



HAL
open science

Conception d'une plateforme mobile omnidirectionnelle pour l'analyse de l'équilibre postural dans les transports

Jianting Ma

► **To cite this version:**

Jianting Ma. Conception d'une plateforme mobile omnidirectionnelle pour l'analyse de l'équilibre postural dans les transports. Génie mécanique [physics.class-ph]. Université Pierre et Marie Curie - Paris VI, 2014. Français. NNT : 2014PA066175 . tel-01075193v2

HAL Id: tel-01075193

<https://hal.science/tel-01075193v2>

Submitted on 13 Apr 2015

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.



Université Pierre et Marie Curie

Ecole doctorale Sciences Mécaniques, Acoustique, Electronique & Robotique de
Paris (SMAER)

Institut des Systèmes Intelligents et de Robotique (ISIR) / Equipe SYROCO

Conception d'une plateforme mobile omnidirectionnelle pour l'analyse de l'équilibre postural dans les transports

Par Jianting MA

Thèse de doctorat en ROBOTIQUE

Dirigée par Faïz BEN AMAR & Mourad BOUZIT

Présentée et soutenue publiquement le 22/09/2014

Devant un jury composé de :

Véronique PERDEREAU	Professeur à l'Université Pierre et Marie Curie	Examineur
Georges BEURIER	Chargé de recherche à l'IFSTTAR	Examineur
Gérard POISSON	Professeur à l'Université d'Orléans	Rapporteur
Vincent HUGEL	Professeur à l'Université de Toulon-Var	Rapporteur
Faïz BEN AMAR	Professeur à l'Université Pierre et Marie Curie	Directeur
Mourad BOUZIT	Président de la société ASSISTMOV	Co-encadrant
Abderraouf BENALI	Maître de Conférences à l'INSA CVL de Bourges	Invité

Remerciements

Je tiens à remercier sincèrement Monsieur le Professeur Philippe BIDAUD, directeur de l'Institut des Systèmes Intelligents et de Robotique (ISIR UMR 7222), pour son accueil au sein du laboratoire.

J'exprime toute ma gratitude à mon directeur de thèse Faïz BEN AMAR, Professeur à l'UPMC, et mon co-encadrant Mourad BOUZIT, Président de la société ASSISTMOV. Je leur suis très reconnaissant de cette collaboration dans le cadre de la thèse CIFRE, de la confiance qu'ils ont su m'accorder, de leur soutien continu tout au long de la thèse et de leur encadrement et conseils inestimables.

J'adresse mes chaleureux remerciements à mes rapporteurs, Monsieur Vincent HUGEL, Professeur à l'Université de Toulon-Var, et Monsieur Gérard POISSON, Professeur à l'Université d'Orléans, pour l'intérêt qu'ils ont porté à mon travail et pour leurs remarques et observations constructives.

Je remercie également chaleureusement Monsieur Georges BEURIER, Chargé de recherche à l'IFSTTAR, et Madame Véronique PERDEREAU, Professeur à l'UPMC, pour avoir accepté d'évaluer de mon travail. Un grand merci pour leur temps consacré à examiner sur mon travail.

Mes plus vifs remerciements s'adressent à Monsieur Abderraouf BENALI, Maître de Conférences à l'ENSI de Bourges, pour son encouragement, son aide et sa participation au jury.

Je remercie particulièrement mon collègue Haïssam KHARBOUTLY, pour ses coopérations et ses contributions précieuses à mon travail.

Je remercie Madame Viviane PASQUI, Maître de Conférences-HDR à l'UPMC, et Monsieur Philippe THOUMIE, Professeur à l'Hôpital Rothschild, qui m'ont fourni les environnements expérimentaux.

Je remercie également Monsieur Sylvain PLEDEL, pour son accord de l'utilisation de l'Atelier de Réalisations Mécanique.

Egalement un grand merci au personnel du pôle administratif à l'ISIR et à l'ASSISTMOV pour leur grande efficacité remarquable et leur disponibilité qui ont permis le bon déroulement de cette thèse.

Finalement, je tiens à remercier ma famille et mes amis pour leur amour, confiance, encouragement et soutien durant ces années.

Table des matières

Remerciements	1
Table des matières	3
Liste des figures	5
Liste des tableaux	8
Liste des abréviations	9
Introduction générale	10
Chapitre 1. Contexte général de l'étude	13
Introduction	13
1.1. Troubles de l'équilibre et chute	13
1.1.1. Plateformes statique et dynamique	15
1.1.2. Indices d'évaluation de l'équilibre.....	18
1.2. Eléments de modélisation biomécanique.....	26
1.2.1. Modèle mécanique du corps humain	27
1.2.2. Logiciels biomécaniques.....	28
1.3. Instruments de modélisation biomécanique.....	30
1.3.1. Mesure des angles articulaires par les systèmes de MOCAP	31
1.3.2. Mesure des angles articulaires par capteurs portables	34
Conclusion	39
Chapitre 2. Conception de la plateforme omni-directionnelle	40
Introduction	40
2.1. Conception mécanique.....	40
2.1.1. Solution de mobilité	42
2.1.2. Plateau de force	43
2.1.3. Prototype complet	43
2.2. Modélisation cinématique.....	46
2.3. Modèle de commande	50
2.3.1. Instrumentation du module de roue	50
2.3.2. Architecture de commande	52
2.4. Evaluation de la performance	54
2.4.1. Suivi de trajectoire	54
2.4.2. Mesure d'accélération	56
Conclusion	60
Chapitre 3. Méthodes d'estimation des angles et des couples articulaires	61
Introduction	61
3.1. Estimation des angles articulaires.....	62
3.1.1. Estimation basée sur le système de MOCAP	62
3.1.2. Estimation basée sur LM	64
3.1.3. Estimation basée sur les accéléromètres	65
3.2. Estimation des couples articulaires.....	71
3.2.1. Estimation basée sur LM	71
3.2.2. Estimation basée sur les accéléromètres	74
Conclusion	82
Chapitre 4. Analyses biomécaniques	83
Introduction	83
4.1. Validation de l'algorithme APCAP	83
4.1.1. Validation sur bras mécanique.....	83

4.1.1.1. Expérimentation.....	84
4.1.1.2. Résultats.....	85
4.1.2. Validation sur sujet humain	87
4.1.2.1. Expérimentation.....	88
4.1.2.2. Résultats.....	89
4.1.3. Discussion	93
4.2. Validation du niveau des perturbations de la plateforme IsiSkate.....	94
4.2.1. Expérimentations	95
4.2.2. Comparaisons des résultats entre le métro et le laboratoire.....	96
4.2.2.1. Moyennes des angles articulaires absolus	96
4.2.2.2. Moyennes des vitesses, accélérations et jerks angulaires absolus	97
4.2.2.3. Moyennes des couples articulaires absolus	98
4.2.2.4. Discussion.....	99
4.3. Proposition de nouveaux indices d'équilibre.....	100
4.3.1. Expérimentation.....	100
4.3.2. Indices d'équilibre.....	100
4.3.2.1. Moyennes des angles articulaires absolus	100
4.3.2.2. Moyennes des vitesses, accélérations et jerks articulaires absolus... ..	101
4.3.2.3. Moyennes des couples articulaires absolus	102
4.3.2.4. Raideurs articulaires	103
4.3.2.5. Pentes des droites de régression.....	104
4.3.2.6. Discussion.....	106
Conclusion	107
Conclusion générale et perspectives.....	108
Références personnelles	111
Bibliographie.....	113
Annexe	126
Résultats bruts.....	126

Liste des figures

Figure 1.1 : Plateforme statique : (a) Stabilotest ; (b) Stabilotest + tapis mousse.	15
Figure 1.2 : Plateformes dynamiques : (a) Imoove ; (b) Proprio ; (c) Equitest ; (d) Framiral ; (e) Synapsys ; (f) Isimove.	16
Figure 1.3 : Utilisations des plateformes mobiles en translation dans l'analyse de l'équilibre dynamique du sujet dans la littérature de : (a) Robert (2006); (b) Sarraf et al. (2014).	17
Figure 1.4 : Indices d'équilibre évalués par le CoP : (a) stabilogramme ; (b) statokinesigramme ; (c) surface ; (d) variance en fonction du Y ; (e) transformées de Fourier.	19
Figure 1.5 : Représentation des relations entre les accélérations de la hanche et de la cheville (Kuo and Zajac, 1993).	22
Figure 1.6 : Représentation des raideurs de la hanche pour la posture debout statique (Winter et al., 1998) : (a) relation entre le déplacement M/L du CoM et la raideur; (b) raideurs pour différentes postures.	23
Figure 1.7 : Représentation de la relation linéaire entre l'angle et le couple de la cheville pour la posture debout statique (Ji et al., 2004).	23
Figure 1.8 : Représentation de la relation linéaire entre les rapports de couple/angle et l'augmentation de l'amplitude de perturbation (Park et al., 2004).	24
Figure 1.9 : Représentation des mesures de la covariance entre les angles de la cheville et de la hanche (Kuo et al., 1998).	25
Figure 1.10 : Représentation des relations linéaires entre les orientations de différents segments (Pinter et al., 2008).	25
Figure 1.11 : Système de référence spatiale.	26
Figure 1.12 : Représentation des modèles de PI : (a) PI simple ; (b) double PI ; (c) triple PI.	28
Figure 1.13 : Simulateur du mouvement AnyBody.	29
Figure 1.14 : Simulateur du mouvement SIMM.	29
Figure 1.15 : Simulateur du mouvement LM.	30
Figure 1.16 : Système de MOCAP optique CodaMotion : (a) caméra infrarouge ; (b) marqueur optique.	32
Figure 1.17 : Système de MOCAP mécanique Gypsy 7.	32
Figure 1.18 : Essai de la capture posturale avec le système de MOCAP magnétique et la reproduction d'un modèle squelettique modélisé à partir des données capturées (O'Brien et al., 1999).	33
Figure 1.19 : Mesure de l'angle de la cheville avec un accéléromètre triaxial et pour une posture quasi-statique ou une oscillation lente d'un modèle PI.	34
Figure 1.20 : Représentation de l'estimation de l'orientation articulaire dans Willemsen et al. (1990).	35
Figure 1.21 : Représentation de l'estimation de l'orientation articulaire dans Dejnabadi et al. (2005) : positions des capteurs sur la jambe et la cuisse, et les capteurs virtuels correspondants à la position du genou.	36
Figure 1.22 : Représentation de l'estimation de l'orientation articulaire dans Caroselli et al. (2013).	36
Figure 1.23 : Représentation de l'estimation de l'orientation articulaire dans O'Donovan et al. (2007).	37
Figure 1.24 : Représentation de l'estimation de l'orientation articulaire dans Liu et al. (2009).	38

Figure 1.25 : Représentation de l'estimation de l'orientation articulaire dans Lin and Kulic (2012).....	38
Figure 2.1 : Plateformes mobiles : (a) "offset caster wheels" ; (b) "split offset caster wheel" ; (c) "universal wheels" ; (d) "spherical orthogonal wheels" ; (e) "ball wheel".....	41
Figure 2.2 : Solution de conception d'un module de roue omnidirectionnelle : (a) moteur de propulsion 1 sur la roue, moteur de direction 2 sur la base du robot ; (b) deux moteurs sur la base du robot ; (c) deux moteurs dans le module de roue.....	42
Figure 2.3 : Conception du module de roue omnidirectionnelle : (a) vue du dessus ; (b) vue latérale.....	42
Figure 2.4 : Conception du plateau de force.....	43
Figure 2.5 : Deux versions de conception de la plateforme.....	44
Figure 2.6 : Vue globale de la plateforme IsiSkate pour l'analyse de l'équilibre. Le sujet est debout sur la plateforme avec trois accéléromètres attachés sur lui.....	45
Figure 2.7 : Configuration cinématique de la plateforme.....	46
Figure 2.8 : Repères et angles d'orientation de la plateforme et des modules de roue.....	47
Figure 2.9 : Description du module de roue.....	50
Figure 2.10 : Vue globale des quatre modules de roue sur la plateforme.....	51
Figure 2.11 : Description globale de l'architecture.....	52
Figure 2.12 : Description de l'architecture bas niveau.....	53
Figure 2.13 : Comparaison des trajectoires désirée TrD, mesurée TrM et capturée TrC.....	55
Figure 2.14 : Déplacement désiré et mesuré suivant les directions x et y, et erreur cartésienne entre les deux déplacements.....	55
Figure 2.15 : Deux mesures d'accélération A/P et M/L dans le métro parisien de la ligne 6.....	56
Figure 2.16 : Accélérations mesurées dans les bus (Palacio et al., 2009).....	57
Figure 2.17 : Déplacements mesurés de la plateforme avec une fréquence de perturbation de 0,3 Hz.....	58
Figure 2.18 : Vitesse et accélération mesurée pendant la commande de l'accélération constante.....	59
Figure 2.19 : Courbes du déplacement de la plateforme et de la variation du CoP en direction A/P du sujet suite à l'accélération brusque de la plateforme.....	59
Figure 3.1 : Modèle tri-articulé et les mesures des marqueurs optiques.....	62
Figure 3.2 : Estimation des angles articulaires dans LM : (a) modèle squelettique complet et environnement extérieur ; (b) schéma de modélisation.....	64
Figure 3.3 : Modèle tri-articulé et les mesures des accéléromètres.....	66
Figure 3.4 : Description du calcul itératif pour déterminer l'orientation angulaire.....	69
Figure 3.5 : Panneau de configuration des paramètres articulaires.....	72
Figure 3.6 : Scénario de la simulation du LM.....	73
Figure 3.7 : Configuration d'un segment rigide.....	74
Figure 3.8 : Deux phases de traitement des équations de Newton-Euler : (a) phase descendante ; (b) phase ascendante.....	75
Figure 3.9 : Traitement des équations de Newton-Euler avec la méthode optimale des moindres carrés.....	76
Figure 3.10 : Configuration du système dynamique consistant en le sujet et la plateforme de perturbation.....	77
Figure 4.1 : Bras mécanique tri-articulé avec la plateforme.....	84
Figure 4.2 : Comparaison des angles articulaires entre APCAP, MOCAP et encodeur pour le modèle mécanique articulé avec l'encodeur comme référence : (a) angles articulaires avec une fréquence de perturbation de 0,4 Hz ; (b) Erreur RMS pour l'ensemble des fréquences et essais.....	86
Figure 4.3 : Sujet sur la plateforme.....	88

Figure 4.4 : Comparaison des angles articulaires A/P entre APCAP, MOCAP et LM pour le sujet avec MOCAP comme référence : (a) angles articulaires A/P avec une fréquence de perturbation de 0,4 Hz ; (b) Erreur RMS pour l'ensemble des fréquences et essais.	90
Figure 4.5 : Comparaison des angles articulaires M/L entre APCAP, MOCAP et LM pour le sujet avec MOCAP comme référence : (a) angles articulaires M/L avec une fréquence de perturbation de 0,4 Hz ; (b) Erreur RMS pour l'ensemble des fréquences et essais.	92
Figure 4.6 : Expérimentations dans le métro de la ligne 7 à Paris et dans le laboratoire.	95
Figure 4.7 : Présentation de l'estimation des moyennes des angles articulaires absolus en fonction de la station dans le métro et en fonction de la fréquence de perturbation dans le laboratoire.	97
Figure 4.8 : Présentation de l'estimation des moyennes des vitesses, accélérations et jerks angulaires absolus en fonction de la station dans le métro et en fonction de la fréquence de perturbation dans le laboratoire.	98
Figure 4.9 : Présentation de l'estimation des moyennes des couples articulaires absolus en fonction de la station dans le métro et en fonction de la fréquence de perturbation dans le laboratoire.	99
Figure 4.10 : Présentation des moyennes des angles articulaires des 22 sujets en fréquence de perturbation de 0,5 Hz.	101
Figure 4.11 : Présentation des moyennes des vitesses, accélérations et jerks angulaires absolus des 22 sujets en fréquence de perturbation de 0,5 Hz.	102
Figure 4.12 : Présentation des moyennes des couples articulaires absolus des 22 sujets en fréquence de perturbation de 0,5 Hz : (a) couples bruts ; (b) couples normalisés.	103
Figure 4.13 : Présentation des moyennes des raideurs rotatoires des 22 sujets en fréquence de perturbation de 0,5 Hz : (a) raideur brute ; (b) raideur modifiée.	104
Figure 4.14 : Tracés des estimations cinématique et dynamique du genou et de la hanche en fonction de l'estimation correspondante de la cheville.	105
Figure 4.15 : Présentation des pentes des droites de régression pour 22 sujets en fréquence de perturbation de 0,5 Hz.	105

Liste des tableaux

Tableau 1.1 : <i>Synthèse sur les logiciels de modélisation biomécanique (Dao, 2009).</i>	31
Tableau 2.1 : <i>Liste de la spécification d'IsiSkate.</i>	45
Tableau 2.2 : <i>Spécifications d'un module de commande.</i>	51
Tableau 2.3 : <i>Accélérations mesurées dans le métro parisien de la ligne 6.</i>	57
Tableau 4.1 : <i>APCAP vs. Encodeur sur le bras articulé avec encodeur comme référence.</i>	86
Tableau 4.2 : <i>MOCAP vs. Encodeur sur le bras articulé avec encodeur comme référence.</i>	87
Tableau 4.3 : <i>APCAP vs. MOCAP pour l'estimation A/P sur le sujet avec MOCAP comme référence.</i>	90
Tableau 4.4 : <i>LM vs. MOCAP pour l'estimation A/P sur le sujet avec MOCAP comme référence.</i>	91
Tableau 4.5 : <i>APCAP vs. MOCAP pour l'estimation M/L sur le sujet avec MOCAP comme référence.</i>	92
Tableau 4.6 : <i>LM vs. MOCAP pour l'estimation M/L sur le sujet avec MOCAP comme référence.</i>	93
Tableau 4.7 : <i>Moyennes des angles articulaires absolus estimés dans le métro de la ligne 7 à Paris.</i>	97
Tableau 4.8 : <i>Moyennes des vitesses, accélérations et jerks angulaires absolus estimés dans le métro de la ligne 7 à Paris.</i>	98
Tableau 4.9 : <i>Moyennes des couples articulaires absolus estimés dans le métro de la ligne 7 à Paris.</i>	99
Tableau 4.10 : <i>Moyennes des angles articulaires des 22 sujets en fréquence de perturbation de 0,5 Hz.</i>	101
Tableau 4.11 : <i>Moyennes des vitesses, accélérations et jerks angulaires absolus des 22 sujets en fréquence de perturbation de 0,5 Hz.</i>	101
Tableau 4.12 : <i>Moyennes des couples articulaires absolus des 22 sujets en fréquence de perturbation de 0,5 Hz.</i>	102
Tableau 4.13 : <i>Moyennes des raideurs rotatoires des 22 sujets en fréquence de perturbation de 0,5 Hz.</i>	103
Tableau 4.14 : <i>Pentes des droites de régression pour 22 sujets en fréquence de perturbation de 0,5 Hz.</i>	106
Tableau 4.15 : <i>Synthèse des indices d'équilibre pour 22 sujets en fréquence de perturbation de 0,5 Hz.</i>	106

Liste des abréviations

A/P : Antéro/Postérieur

APCAP : Accelerometer Posture CAPture

CoM : Center of Mass (centre de masse)

CoP : Center of Pressure (centre de pression)

HAT : Head-Arm-Trunk (tête-bras-tronc)

LM : LifeMOD

M/L : Médio/Latéral

MOCAP : MOtion CAPture (capture du mouvement)

PI : Pendule Inversé

RMS : Root Mean Square (moyenne quadratique)

Introduction générale

Dans ce travail de thèse nous nous sommes consacrés au développement d'un système robotique permettant de reproduire en laboratoire l'ensemble des perturbations subies par un passager dans un transport en commun afin de faire une analyse de son équilibre postural.

