motion tracking using miniature inertial sensors. Xsens Motion Technologies BV. 2009.
- [199] Cooper G, Sheret I, McMillan L, Siliverdis K, Sha N, Hodgins D, et al. Inertial sensor-based knee flexion/extension angle estimation. *J Biomech* 2009;42:2678–85.
- [200] Young AD. Use of Body Model Constraints to Improve Accuracy of Inertial Motion Capture. 2010 International Conference on Body Sensor Networks, 2010, p. 180–6. doi:10.1109/BSN.2010.30.
- [201] Kok M, Hol JD, Schön TB. An optimization-based approach to human body motion capture using inertial sensors. *IFAC Proceedings Volumes* 2014;47:79–85. doi:10.3182/20140824-6-ZA-1003.02252.

- [202] Al-Amri M, Nicholas K, Button K, Sparkes V, Sheeran L, Davies JL. Inertial Measurement Units for Clinical Movement Analysis: Reliability and Concurrent Validity. *Sensors (Basel)* 2018;18. doi:10.3390/s18030719.
- [203] Zhang J-T, Novak AC, Brouwer B, Li Q. Concurrent validation of Xsens MVN measurement of lower limb joint angular kinematics. *Physiological Measurement* 2013;34:N63–9. doi:10.1088/0967-3334/34/8/N63.
- [204] Kok M, Hol JD, Schön TB. Using Inertial Sensors for Position and Orientation Estimation. *SIG* 2017;11:1–153. doi:10.1561/20000000094.
- [205] Cloete T, Scheffer C. Repeatability of an off-the-shelf, full body inertial motion capture system during clinical gait analysis. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2010;2010:5125–8. doi:10.1109/IEMBS.2010.5626196.
- [206] D'Lima DD, Fregly BJ, Colwell CW. Implantable sensor technology: measuring bone and joint biomechanics of daily life in vivo. *Arthritis Res Ther* 2013;15:203. doi:10.1186/ar4138.
- [207] Roriz P, Carvalho L, Frazão O, Santos JL, Simões JA. From conventional sensors to fibre optic sensors for strain and force measurements in biomechanics applications: a review. *J Biomech* 2014;47:1251–61. doi:10.1016/j.jbiomech.2014.01.054.
- [208] Su H, Iordachita II, Tokuda J, Hata N, Liu X, Seifabadi R, et al. Fiber Optic Force Sensors for MRI-Guided Interventions and Rehabilitation: A Review. *IEEE Sens J* 2017;17:1952–63. doi:10.1109/JSEN.2017.2654489.
- [209] Ledet EH, Liddle B, Kradinova K, Harper S. Smart implants in orthopedic surgery, improving patient outcomes: a review. *Innov Entrep Health* 2018;5:41–51. doi:10.2147/IEH.S133518.
- [210] Ballesteros J, Tudela A, Caro-Romero JR, Urdiales C. Weight-Bearing Estimation for Cane Users by Using Onboard Sensors. *Sensors (Basel)* 2019;19. doi:10.3390/s19030509.
- [211] List R, Hitz M, Angst M, Taylor WR, Lorenzetti S. In-situ force plate calibration: 12 years' experience with an approach for correcting the point of force application. *Gait Posture* 2017;58:98–102. doi:10.1016/j.gaitpost.2017.07.111.
- [212] McCaw ST, DeVita P. Errors in alignment of center of pressure and foot coordinates affect predicted lower extremity torques. *Journal of Biomechanics* 1995;28:985–8. doi:10.1016/0021-9290(94)00151-S.
- [213] Xu H, Wang Y, Greenland K, Blowski D, Merryweather A. The influence of deformation height on estimating the center of pressure during level and cross-slope walking on sand. *Gait Posture* 2015;42:110–5. doi:10.1016/j.gaitpost.2015.04.015.
- [214] Xu H, Merryweather A, Blowski D. Evaluation of a force plate system for measuring center of pressure in railroad ballast. *Gait Posture* 2016;46:179–83. doi:10.1016/j.gaitpost.2016.03.013.