En effet, l'analyse des troubles de l'équilibre est un problème de santé majeur qui a suscité beaucoup de recherches durant les dernières décennies. Néanmoins, peu d'études se sont intéressées à l'analyse des troubles dans les moyens de transport et en particulier lors des phases d'accélération-décélération. C'est pendant ces phases critiques que 50% des blessures sans collision sont recensées contre 7% seulement lors de virages. Ces blessures s'aggravent pour les personnes à risques en particulier les personnes âgées où selon plusieurs études 36% des personnes de 75 ans présentent un déséquilibre postural ([Faucher et al., 2000](#); [Halpern et al., 2005](#); [Pereira, 2006](#)). Il est ainsi prouvé que les effets de l'âge sont significativement associés à une diminution des fonctions visuelles, vestibulaires et sensori-motrices responsables des fonctions de l'équilibre ([Lord et al., 1996](#)).

Toutes les études montrent que ce problème est complexe à cause de la multitude et des variations des mouvements dans les moyens de transport, des pathologies qui touchent le système de l'équilibre mais aussi de la stratégie adoptée par la personne mettant en jeu toutes les articulations de la cheville, du genou et de la hanche. Cependant, malgré la complexité du phénomène, une détection précoce des facteurs de risques peut offrir des possibilités de mesure préventive et/ou de rééducation pouvant prévenir les risques de chute.

Plusieurs approches permettent d'évaluer les caractéristiques de l'équilibre d'une personne en posture debout.

Les cliniciens utilisent une série de tests, dont les plus courants sont : le test de [Tinetti et al. \(1994\)](#), l'échelle d'équilibre de [Berg et al. \(1991\)](#), le test "Get Up and Go" ([Podsiadlo and Richardson, 1991](#)), le test simple de station unipodale ([Hurvitz et al., 2000](#)). Les tests ci-dessus doivent être menés avec précaution et complétés par des entretiens adaptés à la situation du patient car ils peuvent déséquilibrer une personne trop fragile. Ces tests évaluent le contrôle postural et la réalisation des tâches quotidiennes. Ils peuvent ainsi renseigner le clinicien sur le niveau de performance et d'autonomie du patient comparé à une population dite de référence.

Les tests cliniques décrits ci-dessus ont l'avantage d'être simples et rapides. Cependant, ils ne permettent pas d'anticiper la situation du patient s'il est placé dans un environnement dynamique, ni de quantifier la qualité de ses mouvements lors de situations imprévues. Ils ne nous renseignent pas enfin sur le système responsable de la détérioration des performances de l'équilibre. Les limites des tests cliniques poussent les chercheurs à les compléter par d'autres protocoles et instruments d'analyse. Ce travail s'inscrit donc dans une mise en place de tests expérimentaux et d'analyse biomécanique afin d'approfondir toute analyse clinique globale.

L'approche proposée dans cette thèse est à la fois robotique et biomécanique. Elle permet une évaluation quantitative et qualitative de la performance posturale lors des phases de perturbations dynamiques grâce à l'utilisation d'outils de mesure adaptées. Cette analyse se base d'une part sur la conception d'une plateforme robotique mobile qui présente les avantages de la reproduction et de la programmation des mouvements et d'autre part sur la mise en place d'outils et d'algorithmes d'estimation des paramètres et variables biomécaniques.

Cette analyse nécessitera donc la mise en place d'un système de mesure porté par l'humain et des capteurs placés sur les moyens de transport afin de récupérer les variations temporelles des variables cinématiques et dynamiques mises en jeu dans les transports.

Ainsi la société ASSISTMOV SAS a décidé de développer en partenariat avec le laboratoire ISIR une plateforme mobile omnidirectionnelle nommée IsiSkate ([Ma et al., 2014](#)) et de la doter de capteurs d'accéléromètres permettant non seulement d'identifier les profils des trajectoires suivies par la plateforme mais aussi celles décrites par le sujet au travers de la variation des angles intervenant dans l'équilibre. Ce travail a été mené en suivant trois étapes principales.

1. Une phase d'**instrumentation**. Cette phase consiste à acquérir les données expérimentales en termes d'accélération dans un moyen de transport (bus, métro, tram). Ces accélérations consistent en celles mesurées par les accéléromètres triaxiaux disposés sur différentes parties du corps du passager et sur le moyen de transport. Ces données seront stockées en même temps que les données de la variation des appuis sous chaque pied du passager qui sera placé sur un plateau bipodal de force.
2. Une phase de **simulation**. Cette phase permet de refaire physiquement en laboratoire les perturbations dues au transport. Ces perturbations se déroulent sur

une plateforme omnidirectionnelle sécurisée. La plateforme sert donc à recréer en laboratoire les conditions compilées dans l'étape 1.

- 3.** Une phase d'**analyse** des comportements dynamiques. Cette phase consiste à identifier les paramètres pertinents à l'équilibre de la personne dans le moyen de transport. Elle sert aussi à identifier des profils biomécaniques pour chaque catégorie de personne (saine ou malade) afin de pouvoir tester en simulation les capacités d'équilibre de ces personnes dans d'autres conditions que celles enregistrées lors de l'étape 1.

Pour mener les étapes précédentes, ce manuscrit de thèse se présente selon le plan suivant. Après avoir présenté l'objectif de cette étude, nous présentons dans **le chapitre 1** le contexte général de l'étude sur les troubles de l'équilibre et les chutes, le diagnostic et les moyens d'analyse de l'équilibre. **Le chapitre 2** décrit la réalisation de la plateforme omnidirectionnelle qui est utilisée pour simuler les perturbations du transport en commun. Dans **le chapitre 3**, nous présentons une méthode d'analyse qui utilise quatre accéléromètres triaxiaux pour estimer les angles articulaires d'un sujet debout sur la plateforme dynamique. Les résultats des angles articulaires sont ensuite introduits dans le modèle dynamique inverse de Newton-Euler en vue de compléter l'analyse par l'obtention des couples articulaires. **Le chapitre 4** est consacré à la validation de la méthode mentionnée dans le chapitre 3, à la validation du niveau de la perturbation de la plateforme et à la définition de nouveaux indices d'équilibre. A la fin, nous terminerons par une conclusion générale sur les apports nouveaux dans cette thèse, ainsi que les perspectives futures de ce travail de recherche.

Ce travail de thèse CIFRE est financé par la société ASSISTMOV SAS et s'est effectué dans le laboratoire ISIR.

Chapitre 1. Contexte général de l'étude

Introduction

Dans le cadre de cette thèse nous avons travaillé sur la conception d'un dispositif robotique pour l'analyse et la réhabilitation des sujets atteints de troubles de l'équilibre. Ces derniers sont causés principalement par les atteintes des structures nerveuses et des appareils musculo-squelettiques.

Dans le but d'analyser ces phénomènes, ce travail s'est attaché à réaliser un dispositif robotique permettant de perturber puis de mesurer l'équilibre d'un sujet. Pour perturber l'équilibre de la personne et exécuter de plus une analyse et une rééducation de l'équilibre, quelques plateformes dynamiques ont été développées. Toutefois, ces plateformes créent de petites perturbations dynamiques locales et généralement en inclinaison. A notre connaissance, il n'existe pas de plateformes mobiles omnidirectionnelles dédiées à la perturbation et l'étude de l'équilibre.

L'objectif de ce premier chapitre est de proposer un aperçu sur la modélisation et les outils qui nous ont permis de réaliser ce travail de thèse. Après une brève description des troubles de l'équilibre et leurs conséquences, nous donnerons ensuite une description des plateformes de perturbation du commerce permettant d'évaluer la posture ainsi que celles permettant de la perturber. Nous enchaînerons ensuite sur quelques éléments de modélisation qui nous ont permis de prendre en compte la dynamique du sujet. Nous terminerons ce chapitre en donnant un aperçu sur les moyens permettant d'évaluer les déplacements du sujet lors des études en laboratoire.

1.1. Troubles de l'équilibre et chute

Les troubles de l'équilibre sont une pathologie qui augmente avec l'âge ([Lord et al., 1996](#)). Ils sont causés principalement par l'atteinte des structures nerveuses et des appareils musculo-squelettiques. Ils ne constituent pas une maladie déterminée mais un groupe hétéroclite de divers états spécifiques ([Thoumie and Mevellec, 2001](#)). Ils représentent un problème de santé publique car ils touchent à la mobilité et pour une partie à l'autonomie.

En effet, une personne qui souffre de troubles de l'équilibre risque une chute lourde, notamment les personnes âgées. 36% des personnes âgées de 75 ans présentent un déséquilibre postural, 30% des plus de 65 ans chutent au moins une fois par an et 50% pour les plus de 80 ans ([Blake et al., 1988](#); [Coogler and Wolf, 1999](#); [Faucher et al., 2000](#); [Tinetti et al., 1988](#)). La chute pourrait avoir pour conséquence des blessures, ce qui engendre une perte d'autonomie dans les activités de la vie courante, une source d'isolement ou de repliement sur soi. Si l'on considère à titre d'exemple les personnes âgées, les chutes sont la deuxième cause de mortalité après les accidents cardio-vasculaires. En France, on dénombre 9000 décès par an de personnes âgées de plus de 65 ans en raison d'une chute ([SFDRMG-HAS, 2005](#)).

Concernant les effets dynamiques sur l'équilibre, la prise de moyens de transports urbains constitue une source de ces accidents. En effet, lors de la prise de moyens de transports, les effets sont différents car c'est pendant les phases critiques d'accélération-décélération que 50% des blessures sans collision sont recensées ([Björnstig et al., 2005](#); [Halpern et al., 2005](#)). Des recherches comme celles de [Pereira et al. \(May 2001 \(cité dans Robert, 2006\)\)](#), [Kirk et al. \(2003\)](#), [Björnstig et al. \(2005\)](#) et [Zunjic et al. \(2012\)](#), montrent que la plupart des passagers blessés sont les personnes de plus de 60 ans dont les femmes âgées occupent une proportion variée entre 54% et 76%. Le projet européen Safetram a traité le problème de la sécurité passive des personnes assises et debout ([Pereira, 2006](#)). D'autres analyses de données accidentologiques des risques de blessure pour les passagers dans les transports en commun se trouvent dans [Robert \(2006\)](#) et [O'Neill \(2013\)](#).

L'examen clinique est le seul moyen qui permette de chercher les causes des troubles posturaux afin d'en limiter les conséquences. Il permet aussi de préciser les facteurs intrinsèques à l'individu liés à un déficit sensoriel et/ou pathologique. En effet, plusieurs systèmes sensori-moteurs interviennent dans le système de l'équilibre : le système vestibulaire, le système de vision et la sensibilité proprioceptive ([Horak, 2006](#); [Mahboobin et al., 2008](#); [Peterka, 2002](#)). En raison de la multitude des pathologies liées aux systèmes impliqués dans le maintien de l'équilibre, l'évaluation des troubles de l'équilibre est un processus délicat. Elle doit permettre un diagnostic précis posé après des examens non invasifs effectués en laboratoire. Ces examens ont besoin de dispositifs spécifiques et d'indices d'évaluation pour les compléter. Les deux sous sections suivantes permettent d'en expliciter certains aspects.

1.1.1. Plateformes statique et dynamique

Les plateformes de forces biomécaniques constituent un moyen simple et fiable pour évaluer l'équilibre du corps. Elles mesurent la projection du mouvement du centre de masse (CoM) dans le plan horizontal. Techniquement elles indiquent l'évolution au cours du temps du centre de pression (CoP) agissant sur les pieds. Le CoP reflète non seulement les forces de réaction du sol mais aussi les moments des forces permettant de se maintenir en équilibre ([HAS, 2007](#)). Ainsi pour analyser des troubles de l'équilibre d'une personne debout, nous pouvons l'effectuer en statique ou en dynamique.

Dans le cas statique, cela consiste à utiliser une plateforme statique (Figure 1.1a) munie de capteurs permettant de mesurer l'évolution au cours du temps de la distribution du poids et de la position du CoP ([HAS, 2007](#); [Thoumie and Mevellec, 2001](#); [Velche-Haag et al., 2004](#)). Pour rajouter un "petit" effet dynamique, un tapis de mousse pourrait être positionné sur la plateforme statique. La personne est positionnée debout sur le tapis mousse avec ses yeux ouverts ou fermés afin de renseigner le clinicien sur une anomalie éventuelle de la fonction de l'équilibre (Figure 1.1b).



Figure 1.1 : Plateforme statique : (a) Stabilotest ; (b) Stabilotest + tapis mousse.

Dans le cas d'une analyse dynamique, la plateforme est motorisée et l'analyse consistera non seulement à étudier la répartition du poids mais aussi à déséquilibrer le sujet placé sur la plateforme et à scruter ses possibilités de se maintenir en équilibre ([HAS, 2007](#)). Plusieurs plateformes dynamiques existent dans le commerce (Figure 1.2). Nous pouvons citer :

- Imoove : la plateforme à un degré de liberté permettant une rotation autour de l'axe vertical.

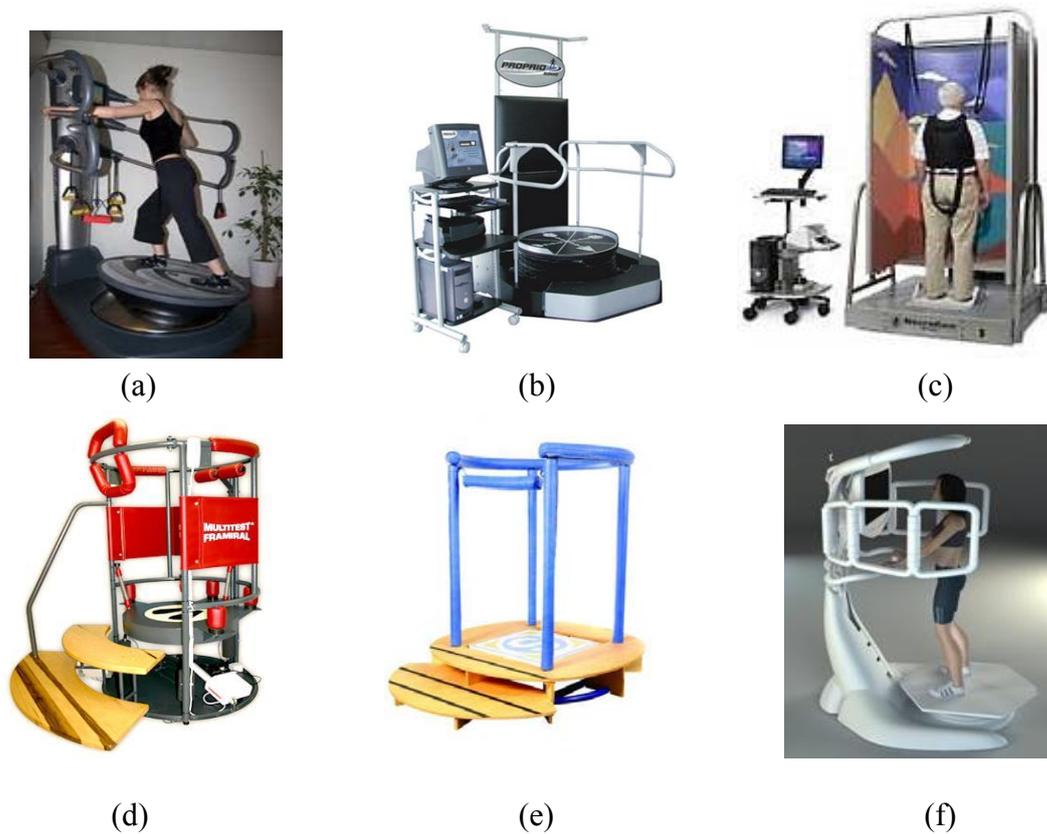
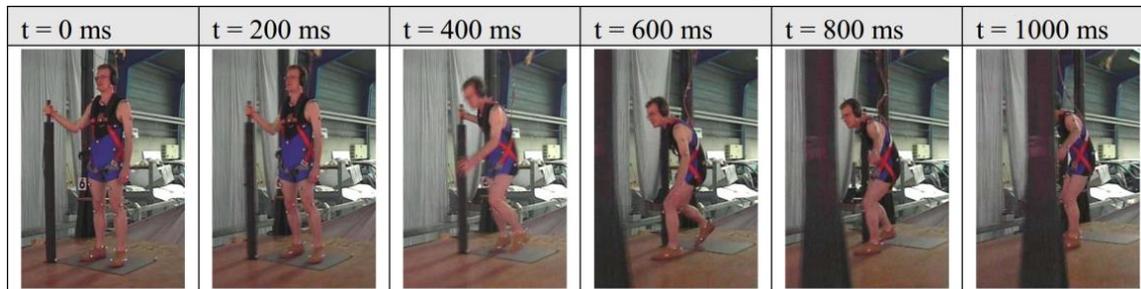


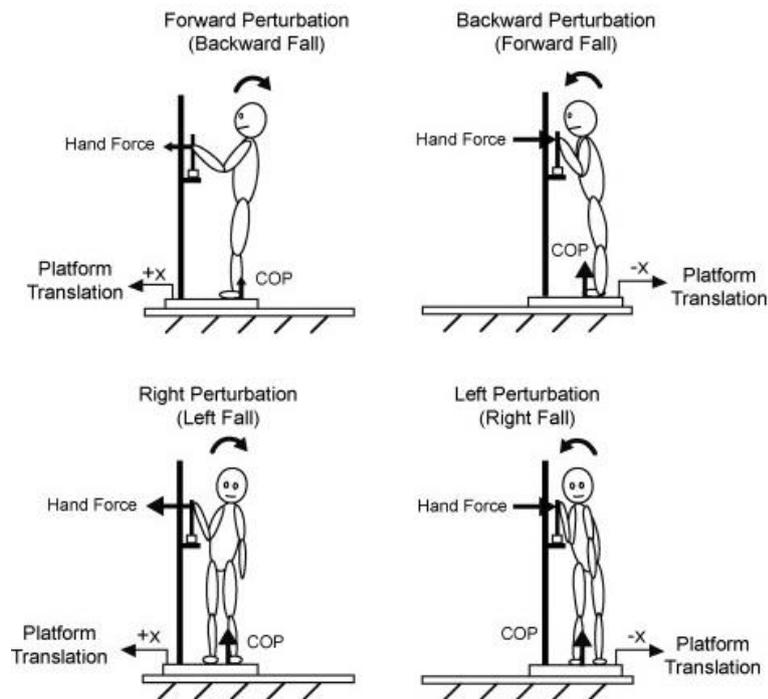
Figure 1.2 : Plateformes dynamiques : (a) Imoove ; (b) Proprio ; (c) Equitest ; (d) Framiral ; (e) Synapsys ; (f) Isimove.

- Proprio ([Allum et al., 2001](#)) : la plateforme à deux degrés de liberté permettant une rotation dans le plan horizontal et une rotation dans le plan vertical antéro/postérieur (A/P).
- Equitest ([Ford-Smith et al., 1995](#); [Ionescu et al., 2005](#); [Nashner et al., 1982](#)) : cette plateforme est munie de deux degrés de liberté permettant une rotation dans le plan vertical A/P et une translation A/P.
- Framiral ([Ionescu et al., 2006](#); [Radvay et al., 2005](#)) : la plateforme à trois degrés de liberté permettant deux rotations dans les plans verticaux A/P et médio/latéral (M/L) et une translation verticale.
- Synaps ([Ghulyan and Paolino, 2005](#)) : cette plateforme est munie d'un degré de liberté permettant une translation A/P.
- Isimove ([Kharboutly et al., 2014](#)) : cette plateforme est munie de quatre degrés de liberté permettant trois rotations autour des trois axes de coordonnées et une translation A/P.

Toutefois, ces plateformes créent des petites perturbations dynamiques locales et généralement en inclinaison ; elles ne sont pas adaptées à la simulation des perturbations dans les transports en commun. Une solution alternative est l'utilisation d'une plateforme mobile entièrement libre et pouvant appliquer une combinaison de la translation et de la rotation.



(a)



(b)

Figure 1.3 : Utilisations des plateformes mobiles en translation dans l'analyse de l'équilibre dynamique du sujet dans la littérature de : (a) [Robert \(2006\)](#); (b) [Sarraf et al. \(2014\)](#).

Plusieurs travaux se sont intéressés à l'utilisation des plateformes mobiles en translation dans l'analyse de l'équilibre du sujet (Figure 1.3) ([Hemami et al., 2006](#); [Horak et al., 1997](#); [Horak and Nashner, 1986](#); [Nashner, 1971](#); [Nashner, 1982](#); [Nashner et al., 1982](#); [Robert, 2006](#); [Sarraf et al., 2014](#)). A partir de ces recherches, nous pouvons noter que les plateformes utilisées sont généralement passives et développées spécifiquement pour certaines applications. Leurs déplacements sont engendrés par un moteur extérieur relié au sol. De ce fait, la direction de

déplacement est pré-déterminée et son amplitude est limitée. Seulement les amplitudes de la vitesse ou de l'accélération peuvent être changées pour de telles plateformes. Tout ceci rend les mouvements de ces dispositifs prévisibles aux yeux du sujet et limite donc leur capacité à créer de véritables perturbations spontanées.

D'après les travaux cités dans [Palacio et al. \(2009\)](#) et [Ma et al. \(2014\)](#), le profil du déplacement réel d'un transport en commun est une intégration de plusieurs paramètres agissant sur : la vitesse, l'accélération mais aussi la direction et la durée de leur application. Ces contraintes justifient ainsi la conception et la réalisation d'une plateforme mobile omnidirectionnelle robotisée qui serait capable de créer à tout instant une accélération linéaire ou angulaire suivant n'importe quelle direction du plan horizontal afin d'être le plus proche de la réalité.

Un intérêt de la plateforme mobile est qu'elle n'a théoriquement pas de limite de son espace de travail. Nous cherchons donc dans ce contexte à réaliser une nouvelle plateforme mobile qui puisse effectuer en trois degrés de liberté un mouvement plan de deux translations et une rotation sans vibration avec une solution mécanique robuste sûre et compacte.

1.1.2. Indices d'évaluation de l'équilibre

Le diagnostic de l'équilibre peut se faire à l'aide des dispositifs cités dans la section précédente. Cette analyse de la posture debout statique ou dynamique peut se faire en condition avec yeux ouverts ou fermés. Pendant le diagnostic, la posturographie est la technique utilisée universellement. Cette technique a pour but d'étudier les mécanismes de régulation de l'équilibre à travers l'examen de la trajectoire du CoP qui est le point d'application de la résultante des forces de réaction sous les pieds ([HAS, 2007](#)). Il traduit le déplacement du CoM qui est un point de référence imaginaire situé à la position moyenne de la masse du corps et ne peut pas être mesuré directement par les outils précédents. Par contre le déplacement du CoP peut être mesuré directement par un plateau de force. En effet, le CoP constitue un indice des oscillations du corps et reflète la réponse neuromusculaire qui régule le déplacement du CoM ([Winter, 1987](#)). L'écart entre la projection du CoM du corps et le CoP définit souvent le contrôle de la posture.

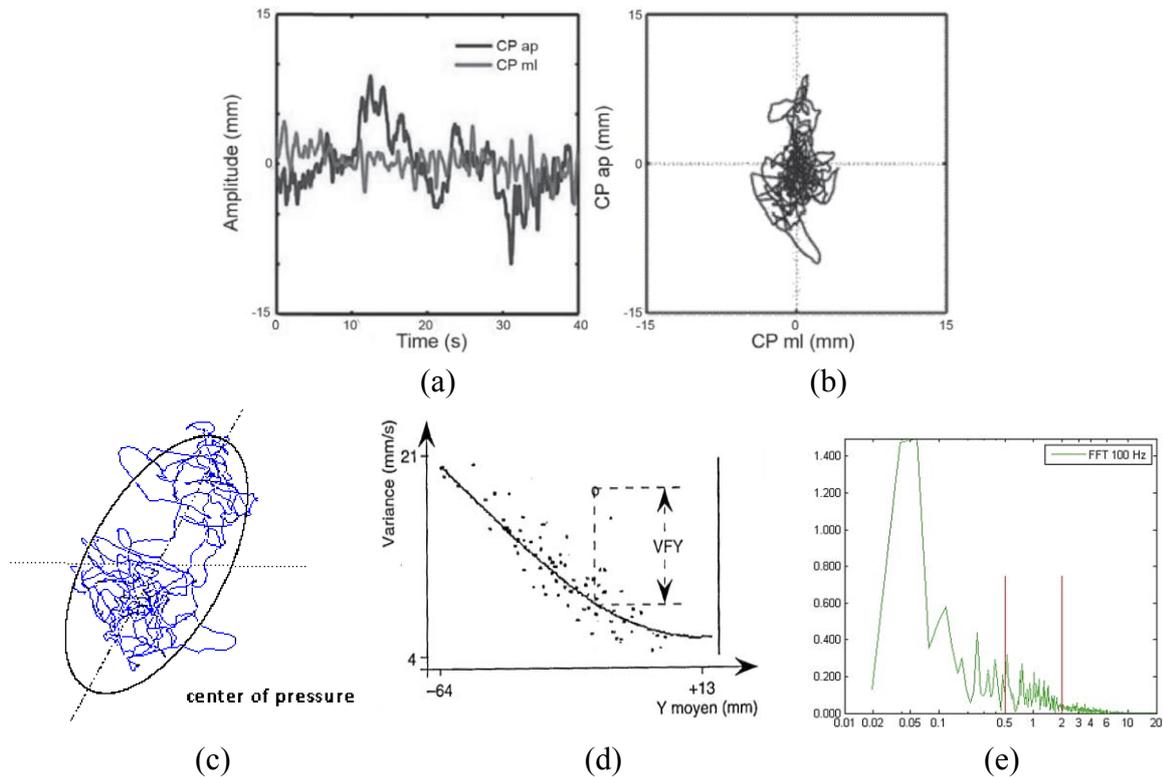


Figure 1.4 : Indices d'équilibre évalués par le CoP : (a) stabilogramme ; (b) statokinesigramme ; (c) surface ; (d) variance en fonction du Y ; (e) transformées de Fourier.

Dans les conditions d'une posture orthostatique debout sur une plateforme statique, à partir de la mesure de l'oscillation du CoP, il est possible d'obtenir des indices d'équilibre qui intéressent le thérapeute. A savoir :

- Le stabilogramme (Figure 1.4a) : qui concerne le tracé des déplacements A/P et M/L du CoP en fonction du temps.
- Le statokinésigramme (Figure 1.4b) : qui est le tracé du déplacement A/P du CoP en fonction du déplacement M/L.
- La surface du statokinésigramme (Figure 1.4c) : qui est la surface de l'ellipse de confiance contenant 90% des positions échantillonnées du CoP ([Tagaki et al., 1985](#)).
- La longueur du statokinésigramme : qui est la distance parcourue par un mobile qui rejoint les positions successives du CoP.
- X-moyen et Y-moyen : la déviation moyenne du CoP selon respectivement l'axe frontal et sagittal sur le référentiel du statokinésigramme.

- La longueur en fonction de la surface : la mesure du chemin que le CoP parcourt par unité de surface ([Gagey and Weber, 1999](#); [Vallier, 1994](#)).
- La variance en fonction du Y (VFY) (Figure 1.4d) : la variance de la vitesse des déplacements du CoP en fonction de la position du CoP selon l'axe sagittal ([Gagey, 1999](#)).
- Le quotient de Romberg : l'expression $100 * Syf/Syo$, où Syf et Syo qui sont respectivement les paramètres de surface lorsque les yeux sont fermés et ouverts ([Njiokiktjien and Van Parys, 1976](#)).
- Le quotient plantaire : le rapport des surfaces plantaires d'appui, avec et sans mousse.
- Transformées de Fourier (Figure 1.4e) : elles permettent d'analyser les pics fréquentiels normaux et anormaux, aussi bien dans le plan sagittal que dans le plan frontal.

En condition dynamique, la posturographie dynamique est appliquée pour évaluer l'équilibre de la personne située dans les situations perturbatrices de la vie courante. En effet, la posturographie statique ne peut pas évaluer le système vestibulaire qui n'est sollicité que par une perturbation dynamique. Pour un diagnostic clinique, les perturbations sont réalisées généralement par les translations et/ou inclinaisons au niveau des pieds et les déplacements des références visuelles. Ces perturbations sont produites par les systèmes de plateformes dynamiques, par exemples celles citées dans la section 1.1.1. Les indices d'évaluation correspondants sont généralement dépendants des plateformes dynamiques utilisées. Par exemple les plateformes Framiral ([Ionescu et al., 2006](#); [Radvay et al., 2005](#)) et Equitest ([Ford-Smith et al., 1995](#); [Ionescu et al., 2005](#); [Nashner et al., 1982](#)), disposent respectivement de leurs propres protocoles d'évaluation.

Pour la plateforme Framiral, les indices d'équilibre sont exprimés par les rapports des surfaces statokinésigrammes mesurées dans différentes conditions. Ces indices sont utilisés pour déterminer les stratégies des systèmes somatosensoriel, vestibulaire et visuel ainsi que la dépendance visuelle dans le maintien de l'équilibre. Ils sont exprimés respectivement par les formes suivantes :

- $Somatosensoriel = \frac{Surface(ps,yo)}{Surface(ps,yf)} * k_1$
- $Vestibulaire = \frac{Surface(ps,yo)}{Surface(pd,yf)} * k_2$

- $Visuel = \frac{Surface(ps,yo)}{Surface(pd,yo)} * k_3$
- $Dépendance\ visuelle = \frac{Surface(ps,yo,pv)+Surface(pd,yo,pv)}{Surface(ps,yf)+Surface(pd,yf)} * k_4 - 1$

où $ps \equiv$ plateforme statique ; $pd \equiv$ plateforme dynamique ; $yo \equiv$ yeux ouverts ; $yf \equiv$ yeux fermés ; $pv \equiv$ perturbation visuelle ; k_1, k_2, k_3 et k_4 sont les coefficients constants fournis par le fabricant ([Ionescu et al., 2006](#)). Les performances de maintien de l'équilibre varient dans l'intervalle [0, 100].

La plateforme Equitest détermine les stratégies mentionnées précédemment avec de différentes formes :

- $Somatosensoriel = \frac{ES(ps,yf)}{ES(ps,yo)}$
- $Vestibulaire = \frac{ES(pd,yf)}{ES(ps,yo)}$
- $Visuel = \frac{ES(pd,yo)}{ES(ps,yo)}$
- $Dépendance\ visuelle = \frac{ES(pd,yo,pv)+ES(ps,yo,pv)}{ES(pd,yf)+ES(ps,yf)}$

avec $ES = 12,5 - \frac{\theta_{max}(ant) - \theta_{max}(post)}{12,5}$ où $\theta_{max}(ant)$ et $\theta_{min}(post)$ sont respectivement les angles maximaux antérieur et postérieur de la cheville dans le cas où la personne est considérée comme un pendule inversé (PI) simple ; les angles sont calculés par la formule $\sin^{-1} \frac{CoP}{0,55H}$ où H est la taille de la personne et $0,55H$ explique la position du CoM. Dans ce cas aussi, les performances de maintien de l'équilibre varient dans l'intervalle [0, 100].

Le déplacement du CoP est une information qui exprime globalement l'équilibre postural sans la considération de l'évolution des angles et des couples articulaires et de l'activité musculaire. En effet, l'évolution au cours du temps de ces paramètres internes corporels ou des relations entre eux, ou de leurs dérivées (vitesse, accélération et jerk) nous amènerons une meilleure compréhension de la coordination des articulations pendant le maintien de l'équilibre statique et dynamique.

Pour compléter notre étude et déduire des indices d'équilibre liés à notre plateforme, nous avons établi une liste des critères existants. En effet, d'après [Chaudhry et al. \(2005\)](#), l'étude des indices d'équilibre dynamique doit se faire à partir des paramètres biomécaniques et

pas seulement à partir des mesures du CoP. Dans la littérature nous avons pu identifier ces indices et les avons classés selon plusieurs catégories :

- Les critères liés aux angles et leurs dérivées ([Colobert et al., 2006](#); [Kuo et al., 1998](#); [Kuo and Zajac, 1993](#)).
- Les critères liés à la raideur ([Winter et al., 1998](#)).
- Les critères utilisant les relations entre les angles et couples articulaires ([Chaudhry et al., 2004](#); [Ji et al., 2004](#); [Park et al., 2004](#); [Pinter et al., 2008](#)).
- Les critères liés à l'activité des muscles ([Allum et al., 2001](#); [Henry et al., 1998](#); [Horak et al., 1997](#); [Horak and Nashner, 1986](#); [Runge et al., 1999](#); [Thelen et al., 2000](#); [Weaver et al., 2012](#)).