- [215] Hnat SK, van Basten BJH, van den Bogert AJ. Compensation for inertial and gravity effects in a moving force platform. *J Biomech* 2018;75:96–101. doi:10.1016/j.jbiomech.2018.05.009.
- [216] Fortune E, Crenshaw J, Lugade V, Kaufman KR. Dynamic assessment of center of pressure measurements from an instrumented AMTI treadmill with controlled precision. *Med Eng Phys* 2017;42:99–104. doi:10.1016/j.medengphy.2017.01.002.
- [217] Voloshina AS, Ferris DP. Design and Validation of an Instrumented Uneven Terrain Treadmill. *J Appl Biomech* 2018;34:236–9. doi:10.1123/jab.2016-0322.
- [218] Shahabpoor E, Pavic A. Measurement of Walking Ground Reactions in Real-Life Environments: A Systematic Review of Techniques and Technologies. *Sensors (Basel)* 2017;17. doi:10.3390/s17092085.
- [219] Forner CA, Koopman HJ, van der Helm FC. Use of pressure insoles to calculate the complete ground reaction forces. *Journal of Biomechanics* 2004;37:1427–32.
- [220] Joo S-B, Oh SE, Mun JH. Improving the ground reaction force prediction accuracy using one-axis plantar pressure: Expansion of input variable for neural network. *J Biomech* 2016;49:3153–61. doi:10.1016/j.jbiomech.2016.07.029.
- [221] Rouhani H, Favre J, Crevoisier X, Aminian K. A wearable system for multi-segment foot kinetics measurement. *J Biomech* 2014. doi:10.1016/j.jbiomech.2014.02.027.
- [222] Liu T, Inoue Y, Shibata K. A wearable ground reaction force sensor system and its application to the measurement of extrinsic gait variability. *Sensors (Basel)* 2010;10:10240–55. doi:10.3390/s101110240.
- [223] Yang EC-Y, Mao M-H. 3D analysis system for estimating intersegmental forces and moments exerted on human lower limbs during walking motion. *Measurement* 2015;73:171–9. doi:10.1016/j.measurement.2015.05.020.
- [224] Karatsidis A, Bellusci G, Schepers HM, de Zee M, Andersen MS, Veltink PH. Estimation of Ground Reaction Forces and Moments During Gait Using Only Inertial Motion Capture. *Sensors (Basel)* 2016;17. doi:10.3390/s17010075.
- [225] Dounskaia N, Fradet L, Lee G, Leis BC, Adler CH. Submovements during pointing movements in Parkinson's disease. *Exp Brain Res* 2009;193:529–44. doi:10.1007/s00221-008-1656-6.
- [226] Fradet L, Lee G, Stelmach G, Dounskaia N. Joint-specific disruption of control during arm movements in Parkinson's disease. *Exp Brain Res* 2009;195:73–87. doi:10.1007/s00221-009-1752-2.
- [227] Thouzé A. Méthode numérique d'estimation du mouvement des masses molles. Université de Poitiers, 2013.
- [228] Allan DW. Statistics of atomic frequency standards. *Proceedings of the IEEE* 1966;54:221–30. doi:10.1109/PROC.1966.4634.
- [229] James EG, Leveille SG, Hausdorff JM, Barton B, Cote S, Karabulut M, et al. Coordination Impairments Are Associated With Falling Among Older Adults. *Exp Aging Res* 2017;43:430–9. doi:10.1080/0361073X.2017.1369634.

- [230] Haid TH, Zago M, Promsri A, Doix A-CM, Federolf PA. PManalyzer: A Software Facilitating the Study of Sensorimotor Control of Whole-Body Movements. *Front Neuroinform* 2019;13:24. doi:10.3389/fninf.2019.00024.
- [231] Bergamini E, Iosa M, Belluscio V, Morone G, Tramontano M, Vannozzi G. Multi-sensor assessment of dynamic balance during gait in patients with subacute stroke. *J Biomech* 2017;61:208–15. doi:10.1016/j.jbiomech.2017.07.034.
- [232] D'Mello AM, Stoodley CJ. Cerebro-cerebellar circuits in autism spectrum disorder. *Front Neurosci* 2015;9:408. doi:10.3389/fnins.2015.00408.
- [233] Mostofsky SH, Powell SK, Simmonds DJ, Goldberg MC, Caffo B, Pekar JJ. Decreased connectivity and cerebellar activity in autism during motor task performance. *Brain* 2009;132:2413–25. doi:10.1093/brain/awp088.
- [234] Khan AJ, Nair A, Keown CL, Datko MC, Lincoln AJ, Müller R-A. Cerebro-cerebellar Resting-State Functional Connectivity in Children and Adolescents with Autism Spectrum Disorder. *Biol Psychiatry* 2015;78:625–34. doi:10.1016/j.biopsych.2015.03.024.
- [235] Kanner L. Autistic disturbances of affective contact. *Nervous Child* 1943;2:217–50.
- [236] Papadopoulos N, McGinley J, Tonge BJ, Bradshaw JL, Saunders K, Rinehart NJ. An investigation of upper limb motor function in high functioning autism and Asperger's disorder using a repetitive Fitts' aiming task. *Research in Autism Spectrum Disorders* 2012;6:286–92. doi:10.1016/j.rasd.2011.05.010.
- [237] Jaber M. Le cervelet comme acteur majeur dans les troubles moteurs des syndromes autistiques. *L'Encéphale* 2017;43:170–5. doi:10.1016/j.encep.2016.03.018.
- [238] Mosconi MW, Sweeney JA. Sensorimotor dysfunctions as primary features of autism spectrum disorders. *Sci China Life Sci* 2015;58:1016–23. doi:10.1007/s11427-015-4894-4.
- [239] Mosconi MW, Mohanty S, Greene RK, Cook EH, Vaillancourt DE, Sweeney JA. Feedforward and feedback motor control abnormalities implicate cerebellar dysfunctions in autism spectrum disorder. *J Neurosci* 2015;35:2015–25. doi:10.1523/JNEUROSCI.2731-14.2015.
- [240] Whyatt C, Craig C. Sensory-motor problems in Autism. *Front Integr Neurosci* 2013;7:51. doi:10.3389/fnint.2013.00051.
- [241] Forti S, Valli A, Perego P, Nobile M, Crippa A, Molteni M. Motor planning and control in autism. A kinematic analysis of preschool children. *Research in Autism Spectrum Disorders* 2011;5:834–42. doi:10.1016/j.rasd.2010.09.013.
- [242] Hogan N, Sternad D. Sensitivity of Smoothness Measures to Movement Duration, Amplitude and Arrests. *J Mot Behav* 2009;41:529–34. doi:10.3200/35-09-004-RC.
- [243] Bisi MC, Tamburini P, Pacini Panebianco G, Stagni R. Nonlinear analysis of human movement dynamics offer new insights in the development of motor control during childhood. *J Biomech Eng* 2018. doi:10.1115/1.4040939.

- [244] Desseauve D. Pour une meilleure compréhension du rôle des positions d'accouchement en mécanique obstétricale: Analyse biomécanique des postures segmentaires. Biomécanique et Bio-Ingénierie. Poitiers, 2018.
- [245] Leong P, Carlile S. Methods for spherical data analysis and visualization. J Neurosci Methods 1998;80:191–200.