La Figure 1.5 montre un exemple des informations que l'on peut déduire des relations entre les dérivées des variables articulaires ([Kuo and Zajac, 1993](#)). Les droites P , H et T représentent respectivement les contraintes du CoM, du talon et de l'orteil. Ces contraintes traduisent les accélérations articulaires limites qui évitent un décollement du pied par l'avant ou par l'arrière. En effet, cette figure a montré les relations linéaires entre les accélérations des stratégies de la cheville et de la hanche pour les situations de l'oscillation A/P et des différentes utilisations de ces deux stratégies.

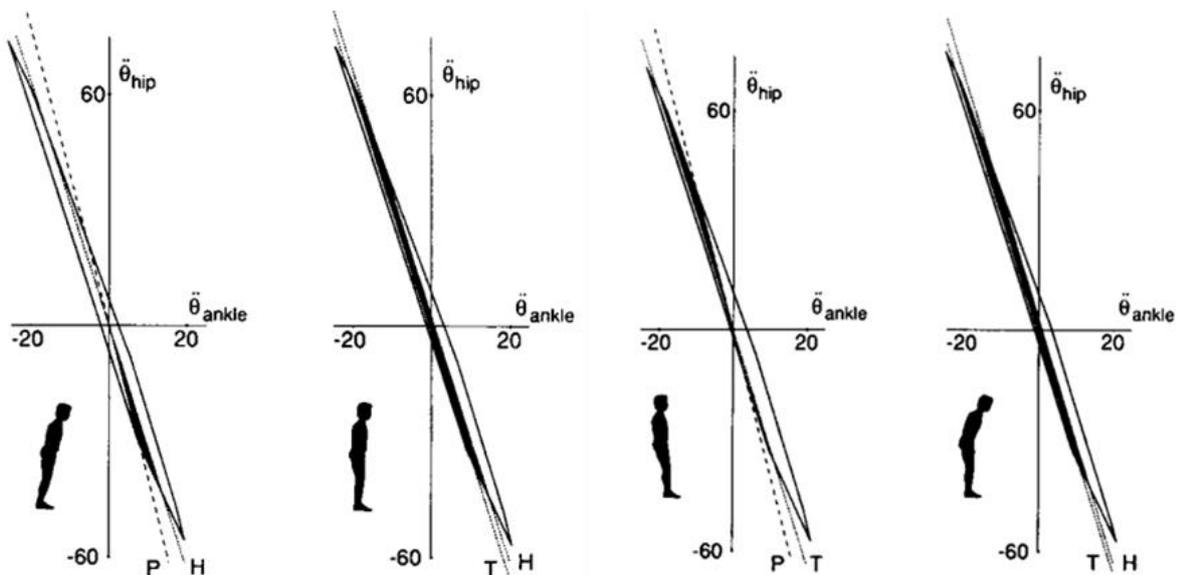


Figure 1.5 : Représentation des relations entre les accélérations de la hanche et de la cheville ([Kuo and Zajac, 1993](#)).

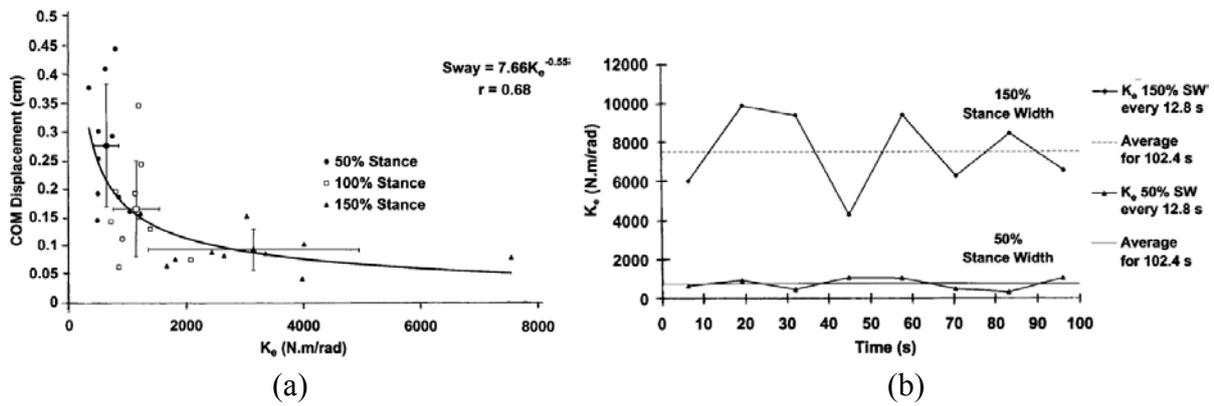


Figure 1.6 : Représentation des raideurs de la hanche pour la posture debout statique ([Winter et al., 1998](#)) : (a) relation entre le déplacement M/L du CoM et la raideur; (b) raideurs pour différentes postures.

[Winter et al. \(1998\)](#) ont présenté les études de la raideur de la hanche pour les postures debout statiques à différentes distances entre les deux pieds. Ces résultats ont révélé une relation proportionnelle entre le déplacement M/L du CoM noté d_{CoM} et la raideur de la hanche noté k_e : $d_{CoM} = 7,66K_e^{-0,55}$ (Figure 1.6a). Plus la distance cheville-à-cheville est grande, plus la valeur absolue et la variance de la raideur sont grandes (Figure 1.6b). Quand la distance cheville-à-cheville est grande, la grande variance de la raideur correspond à la petite variance de CoM. Quand la distance cheville-à-cheville est petite, une petite variance de la raideur cause même une grande variance du CoM. Par conséquent, pour maintenir l'équilibre avec la petite distance cheville-à-cheville, la valeur de la raideur doit être maintenue stable (Figure 1.6b).

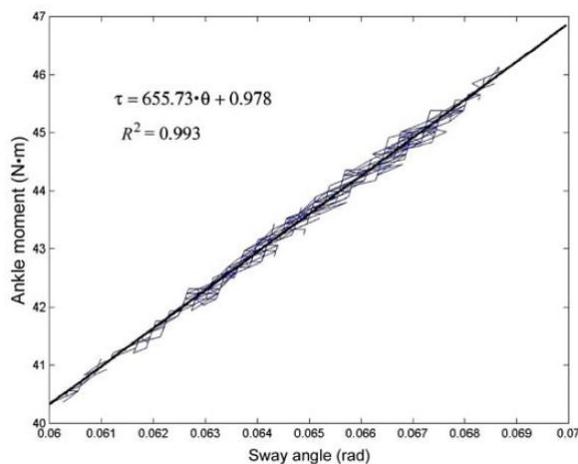


Figure 1.7 : Représentation de la relation linéaire entre l'angle et le couple de la cheville pour la posture debout statique ([Ji et al., 2004](#)).

[Chaudhry et al. \(2004\)](#) ont proposé une équation $PSI = \sum |Mgh\theta| / \sum |\tau|$ pour estimer la performance du maintien de l'équilibre dynamique d'une personne en posture orthostatique avec les mesures des angles et couples articulaires de la cheville : θ et τ . Les symboles M et h représentent respectivement la masse et la hauteur du CoM de la personne. Les valeurs du PSI varient dans l'intervalle $[0, 100]$. Avec ce modèle, [Ji et al. \(2004\)](#) ont montré une relation linéaire entre les angles et les couples de la cheville pour une posture debout statique (Figure 1.7).

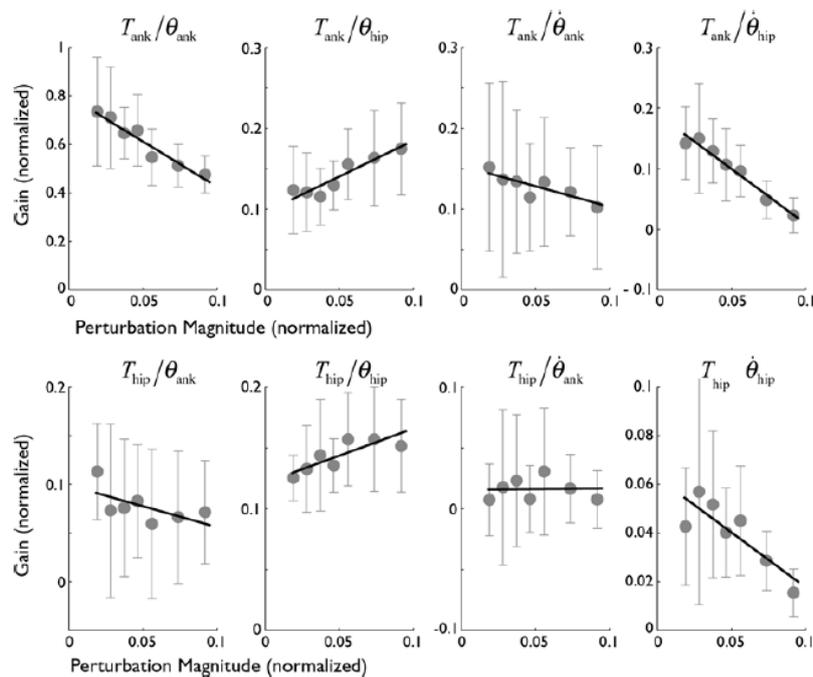


Figure 1.8 : Représentation de la relation linéaire entre les rapports de couple/angle et l'augmentation de l'amplitude de perturbation ([Park et al., 2004](#)).

Dans les expérimentations de [Park et al. \(2004\)](#), des volontaires sont perturbés par des translations en arrière. Ces volontaires utilisent les stratégies de la cheville ou de la hanche pour maintenir leur équilibre. Des rapports entre les couples et les paramètres cinématiques sont calculés. Ces rapports se sont révélés proportionnels à l'augmentation de l'amplitude de perturbation (Figure 1.8).

[Colobert et al. \(2006\)](#) ont proposé un indice dépendant de la covariance entre les stratégies de la cheville et de la hanche pour quantifier les deux stratégies pendant le maintien de l'équilibre statique. Ils ont proposé une équation de la forme $\Phi = \lambda_1/\lambda_2$ où λ_1 et λ_2 sont respectivement les longueurs des axes majeurs et mineurs d'une ellipse qui est l'expression graphique d'une matrice $Q^{4 \times 4}$ définie par la covariance entre les angles de la cheville et de la

hanche ([Kuo et al., 1998](#)) (Figure 1.9). Plus ce rapport est grand, plus la stratégie de la hanche est majeur.

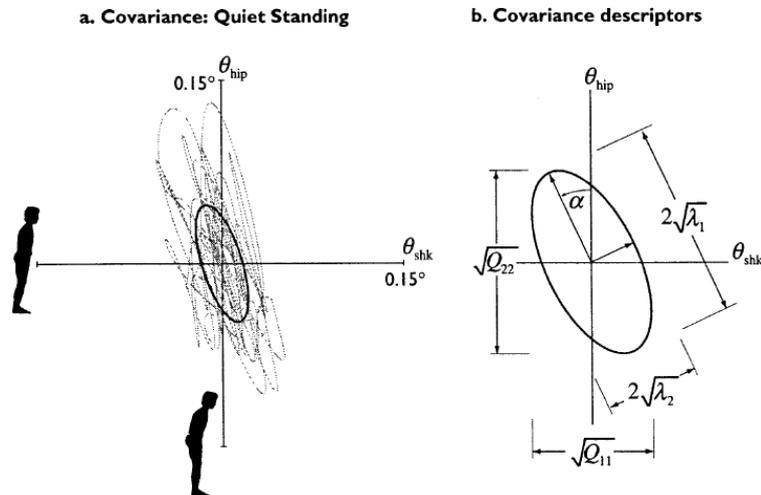


Figure 1.9 : Représentation des mesures de la covariance entre les angles de la cheville et de la hanche ([Kuo et al., 1998](#)).

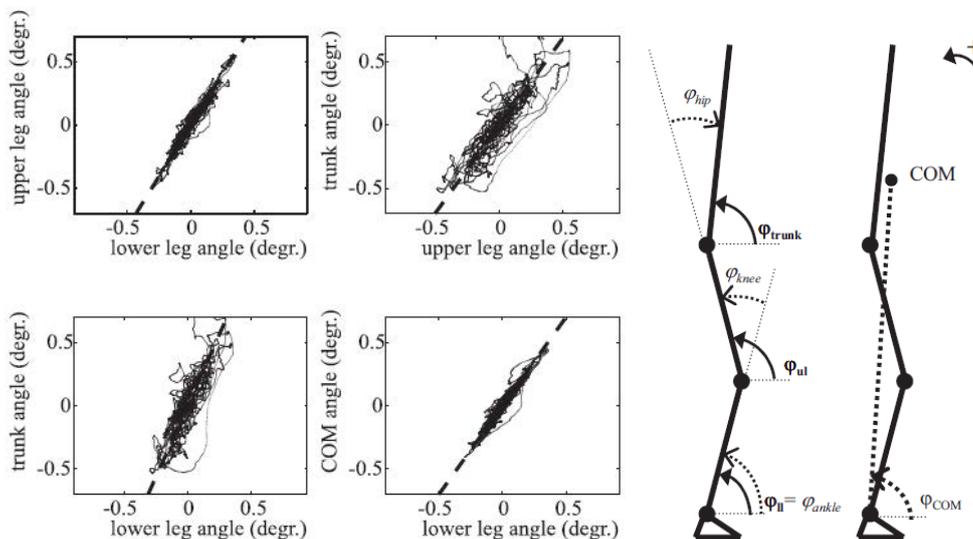


Figure 1.10 : Représentation des relations linéaires entre les orientations de différents segments ([Pinter et al., 2008](#)).

Dans les expérimentations issues des recherches de [Pinter et al. \(2008\)](#), les volontaires gardent la posture debout et répondent à des questions pour distraire leur attention. Les rapports entre les orientations segmentaires ainsi que l'orientation du CoM présentent des relations

linéaires (Figure 1.10). Les auteurs ont indiqué aussi que les stratégies du genou et de la hanche ne doivent pas être négligées dans une posture debout dynamique.

Une autre partie importante dans l'étude de l'équilibre postural est l'activité musculaire détectée généralement par la technique de l'électromyographie. Les études relatives à la recherche de l'équilibre sont présentées dans les littératures ([Allum et al., 2001](#); [Henry et al., 1998](#); [Horak et al., 1997](#); [Horak and Nashner, 1986](#); [Runge et al., 1999](#); [Thelen et al., 2000](#); [Weaver et al., 2012](#)). En effet, l'activité musculaire squelettique peut être simulée par l'actionneur de couple articulaire.

Après avoir décrit les troubles de l'équilibre et les dispositifs permettant de les détecter ainsi que les critères pour les évaluer, nous allons présenter dans ce qui suit quelques outils qui peuvent nous aider dans l'analyse et l'évaluation des paramètres biomécaniques de l'individu sous étude.

1.2. Eléments de modélisation biomécanique

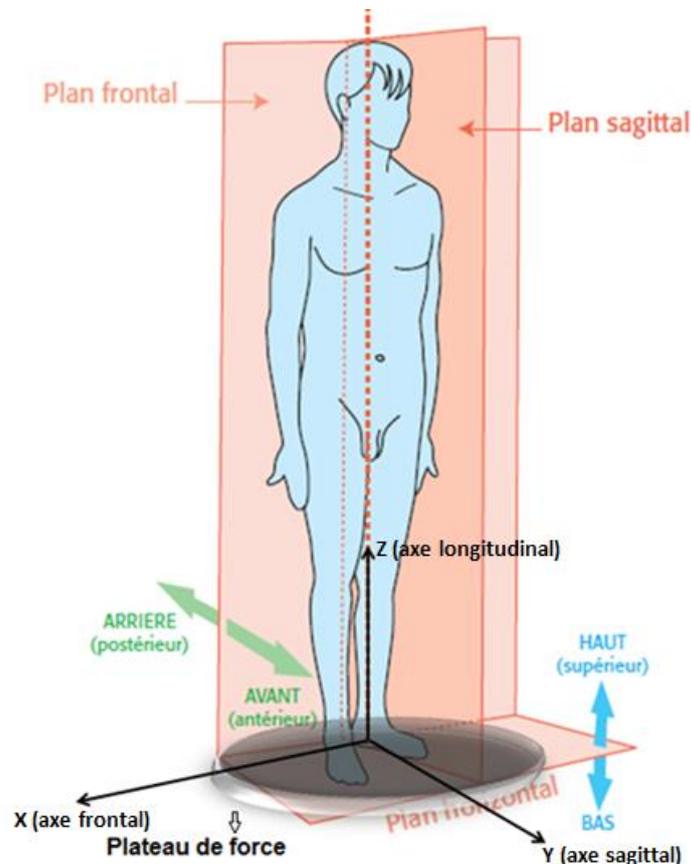


Figure 1.11 : *Système de référence spatiale.*

Dans cette section, nous présentons des instruments existants qui peuvent être utilisés pour simuler le corps humain et/ou réaliser une analyse biomécanique.

L'analyse de la posture humaine nécessite d'introduire certaines terminologies basiques d'anatomie. La position anatomique est la position dans laquelle un individu est debout, droit, les pieds parallèles, les bras de chaque côté du corps et les paumes de main dirigées vers l'avant (Figure 1.11). Le mouvement corporel est décrit par des segments référencés par rapport à une base fixe. Afin de décrire la cinématique du mouvement de l'humain, il est important d'établir des conventions permettant de référencer les variables cinématiques. Dans la littérature anatomique, plusieurs systèmes de référence spatiale ont été proposés ([Palastanga and Soames, 2011](#); [Whittle, 2003](#)).

L'axe Z ou longitudinal représente la direction verticale du mouvement, la direction de progression (A/P) est la direction Y ou sagittale. La direction M/L correspond à l'axe X ou frontal. Ainsi les plans sagittal et frontal seront décrits par les plans Z-Y et Z-X respectivement.

Nous pouvons alors définir les positions (x, y, z) , les vitesses $(\dot{x}, \dot{y}, \dot{z})$ et les accélérations $(\ddot{x}, \ddot{y}, \ddot{z})$ des différents segments qui constituent le corps humain. Selon ([Winter, 2009](#)) il faudra 180 variables pour décrire de façon complète la cinématique du corps humain décrit ci-dessus, ce qui rend complexe un traitement informatique de toutes ces données. Certaines simplifications sont utilisées pour réduire le nombre de variables. Dans le cas d'une posture debout, nous pouvons par exemple considérer seulement les variations posturales dans le plan sagittal, ignorant ainsi le mouvement des bras. La tête, les bras et le tronc sont regroupés dans un seul élément noté HAT et souvent considérés comme un seul segment. Si on suppose la symétrie, nous avons besoin de recueillir des données d'un membre inférieur seulement.

Dans cette thèse nous avons adopté deux modélisations du corps humain, la première basée sur un modèle simplifié de PI et la deuxième basée sur un logiciel biomécanique.

1.2.1. Modèle mécanique du corps humain

Un PI est un modèle simple mais appliqué très universellement pour simuler le corps humain et étudier l'équilibre de l'individu en posture orthostatique ([Bothner and Jensen, 2001](#); [Colobert et al., 2006](#); [Loram and Lakie, 2002](#); [Suzuki et al., 2011](#); [Winter et al., 1998](#); [Yang and Wu, 2006](#)). En considérant les stratégies majeures de la cheville, du genou et de la hanche dans l'étude de l'équilibre, ce modèle peut être classifié suivant trois types (Figure 1.12) :

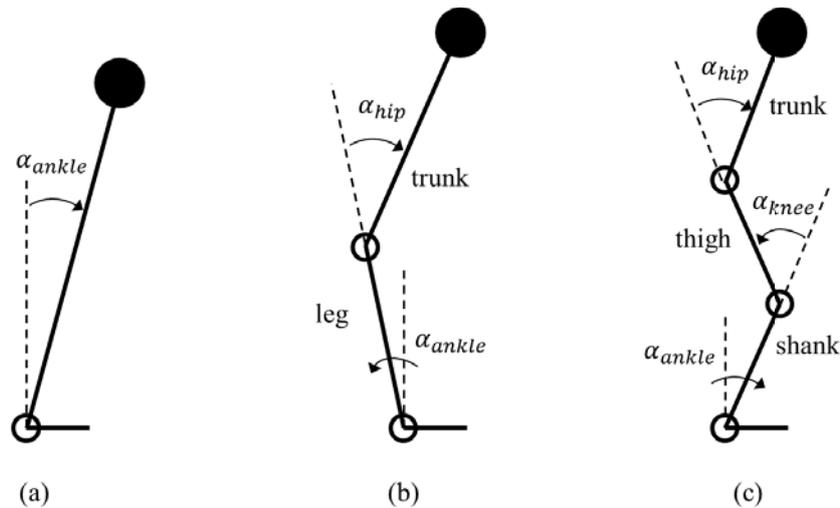


Figure 1.12 : Représentation des modèles de PI : (a) PI simple ; (b) double PI ; (c) triple PI.

- PI simple : le corps orthostatique est représenté par un seul segment et la liaison pivot unique simule l'articulation de la cheville.
- double PI : le corps orthostatique est représenté par deux segments verticaux liés par deux liaisons de type pivot qui simulent respectivement les articulations de la cheville et de la hanche.
- triple PI (ou double PI avec genou) : le corps orthostatique est représenté par trois segments verticaux liés par trois liaisons pivots qui simulent respectivement les articulations de la cheville, du genou et de la hanche.

Dans la section suivante nous allons justifier le choix de l'outil de simulation biomécanique et la modélisation associée.

1.2.2. Logiciels biomécaniques

Afin de modéliser et simuler en détail la cinématique et la dynamique du corps humain, plusieurs logiciels biomécaniques ont été développés parmi lesquels, on peut citer : AnyBody, SIMM et LifeMOD (LM), etc.. Les systèmes de capture de mouvement (MOCAP de l'anglais MOTion CAPture) sont souvent utilisés pour acquérir les trajectoires du mouvement humain réel. Ensuite, ces données sont entrées dans les logiciels biomécaniques pour créer le modèle musculo-squelettique. Ces logiciels peuvent simuler les postures humaines réelles afin de mesurer les résultats sur les angles, efforts et moments articulaires et les forces musculaires sous la condition d'interaction avec l'environnement. Ces solutions sont appliquées dans plusieurs secteurs : médical, sportif, ergonomique, automobile, aéronautique, scientifique, etc..

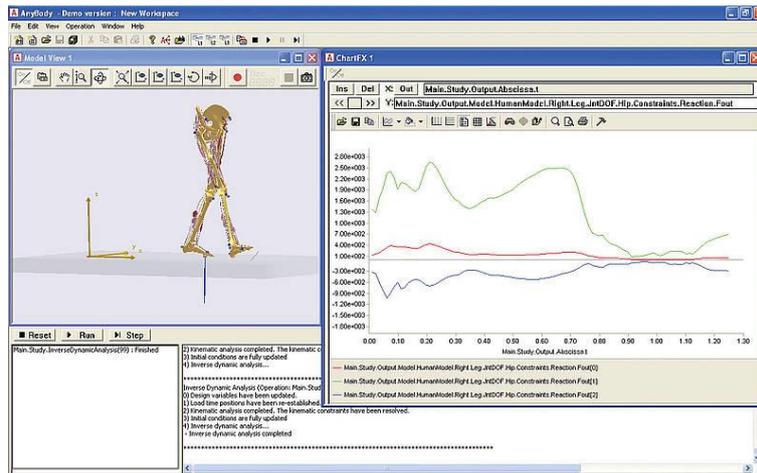


Figure 1.13 : *Simulateur du mouvement AnyBody.*

AnyBody (Figure 1.13) est développé par la société AnyBody Technology au Danemark. En utilisant ce logiciel, [Damsgaard et al. \(2006\)](#) ont présenté les caractéristiques principales du modèle musculo-squelettique créé dans ce logiciel ; [Bajelan and Azghani \(2014\)](#) ont étudié les réactions articulaires et musculaires pour différentes stratégies adoptées dans le processus assis-debout.

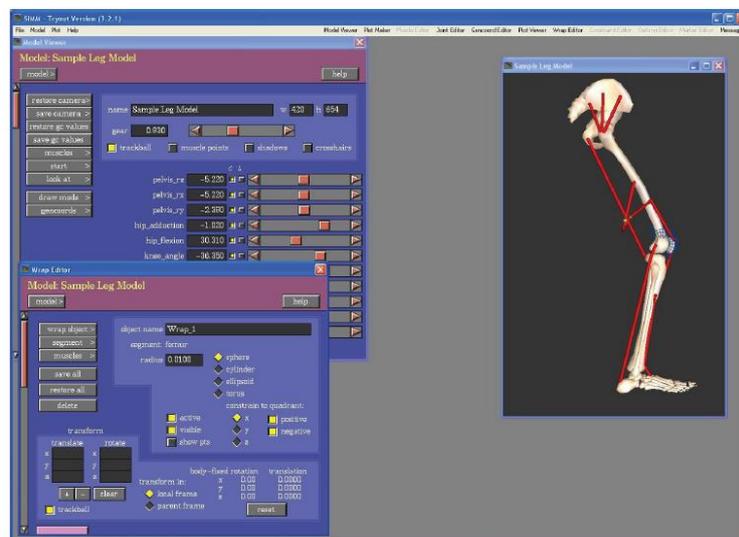


Figure 1.14 : *Simulateur du mouvement SIMM.*

SIMM (Figure 1.14) est développé par la société MusculoGraphics Inc aux Etats-Unis. En utilisant ce logiciel, [Anderson and Pandy \(2003\)](#), [Fregly et al. \(2007\)](#) et [Scheys et al. \(2008\)](#) ont développé les modèles des membres inférieurs dans les études de la marche ; [Thelen et al. \(2003\)](#) ont développé un modèle des membres inférieurs pour simuler les actions sur un vélo.

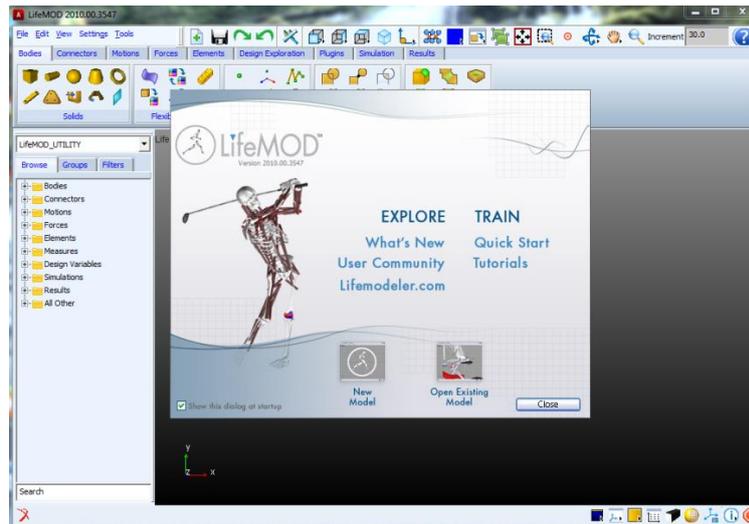


Figure 1.15 : *Simulateur du mouvement LM.*

LM (Figure 1.15) est un plugin d'Adams qui est un outil de simulation cinématique et dynamique distribué par la société MCS Software aux Etats-Unis. En utilisant ce logiciel, [Rey \(2008\)](#) a modélisé les gestes d'un patineur et analysé les interactions entre le patineur, le ski et l'environnement ; [Al Nazer et al. \(2008\)](#) et [Dao \(2009\)](#) ont développé les modèles des membres inférieurs dans les recherches de la marche ; [Qian et al. \(2014\)](#) ont modélisé les réactions articulaires et musculaires à la position de la hanche pendant différentes postures d'essai.

Une synthèse de la comparaison entre AnyBody, SIMM et LM ainsi que les autres logiciels biomécaniques est faite dans [Dao \(2009\)](#), voir le Tableau 1.1.

En comparant ces logiciels biomécaniques, chacun a ses propres caractéristiques. Toutefois, LM, bénéficie d'une caractéristique importante par rapport à son interaction avec l'environnement. En effet, l'interaction avec l'environnement développée dans Adams permet de personnaliser les propriétés mécaniques des structures biologiques. Cette caractéristique rend LM plus flexible, plus ouvert par rapport aux autres logiciels ([Dao, 2009](#)). Pour cette raison, LM sera choisi comme outil de la recherche effectuée dans notre travail de thèse.

1.3. Instruments de modélisation biomécanique

Dans cette section, nous présentons les instruments existants qui peuvent être utilisés pour mesurer les déplacements du corps humain. Ces mesures servent de données d'entrée des modèles décrits dans la section précédente. Dans ce qui suit, nous allons décrire le système de MOCAP et décrire les autres solutions possibles par des capteurs portables.

Tableau 1.1 : *Synthèse sur les logiciels de modélisation biomécanique (Dao, 2009).*

Nom	Type	Caractéristiques
BodyMech (Jaap Harlaar - Netherland)	Toolbox (Matlab) Open Source	Simuler le mouvement en 2D, dynamique inverse, simple, moins convivial, moins réaliste, pas de simulation en temps-réel, pas de caractéristiques du muscle.
HuMAnS (P-B. Wieber - France)	Outil (Scilab) Open Source	Modélisation cinématique, cinétique et dynamique Recherche robotique, moins convivial, n'intègre pas les caractéristiques du muscle.
AnyBody (AnyBody Technology - Denmark)	Logiciel Commercial	Simuler les applications biomécaniques en 3D, manipulation avec le langage AnyScript, impossible d'écrire des algorithmes, ne pas simuler en temps réel, intégrer les caractéristiques du muscle (Hill et Huxley), convivial, facilité de manipulation.
SIMM (MusculoGraphics -US)	Plate-forme Commerciale	Simuler le mouvement du corps humain en 3D, manipulation avec les fichiers d'entrées, ne pas pouvoir écrire des algorithmes, simuler en temps réel, intégrer les caractéristiques du muscle (A.V Hill), convivial, facilité de manipulation.
LifeMod (BRG - US)	Logiciel Commercial	Outil intégré à ADAMS modèle paramétré et personnalisé en 3D ne pas pouvoir écrire des algorithmes, intégrer les caractéristiques du muscle (A.V Hill), système de calcul puissant intégré dans ADAMS , convivial, facilité de manipulation, ne pas simuler en temps réel.

1.3.1. Mesure des angles articulaires par les systèmes de MOCAP

Le système de MOCAP est un dispositif qui permet de mesurer les trajectoires spatiales de marqueurs actifs ou passifs et de reconstituer la configuration spatiale des segments rigides comme ceux du fémur ou du tibia ou encore des configurations articulaires comme ceux de la hanche, du genou et de la cheville.

Les systèmes de MOCAP peuvent être classifiés généralement selon deux types : optique et non-optique.

Le système optique comme CodaMotion (Figure 1.16) est constitué par des caméras infrarouges et des marqueurs optiques actifs. Deux marqueurs au minimum doivent être collés sur chaque segment observé. Les trajectoires de chaque marqueur sont capturées par deux caméras au minimum préalablement calibrées. Le déplacement et l'orientation du segment sont calculés par les méthodes cinématique et géométrique. L'orientation d'une articulation entre

deux segments est estimée grâce à la différence des orientations des deux segments en question. En utilisant le système de MOCAP optique, [Herda et al. \(2000\)](#) ont présenté un modèle squelettique pour reproduire les actions humaines ; [Kirk et al. \(2005\)](#) et [Janik et al. \(2011\)](#) ont estimé les paramètres squelettiques ; [Schwartz and Rozumalski \(2005\)](#) ont estimé les paramètres articulaires des membres inférieurs.

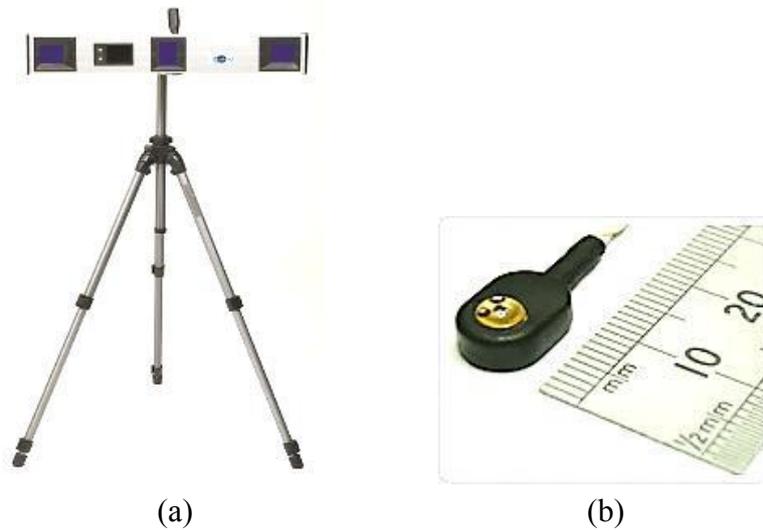


Figure 1.16 : Système de MOCAP optique CodaMotion : (a) caméra infrarouge ; (b) marqueur optique.



Figure 1.17 : Système de MOCAP mécanique Gypsy 7.

Le système non-optique comprend généralement le système mécanique et magnétique. Pour l'utilisation du système mécanique comme Gypsy 7 (Figure 1.17), une structure exosquelette est attachée sur l'objet observé et un encodeur angulaire mesure l'orientation articulaire. Ce dispositif est invasif, lourd et ne peut pas être attaché précisément sur les segments humains. Il est utilisé plutôt sur les bras rigides de robots.

Le système magnétique se base sur la création d'un champ électromagnétique en un point nommé « antenne », ainsi que sur l'introduction de « capteurs » formés de bobines venant perturber le champ magnétique, et dont les différences de potentiel avec l'antenne représentent leurs positions et leurs orientations. Cette technique est pratique dans le domaine du sans fil. Par contre, la mesure est sensible aux interférences électromagnétiques et la présence de corps métalliques. En utilisant le système de MOCAP magnétique, [O'Brien et al. \(1999\)](#) ont estimé les paramètres articulaires (Figure 1.18) ; [Tanawongsuwan and Bobick \(2001\)](#) ont estimé les rotations articulaires des membres inférieurs dans les conditions de la marche ; [Aloui et al. \(2014\)](#) ont développé un nouveau système de MOCAP magnétique portable dont l'émetteur et le récepteur sont portés sur tout le corps humain.



Figure 1.18 : *Essai de la capture posturale avec le système de MOCAP magnétique et la reproduction d'un modèle squelettique modélisé à partir des données capturées ([O'Brien et al., 1999](#)).*

Dans cette thèse, le système de MOCAP optique CodaMotion nous a servi pour évaluer les paramètres biomécaniques issus des interactions entre la plateforme et le sujet. Il nous a servi également de référence pour comparer les mesures obtenues avec notre algorithme d'estimation des angles articulaires.

1.3.2. Mesure des angles articulaires par capteurs portables

L'utilisation d'un système de MOCAP nous permet de mesurer les gestes complexes du corps humain. Couplé à un logiciel biomécanique, nous pouvons compléter notre analyse par des mesures de données dynamiques. Cependant les systèmes de MOCAP, ainsi que les logiciels de simulation biomécanique sont très onéreux, ce qui rend leur utilisation assez limitée aux grands établissements de recherche ou industriels.

Une solution alternative aux solutions précédentes est l'utilisation d'un bon modèle représentatif et des capteurs portables bas coût en particulier des accéléromètres. Outre leurs prix très bas, ils offrent plusieurs autres avantages tels que la compacité, la portabilité, la légèreté, la sensibilité, et l'absence d'infrastructure requise. En les combinant à un modèle de type PI, les accéléromètres peuvent être utilisés pour estimer la cinématique des segments de la personne, notamment pour l'analyse de la marche ou de l'équilibre postural.

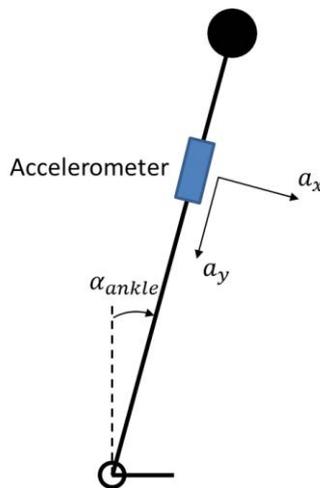


Figure 1.19 : *Mesure de l'angle de la cheville avec un accéléromètre triaxial et pour une posture quasi-statique ou une oscillation lente d'un modèle PI.*

Très simple d'utilisation, les sorties d'un accéléromètre triaxial peuvent être exploitées dans une équation trigonométrique (1.1) pour une posture quasi-statique ou une oscillation lente du corps. Dans ce cas, la personne est simulée généralement par un modèle de PI simple et l'angle de la cheville sera estimé (Figure 1.19).

$$\alpha_{ankle} = \tan^{-1} \frac{a_x}{a_y} \quad (1.1)$$

où α_{ankle} est l'angle de la cheville ; a_x et a_y sont les sorties de l'accéléromètre.

Pour un modèle dynamique, l'équation trigonométrique précédente ne sera pas adaptée parce qu'il faut remédier aux inconvénients de l'utilisation des accéléromètres : la séparation des composantes inertielle et gravitationnelle dans les signaux, l'influence de l'impact, la déformation des tissus mous, la mesure anthropométrique, etc. ([Kavanagh et al., 2006](#)). L'utilisation d'un algorithme plus avancé et/ou une combinaison de différents types de capteurs peut assurer la précision des estimations des angles articulaires.

Plusieurs approches ont été utilisées pour la mesure des angles articulaires à partir de l'intégration numérique des mesures d'accélération.

Dans l'espace 2D, [Willemsen et al. \(1990\)](#) ont estimé l'angle du genou avec huit accéléromètres uniaxiaux installés sur deux barres PVC qui sont fixées respectivement sur la cuisse et la jambe (Figure 1.20). Un filtre passe-bas est utilisé pour réduire les erreurs dues à l'impact et au mouvement de la peau. Les précisions d'estimation en termes de l'erreur RMS pour la marche varient de 0,04 rad à 0,09 rad, soit de 2,29° à 5,16°.

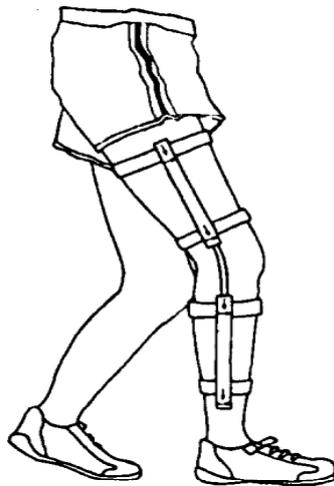


Figure 1.20 : Représentation de l'estimation de l'orientation articulaire dans [Willemsen et al. \(1990\)](#).

[Williamson and Andrews \(2001\)](#) ont utilisé l'intégration des sorties de deux gyroscopes avec les sorties de deux accéléromètres biaxiaux pour estimer l'angle du genou dans le processus assis-debout. Un auto-calibrage en-ligne des gyroscopes est effectué. Les décalages et les dérives des gyroscopes sont compensés par les algorithmes d'auto-resetting et d'auto-nulling. Le souci majeur avec cette méthode réside dans le fait que l'intégrateur ne peut être initialisé, en particulier si le mouvement dure sur une longue période de temps. La précision d'estimation en termes de l'erreur RMS est de 2,4°.

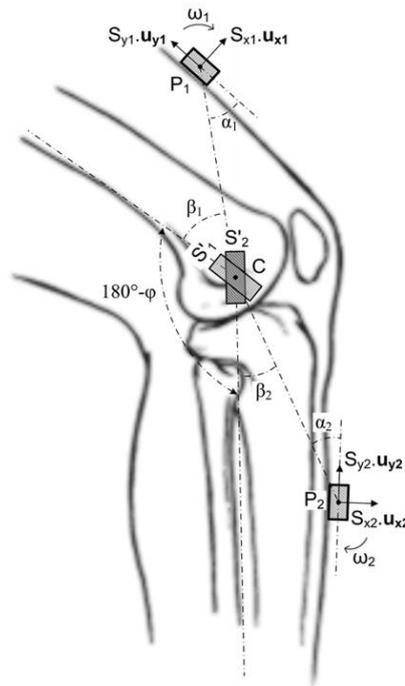


Figure 1.21 : Représentation de l'estimation de l'orientation articulaire dans [Dejnabadi et al. \(2005\)](#) : positions des capteurs sur la jambe et la cuisse, et les capteurs virtuels correspondants à la position du genou.

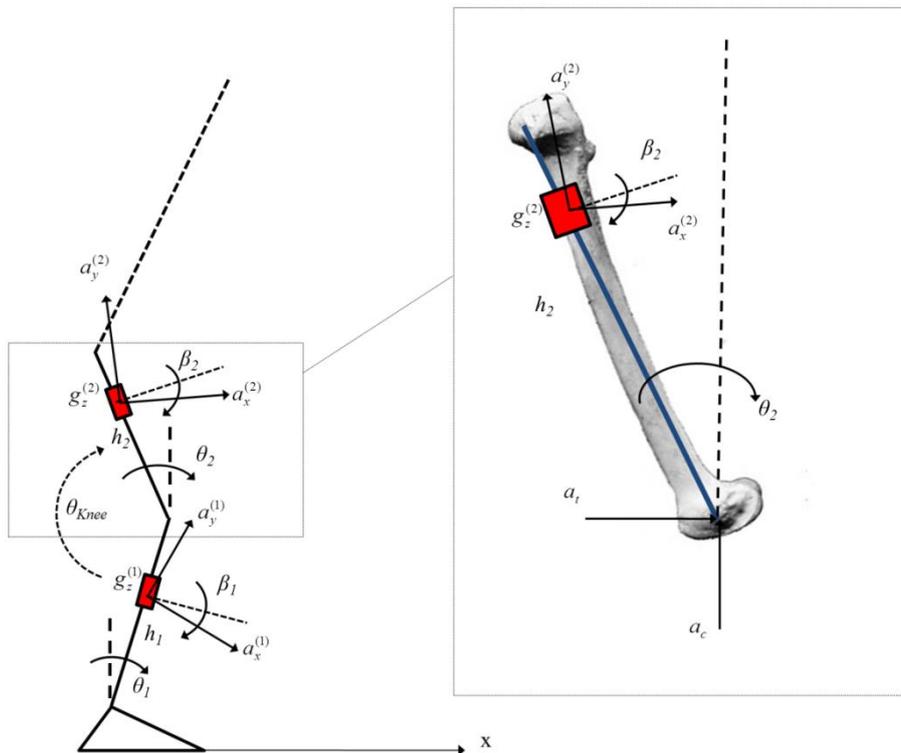


Figure 1.22 : Représentation de l'estimation de l'orientation articulaire dans [Caroselli et al. \(2013\)](#).

[Dejnabadi et al. \(2005\)](#) ont utilisé quatre accéléromètres biaxiaux et deux gyroscopes pour mesurer l'angle du genou (Figure 1.21). La méthode qu'ils proposent se base sur l'estimation de l'accélération articulaire par deux modules virtuels se plaçant sur l'articulation du genou. Pendant la manipulation, une commutation entre les accéléromètres et les gyroscopes est réalisée en fonction de la fréquence d'oscillation des segments. Cependant, l'instant de commutation n'est pas facile à maîtriser. L'erreur RMS pour la marche est trouvée de $1,3^\circ$ avec le coefficient de corrélation 0,997.

[Caroselli et al. \(2013\)](#) ont estimé l'angle du genou pendant l'accroupissement par les données de deux accéléromètres uniaxiaux (Figure 1.22). Avec un algorithme itératif, la précision d'estimation est acceptable même s'ils n'ont utilisé que des accéléromètres sans intégrer d'autres types de capteurs. Cependant, cette estimation n'est valable que dans le plan sagittal. La précision d'estimation en termes de l'erreur RMS est de $1,01^\circ$.

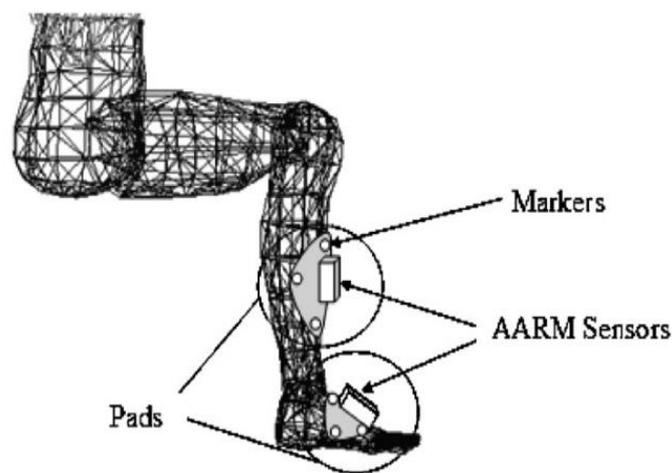


Figure 1.23 : Représentation de l'estimation de l'orientation articulaire dans [O'Donovan et al. \(2007\)](#).

Dans l'espace 3D, [O'Donovan et al. \(2007\)](#) ont utilisé deux accéléromètres triaxiaux, deux gyroscopes et deux magnétomètres pour mesurer l'angle de la cheville (Figure 1.23). L'analyse de la performance de cette technique n'est effectuée que dans la situation assise sans perturbation extérieure. Les précisions d'estimation en termes de l'erreur RMS varient de $0,43^\circ$ à $0,55^\circ$ dans le plan sagittal et varient de $2,57^\circ$ à $4,09^\circ$ dans le plan frontal.

[Liu et al. \(2009\)](#) ont utilisé trois accéléromètres triaxiaux avec un algorithme basé sur la différence d'estimation de deux capteurs pour estimer l'orientation de la hanche (Figure 1.24). Si leur méthode est exploitée pour estimer la posture d'un membre inférieur entier, sept

accéléromètres minimums sont indispensables. Dans leurs tests de la marche, les précisions d'estimation en termes de l'erreur RMS varient de $2,4^\circ$ à $4,9^\circ$.

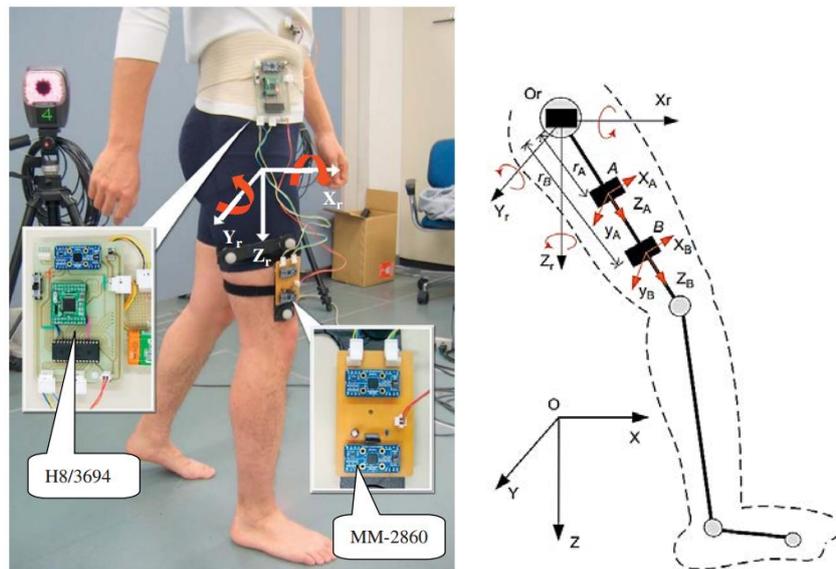


Figure 1.24 : Représentation de l'estimation de l'orientation articulaire dans [Liu et al. \(2009\)](#).

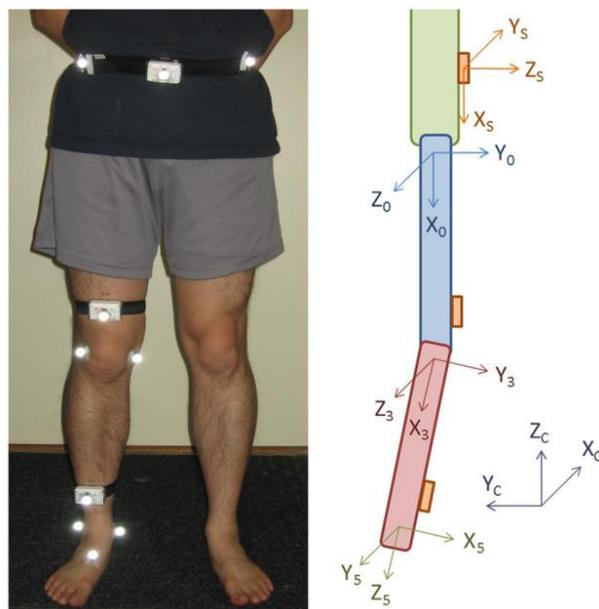


Figure 1.25 : Représentation de l'estimation de l'orientation articulaire dans [Lin and Kulic \(2012\)](#).

[Lin and Kulic \(2012\)](#) ont analysé les orientations de la hanche et du genou par les données de trois accéléromètres triaxiaux et six gyroscopes dans les exercices de réhabilitation

(Figure 1.25). Les données des capteurs sont traitées par un filtre de Kalman étendu. La précision moyenne d'estimation en termes de l'erreur RMS est de 4,3°.

Pour résumer les méthodes précédentes utilisées dans l'espace 3D, la précision d'estimation reste acceptable mais la configuration des capteurs n'est pas assez simple.

Une revue complète des méthodes de mesures à base d'accéléromètres et de gyroscopes peut se trouver dans [Fong and Chan \(2010\)](#). Plusieurs approches ont été utilisées pour la mesure des angles articulaires à partir de l'intégration numérique des mesures d'accélération. En effet, il existe à notre connaissance peu de travaux basés sur un modèle à estimer en 3D plusieurs articulations en utilisant exclusivement des accéléromètres. Une partie de notre travail sera consacrée à cette tâche.

Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté le contexte général de notre étude. En premier, nous avons présenté le problème des troubles de l'équilibre et les effets dynamiques sur l'équilibre lors de la prise de moyens de transports. Nous avons ensuite exposé les plateformes statiques et dynamiques existantes dans le commerce. Ces plateformes peuvent être utilisées pour réaliser une ou plusieurs fonctions pour la perturbation, l'évaluation et la rééducation des troubles de l'équilibre. Concernant l'évaluation des troubles de l'équilibre statique et dynamique, nous avons présenté la technique de posturographie dépendant des trajectoires du CoP et les indices d'équilibre à partir des paramètres biomécaniques. Dans une seconde partie, nous avons exposé la modélisation du corps humain dans le cas simplifié par les modèles de PI ou par l'intermédiaire des logiciels de simulation biomécanique. Pour finir ce chapitre, nous avons listé les instruments et les méthodes permettant de mesurer ou estimer les angles articulaires du corps humain.

Dans le cadre de nos recherches et afin d'étudier en laboratoire l'équilibre de la personne soumise à des perturbations des transports en commun, nous avons eu besoin d'une plateforme mobile spécifique non contrainte dans son déplacement et permettant de simuler les perturbations des transports en commun. C'est l'objet du prochain chapitre.

Chapitre 2. Conception de la plateforme omnidirectionnelle

Introduction

Dans ce chapitre, nous présentons la conception et la réalisation d'une nouvelle plateforme qui servira à l'analyse de l'équilibre d'une personne. La plateforme conçue nommée IsiSkate est une plateforme mobile omnidirectionnelle équipée de capteurs de force et d'accélération. Elle est conçue spécialement pour reproduire en laboratoire les perturbations subies dans les transports en commun. Elle est capable de perturber l'équilibre d'une personne d'un poids de 120 kg tout en générant une accélération de 6 m/s^2 . Cette valeur d'accélération est supérieure à la limite de sécurité de $1,9 \text{ m/s}^2$ imposée dans un transport en commun. Avec les capteurs de force internes, la plateforme permet de mesurer au cours du temps les déplacements indépendants du CoP de chacun des pieds gauche et droit ainsi que le déplacement global du CoP de la personne debout sur la plateforme avec une fréquence de 100 Hz. Les capteurs d'accélération permettent d'estimer les mouvements des articulations de la cheville, du genou et de la hanche, ainsi que le déplacement du CoM de la personne debout sur la plateforme. Les déplacements du CoP, du CoM et les angles articulaires seront utilisés pour l'analyse des équilibres statique et dynamique de la personne.

Ce chapitre est organisé comme suit. Dans la prochaine section, nous présentons la conception de la structure mécanique. La section 2.2 donne une vue globale sur la cinématique dédiée à la transmission des mouvements. Dans la section 2.3, nous décrivons les architectures matérielle et de commande. La section 2.4 est dédiée à donner quelques résultats expérimentaux et leur analyse.

2.1. Conception mécanique

Dans cette conception le premier problème que nous avons à résoudre concernait la mobilité donc le choix des roues. Ce choix est primordial car il conditionne la compacité et la sécurité de la solution à proposer. En effet, il existe plusieurs types de solutions de roues pour réaliser une plateforme omnidirectionnelle (Figure 2.1). Nous pouvons citer :

- “Offset caster wheels” proposée dans ([Chung et al., 2010](#); [Jung et al., 2007](#)).

- “Split offset caster wheel” proposée par ([Spenko et al., 2002](#); [Udengaard and Iagnemma, 2007](#)).
- “Universal wheels” proposée dans ([Doroftei et al., 2007](#); [Song and Byun, 2004](#); [Wakita et al., 2013](#)).
- “Spherical orthogonal wheels” proposée dans ([Mourioux et al., 2006](#); [Pin and Killough, 1994](#); [Poisson et al., 2001](#)).
- “Ball wheel” proposée dans ([Ghariblu et al., 2011](#)).

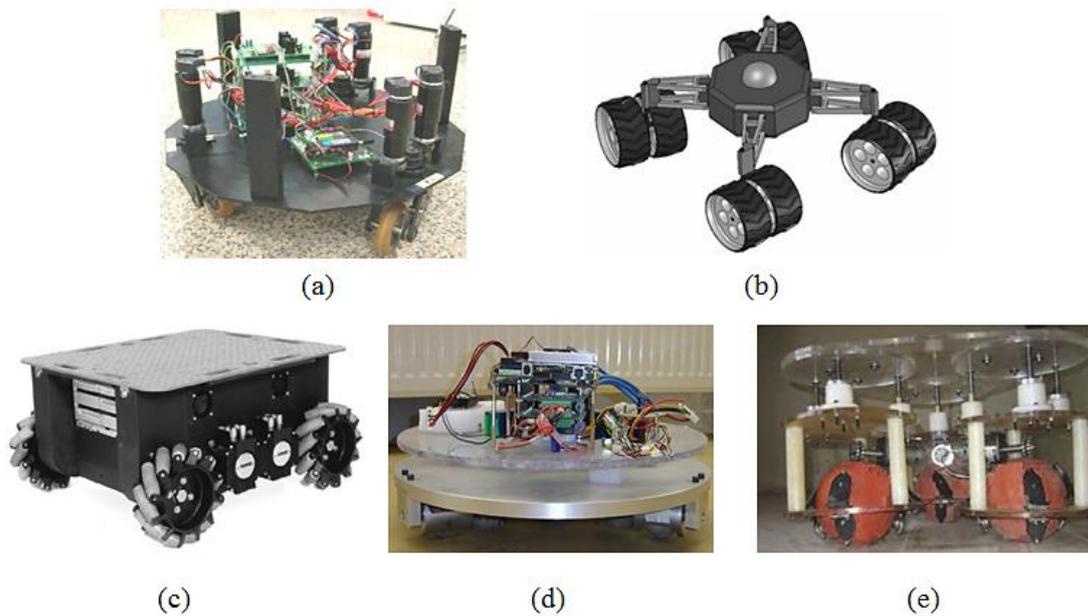


Figure 2.1 : Plateformes mobiles : (a) “offset caster wheels” ; (b) “split offset caster wheel” ; (c) “universal wheels” ; (d) “spherical orthogonal wheels” ; (e) “ball wheel”.

Malheureusement les solutions citées n’offrent pas la compacité suffisante pour répondre aux contraintes technologiques qui nous ont été imposées. La description de notre solution concernera la section suivante. En effet, parmi les contraintes imposées pour réaliser les déplacements, l’absence de vibrations constitue une condition primordiale pour ne pas gêner la mesure des efforts aux points de contacts avec les pieds. D’autre part, les solutions technologiques qui devront être adoptées ne devraient pas montrer des objets et composants sur la plateforme supérieure. Ceci nous ramène à la description de notre solution qui concernera la section suivante.

2.1.1. Solution de mobilité

Notre objectif est la conception d'une plateforme omnidirectionnelle avec des modules de roue motorisés. Un module de roue motorisé dispose de deux moteurs : un moteur dédié à la propulsion et l'autre pour la direction. Afin d'obtenir une mobilité totale de la plateforme, l'axe de direction est excentré par rapport à l'axe de la roue de la même manière qu'une roue folle passive (caster wheel).

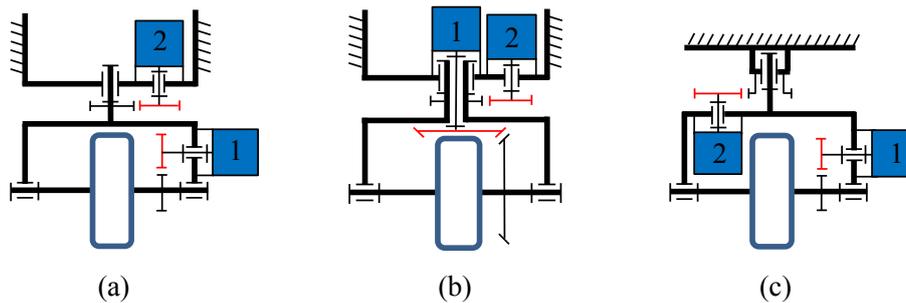


Figure 2.2 : Solution de conception d'un module de roue omnidirectionnelle : (a) moteur de propulsion 1 sur la roue, moteur de direction 2 sur la base du robot ; (b) deux moteurs sur la base du robot ; (c) deux moteurs dans le module de roue.

Plusieurs solutions pour le placement des moteurs peuvent être envisagées. La Figure 2.2 montre trois choix possibles pour la motorisation des axes des moteurs de propulsion et de direction de chaque module de roue. La solution (a) offre l'avantage de la simplicité alors que la solution (b) celle de la réduction de l'inertie de la roue.

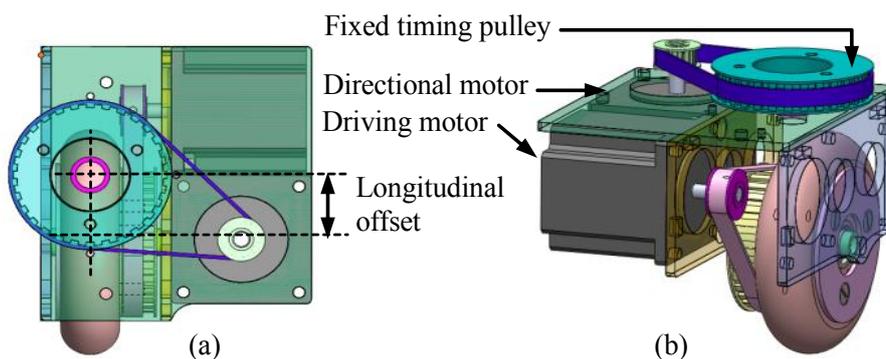


Figure 2.3 : Conception du module de roue omnidirectionnelle : (a) vue du dessus ; (b) vue latérale.

En considérant qu'une structure compacte peut assurer une meilleure perception de confort et de sécurité du sujet, nous avons éliminé les choix où les moteurs se placent sur la

base de la plateforme car ils augmenteraient considérablement la hauteur de la plateforme. Nous avons opté pour la solution (c) de la Figure 2.2. Deux moteurs pas à pas sont disposés dans chaque module de roue. La transmission de la motricité est réalisée par deux courroies crantées placées dans le module de roue comme le montre la Figure 2.3.

Ce module de roue est compact et indépendant : il peut être donc réutilisé sur une autre plateforme.

2.1.2. Plateau de force

La plateforme est équipée d'un plateau de force pour réaliser une mesure du déplacement du CoP sur sa surface. La structure principale du plateau de force se compose de deux plaques rigides sur deux niveaux (Figure 2.4).

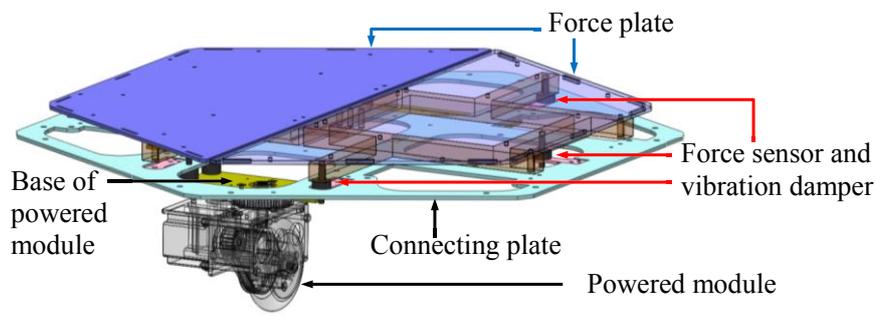


Figure 2.4 : Conception du plateau de force.

Le premier niveau de plaque est une plaque de force qui supporte le sujet. Elle est équipée de trois capteurs de force identiques qui permettent de mesurer la force et la position du CoP sur la surface de la plaque. Le deuxième niveau de plaque est une plaque de connexion. Elle connecte sur sa surface supérieure la plaque de force en utilisant trois amortisseurs. Sur sa surface inférieure, elle connecte chaque base du module de roue en utilisant quatre amortisseurs. L'utilisation des amortisseurs permet de réduire le bruit et la vibration produits par les moteurs.

2.1.3. Prototype complet

Deux versions de conception de la plateforme IsiSkate ont été réalisées (Figure 2.5). La première version est conçue avec une plaque de force ronde et trois modules de roue. La plaque de force est une plaque unique. Les trois capteurs de force sont distribués selon une forme circulaire. L'énergie de propulsion est fournie par six accumulateurs intégrés à la plateforme.

La deuxième version est conçue avec une plaque de force hexagonale et quatre modules de roue. La plaque de force consiste en deux demi-plaques indépendantes qui permettent de supporter respectivement la répartition des efforts des pieds gauche et droit du sujet. Chaque demi-plaque est équipée de trois capteurs de force. La distribution des trois capteurs de force sur chaque demi-plaque est présentée comme dans la Figure 2.4. L'énergie de propulsion est fournie par quatre accumulateurs intégrés à la plateforme.

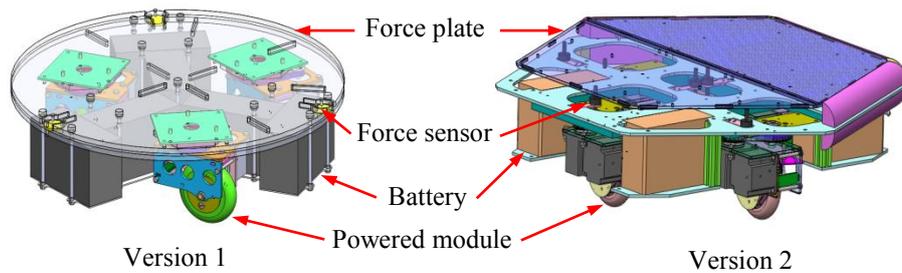


Figure 2.5 : Deux versions de conception de la plateforme.

En guise de comparaison, la première version a une structure plus simple et plus compacte. Elle trouve ses applications dans des espaces réduits et donne une bonne précision de la mesure des efforts. La deuxième version est plus large et dispose de plusieurs avantages. Les deux demi-plaques de force permettent de mesurer respectivement la force et la position du CoP relativement à chaque pied. Cette différenciation permet de mieux comprendre le comportement de dissymétrie de l'équilibre du sujet dans une direction latérale. L'ensemble des quatre modules de roue peut assurer une puissance suffisante et une bonne stabilité de la plateforme. La forme hexagonale de la plaque de force permet à l'utilisateur d'avoir une référence pour se positionner sur la plateforme.

Notons que toutes nos expérimentations ont été menées sur la seconde version de la plateforme pour des raisons pratiques.

Le diamètre circonscrit de la plateforme est de 0,55 m. Sa hauteur est de 186 mm qui est inférieure à la hauteur d'une marche d'escalier sur laquelle un utilisateur peut monter en position debout. La faible hauteur et la surface dégagée sans objets gênants constituent des innovations dans notre conception. En effet, une surface ergonomique sans instruments visibles rassure l'utilisateur et lui permet de se sentir en sécurité. Cette conception permet à l'utilisateur de récupérer son équilibre comme pour une petite marche, sans obstacle pour entraver sa descente de la plateforme. Le poids total de la plateforme est de 35 kg et sa charge maximum

supportée est estimée à 120 kg. La vitesse maximum du déplacement est considérée à 1,6 m/s. Les informations détaillées sont présentées dans le Tableau 2.1.

Tableau 2.1 : *Liste de la spécification d'IsiSkate.*

Maximum linear velocity	1.6 m/s
Maximum angular velocity	75 deg/s
Horizontal angular rotation	360 deg
Angular orientation resolution	0.1 deg
Linear displacement resolution	0.5 mm
Total height	186 mm
Width of the top plate	600 mm
Length of the top plate	700 mm
Total weight of the platform	35 kg
Maximum carrier subject weight	120 kg
CoP resolution	0.05 mm
Force sensor resolution	0.1N
Acquisition bandwidth	50-100 Hz
Communication port	USB 2.0
Power supply voltage	48 V

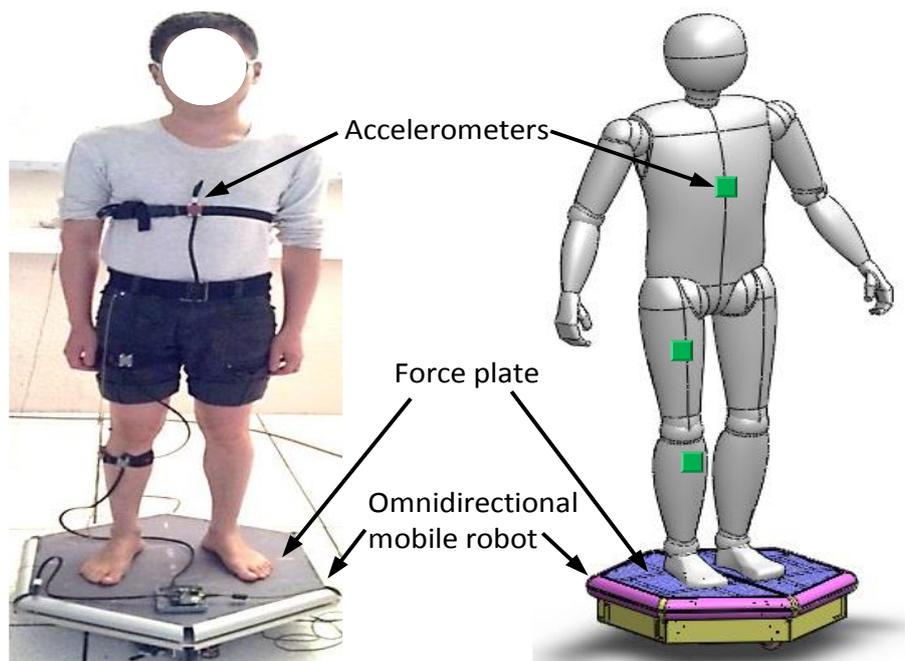


Figure 2.6 : *Vue globale de la plateforme IsiSkate pour l'analyse de l'équilibre. Le sujet est debout sur la plateforme avec trois accéléromètres attachés sur lui.*

La version complète dédiée à l'analyse nommée IsiSkate est équipée de quatre accéléromètres triaxiaux. Un accéléromètre est fixé sur la surface du plateau de force et les trois autres sont attachés respectivement à la jambe, la cuisse et le tronc du sujet avec une ceinture de velcro. La configuration des accéléromètres permettra une estimation des angles articulaires

de la cheville, du genou et de la hanche qui sont les articulations les plus critiques pour l'évaluation de l'équilibre d'une personne. Le prototype de cette plateforme est représenté dans la Figure 2.6.

2.2. Modélisation cinématique

Pour mesurer les degrés de contrôlabilité du robot par rapport aux vitesses des roues, nous allons calculer la mobilité minimum indépendante de la plateforme. Cette dernière s'exprime par la formule de Grübler :

$$\mathcal{M} = 3(\mathcal{L} - \mathcal{N} - 1) + \sum_{i=1}^{\mathcal{N}} \mathcal{D}_i \quad (2.1)$$

où \mathcal{L} est le nombre total des solides (incluant le bâti i.e. le sol), \mathcal{N} est le nombre total des articulations, \mathcal{D}_i est le nombre des degrés de liberté de la $i^{\text{ème}}$ articulation.

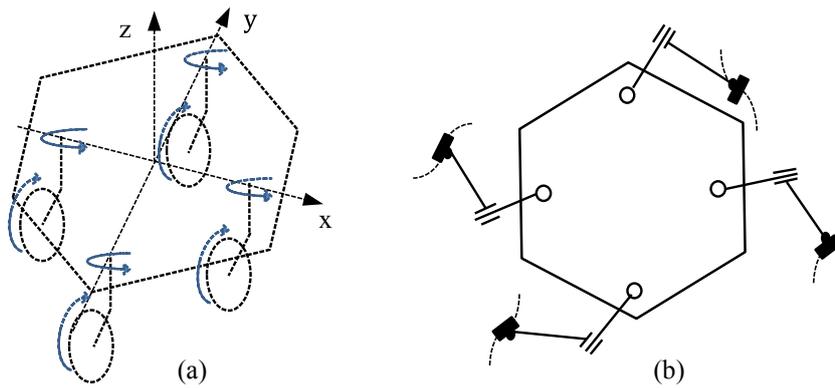


Figure 2.7 : Configuration cinématique de la plateforme.

Considérons IsiSkate équipé des 4 modules de roue (Figure 2.7a), chaque module assure les déplacements linéaires et angulaires autour de deux axes perpendiculaires. Pour établir un modèle cinématique, nous considérons que le contact roue-sol est ponctuel et que les roues tournent sans glissement. La rotation de chaque module est caractérisée par deux angles et un déplacement linéaire. Le mouvement instantané de chaque module peut alors se modéliser par deux liaisons pivotales et une liaison prismatique (Figure 2.7b). La liaison prismatique est pour expliquer le déplacement linéaire du centre de la roue ([Yi and Kim, 2002](#)). La mobilité du robot se calcule alors par :

$$\mathcal{M} = 3(10 - 12 - 1) + \sum_{i=1}^{12} 1 = 3 \quad (2.2)$$

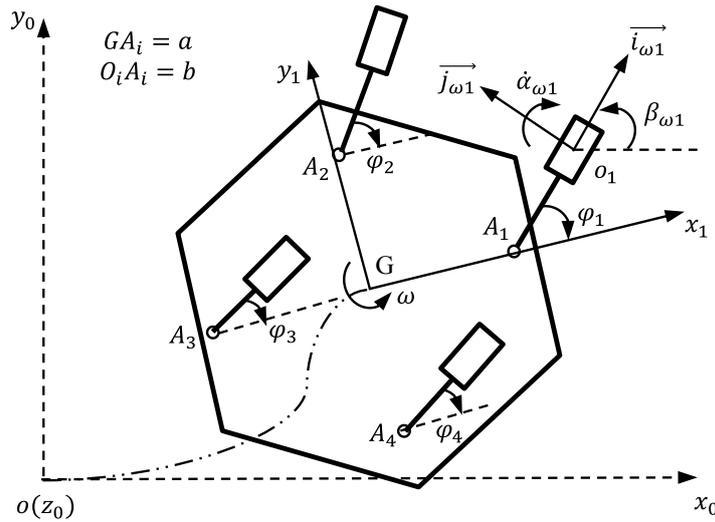


Figure 2.8 : Repères et angles d'orientation de la plateforme et des modules de roue.

Pour établir les équations de la cinématique, nous considérons la Figure 2.8. Nous supposons que le mouvement du robot est contraint à évoluer dans le plan, que les roues sont non déformable et que les mouvements des roues se font sans glissement. Soient $x_0y_0z_0$ le repère de référence attaché au sol et $x_1y_1z_1$ le repère attaché au robot. Nous poserons $(\vec{i}_0, \vec{j}_0, \vec{k}_0)$ et $(\vec{i}_1, \vec{j}_1, \vec{k}_1)$ les vecteurs unitaires associés respectivement. $\vec{i}_{\omega i}$ et $\vec{j}_{\omega i}$ sont les vecteurs unitaires attachés à chaque roue pour $i = 1, 2, 3, 4$. La vitesse linéaire développée par une roue “ i ” s’applique le long du vecteur unitaire $\vec{i}_{\omega i}$. La vitesse angulaire $\dot{\alpha}_{\omega i}$ d’une roue s’effectue autour du vecteur unitaire $\vec{j}_{\omega i}$.

Si on exprime la vitesse linéaire au centre o_i de la roue i , nous obtenons ([Jung et al., 2007](#)) :

$$\vec{V}_{o_i} = \dot{\alpha}_{\omega i} (s\varphi_i \vec{i}_1 + c\varphi_i \vec{j}_1) \times r_w \vec{k}_1 \quad (2.3)$$

où r_w est le rayon de la roue ; φ_i est l’angle directionnel de la roue i par rapport à l’axe x_1 ; $s \equiv \sin$; $c \equiv \cos$.

La vitesse linéaire \vec{V}_G du centre du robot est le résultat des mouvements des quatre modules de roue. On pourra alors écrire la relation de vitesse suivante :

$$\vec{V}_G = \vec{V}_{o_i} + \dot{\beta}_{\omega i} \vec{k}_1 \times \vec{O}_i \vec{A}_i + \omega \vec{k}_1 \times \vec{A}_i \vec{G} \quad (2.4)$$

$$\omega = \dot{\beta}_{\omega i} + \dot{\varphi}_i \quad (2.5)$$

où ω est la vitesse angulaire du robot ; $\beta_{\omega i}$ est l'angle directionnel de la roue i par rapport à l'axe x_0 .

En introduisant les coordonnées des centres des roues et des points d'attaches A_i , nous pouvons exprimer la vitesse linéaire du centre du robot en fonction des vitesses associées à chaque module de roue :

$$\vec{V}_G = \dot{\alpha}_{\omega 1}(s\varphi_1\vec{l}_1 + c\varphi_1\vec{J}_1) \times r_w\vec{k}_1 - \dot{\beta}_{\omega 1}\vec{k}_1 \times b(c\varphi_1\vec{l}_1 + s\varphi_1\vec{J}_1) - \omega\vec{k}_1 \times a\vec{l}_1 \quad (2.6)$$

$$\vec{V}_G = \dot{\alpha}_{\omega 2}(s\varphi_2\vec{l}_1 + c\varphi_2\vec{J}_1) \times r_w\vec{k}_1 - \dot{\beta}_{\omega 2}\vec{k}_1 \times b(c\varphi_2\vec{l}_1 + s\varphi_2\vec{J}_1) - \omega\vec{k}_1 \times a\vec{J}_1 \quad (2.7)$$

$$\vec{V}_G = \dot{\alpha}_{\omega 3}(s\varphi_3\vec{l}_1 + c\varphi_3\vec{J}_1) \times r_w\vec{k}_1 - \dot{\beta}_{\omega 3}\vec{k}_1 \times b(c\varphi_3\vec{l}_1 + s\varphi_3\vec{J}_1) + \omega\vec{k}_1 \times a\vec{l}_1 \quad (2.8)$$

$$\vec{V}_G = \dot{\alpha}_{\omega 4}(s\varphi_4\vec{l}_1 + c\varphi_4\vec{J}_1) \times r_w\vec{k}_1 - \dot{\beta}_{\omega 4}\vec{k}_1 \times b(c\varphi_4\vec{l}_1 + s\varphi_4\vec{J}_1) + \omega\vec{k}_1 \times a\vec{J}_1 \quad (2.9)$$

où a est la distance A_iG et b est la distance O_iA_i .

Sous une forme matricielle nous avons donc :

$$\begin{pmatrix} V_{gx} \\ V_{gy} \\ \omega \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} bs\varphi_1 & r_w c\varphi_1 & 0 \\ -a - bc\varphi_1 & -r_w s\varphi_1 & -a \\ 1 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \dot{\beta}_{\omega 1} \\ \dot{\alpha}_{\omega 1} \\ \dot{\varphi}_1 \end{pmatrix} \quad (2.10)$$

$$\begin{pmatrix} V_{gx} \\ V_{gy} \\ \omega \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a + bs\varphi_2 & r_w c\varphi_2 & a \\ -bc\varphi_2 & -r_w s\varphi_2 & 0 \\ 1 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \dot{\beta}_{\omega 2} \\ \dot{\alpha}_{\omega 2} \\ \dot{\varphi}_2 \end{pmatrix} \quad (2.11)$$

$$\begin{pmatrix} V_{gx} \\ V_{gy} \\ \omega \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} bs\varphi_3 & r_w c\varphi_3 & 0 \\ a - bc\varphi_3 & -r_w s\varphi_3 & a \\ 1 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \dot{\beta}_{\omega 3} \\ \dot{\alpha}_{\omega 3} \\ \dot{\varphi}_3 \end{pmatrix} \quad (2.12)$$

$$\begin{pmatrix} V_{gx} \\ V_{gy} \\ \omega \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -a + bs\varphi_4 & r_w c\varphi_4 & -a \\ -bc\varphi_4 & -r_w s\varphi_4 & 0 \\ 1 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \dot{\beta}_{\omega 4} \\ \dot{\alpha}_{\omega 4} \\ \dot{\varphi}_4 \end{pmatrix} \quad (2.13)$$

où $\begin{pmatrix} V_{gx} \\ V_{gy} \end{pmatrix} \equiv V_G$.

Notons que l'inverse des matrices (2.10)-(2.13) existe toujours à condition que le produit $r_w b$ soit différent de zéro. Notre objectif maintenant est de chercher une relation de commande entre le vecteur opérationnel $u \equiv (V_{gx}, V_{gy}, \omega)$ et le vecteur de commande articulaire θ_c associé aux actionneurs. Pour ce faire nous allons adopter l'approche proposée dans [Yi and Freeman \(1993\)](#).

Nous choisissons le vecteur $\dot{\theta}_c$ correspondant aux variables $\dot{\theta}_c \equiv (\dot{\alpha}_{\omega 1}, \dot{\phi}_1, \dot{\alpha}_{\omega 2}, \dot{\phi}_2, \dot{\alpha}_{\omega 3}, \dot{\phi}_3, \dot{\alpha}_{\omega 4}, \dot{\phi}_4)$. Le modèle cinématique direct de commande associant le vecteur de commande $\dot{\theta}_c$ et le vecteur opérationnel u peut être obtenu par l'inverse des matrices (2.10)-(2.13) que l'on peut arranger selon l'ordre suivant :

$$\begin{pmatrix} \dot{\alpha}_{\omega 1} \\ \dot{\phi}_1 \\ \dot{\alpha}_{\omega 2} \\ \dot{\phi}_2 \\ \dot{\alpha}_{\omega 3} \\ \dot{\phi}_3 \\ \dot{\alpha}_{\omega 4} \\ \dot{\phi}_4 \end{pmatrix} = \frac{1}{r_w b} \begin{pmatrix} bc\phi_1 & bs\phi_1 & abs\phi_1 \\ -r_w s\phi_1 & r_w c\phi_1 & r_w ac\phi_1 + r_w b \\ bc\phi_2 & bs\phi_2 & -abc\phi_2 \\ -r_w s\phi_2 & r_w c\phi_2 & r_w as\phi_2 + r_w b \\ bc\phi_3 & bs\phi_3 & -abs\phi_3 \\ -r_w s\phi_3 & r_w c\phi_3 & r_w b - r_w ac\phi_3 \\ bc\phi_4 & bs\phi_4 & abc\phi_4 \\ -r_w s\phi_4 & r_w c\phi_4 & r_w b - r_w as\phi_4 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} V_{gx} \\ V_{gy} \\ \omega \end{pmatrix} \quad (2.14)$$

L'équation (2.14) s'écrit donc comme suit :

$$\dot{\theta}_c = Bu \quad (2.15)$$

où la matrice B correspond à la forme J^{-1} et elle est de rang 3. Son inverse correspond à la matrice Jacobienne. Ce résultat est compatible avec le calcul de la mobilité obtenue par la relation (2.2). A partir de la forme (2.15), il est possible de calculer le vecteur de commande $\dot{\theta}_c$ en fonction du vecteur opérationnel connu u de dimension trois.

Notons d'autre part qu'à partir de l'équation (2.15), il est possible d'écrire la relation entre les couples articulaires et le vecteur des efforts opérationnels. Cette relation nous permet de déterminer les couples articulaires en fonction des charges externes et donc d'adapter la loi de commande au poids du sujet. Nous pouvons obtenir cette relation en utilisant le principe de travail virtuel :

$$F_u = B^T Y_{\theta_c} \quad (2.16)$$

où $F_u \equiv (F_x \ F_y \ M_z)^T$ est le vecteur de force mesurée au centre de la plateforme et $Y_{\theta_c} \equiv (\tau_{\alpha_{\omega_1}} \ \tau_{\varphi_1} \ \dots \ \tau_{\alpha_{\omega_4}} \ \tau_{\varphi_4})^T$ est le vecteur des couples articulaires aux moteurs de la plateforme.

Dans la section suivante, nous allons décrire les architectures matérielle et logicielle permettant de mettre en œuvre cette commande.

2.3. Modèle de commande

2.3.1. Instrumentation du module de roue

Un module de roue doit être capable de propulser et d'orienter la plateforme mobile. Chaque module est composé d'une roue polyuréthane, de deux moteurs pas à pas dédiés respectivement à l'orientation et la propulsion (voir la Figure 2.2c pour l'emplacement des moteurs). Le choix de ce type de moteur est motivé par le fait que le moteur pas à pas ne nécessite pas un réducteur et se trouve être plus compact à couple constant que les autres types de moteurs. Chaque moteur est équipé d'un capteur d'odométrie et est alimenté en puissance avec une tension continue. Dans le but de piloter et d'alimenter chaque module de roue, il faut prévoir un module de commande permettant de gérer deux encodeurs de 14 bits, quatre sorties PWM (Pulse Width Modulation), huit sorties digitales et quatre entrées analogiques. Pour réaliser ces opérations d'entrées-sorties sur un système intégré, nous avons été amenés à développer notre propre architecture matérielle de commande. Cette architecture est bâtie autour d'une architecture à microcontrôleur du type PIC18F qui a un USB2 intégré (Figure 2.9).

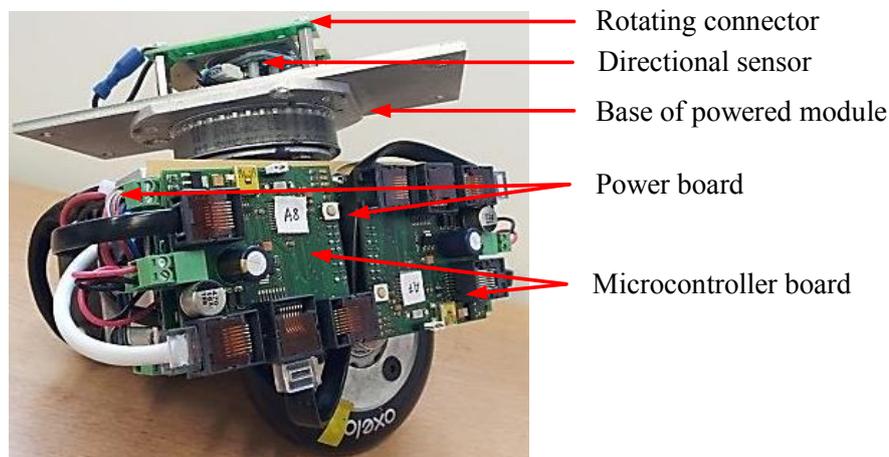


Figure 2.9 : Description du module de roue.

Les spécifications technologiques de cette architecture peuvent se résumer sur le Tableau 2.2.

Tableau 2.2 : *Specifications d'un module de commande.*

Type de Bus	SPI
Conversion DA	4 channels of 12 bits
PWM	4 channels of 12 bits
Timers	1 KHz
Conversion AD	4 channels of 12 bits
Dimension	150 mm x 150 mm x 130 mm
Weight	4 kg

Une vue globale de l'emplacement des quatre modules de roue sur la plateforme est présentée dans la Figure 2.10.

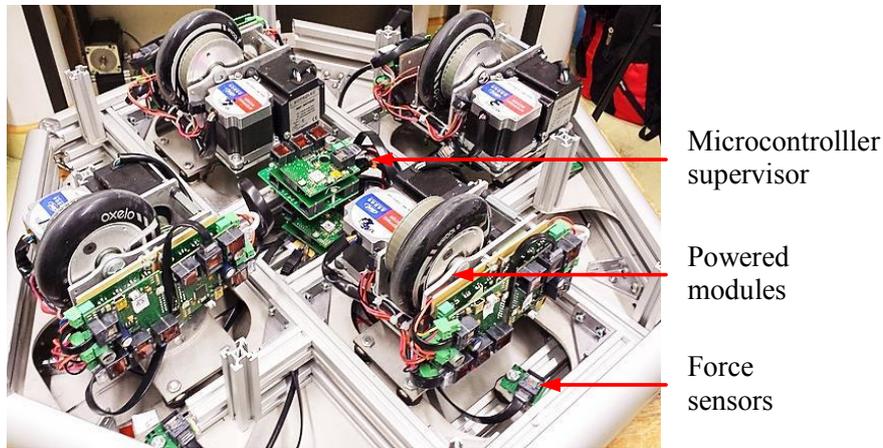


Figure 2.10 : *Vue globale des quatre modules de roue sur la plateforme.*

Cette architecture permet de disposer d'une souplesse supplémentaire et une adaptabilité et réutilisation des modules réalisés. En effet, chaque module de commande peut supporter d'autres évolutions futures grâce à l'architecture microcontrôleur. Les modules de commande présentent les avantages suivants :

1. Possibilité de modifier la loi de commande de chaque moteur au-delà du PID classique.
2. Possibilité d'adapter en temps réel le courant consommé par chaque module réduisant ainsi les vibrations, les bruits des moteurs ainsi que leurs consommations d'énergie. Ce critère a été prédominant dans notre choix car aucun module du commerce ne permet cette fonctionnalité.
3. Possibilité de surveiller la température des modules de puissance et des moteurs.

2.3.2. Architecture de commande

La plateforme IsiSkate repose sur une architecture client/serveur bâtie autour de plusieurs processus Microsoft côté serveur et sur une architecture multiprocesseur du côté plateforme (client). Cette architecture présente l'avantage d'être ouverte aux évolutions futures sur le serveur et sur la plateforme (Figure 2.11).

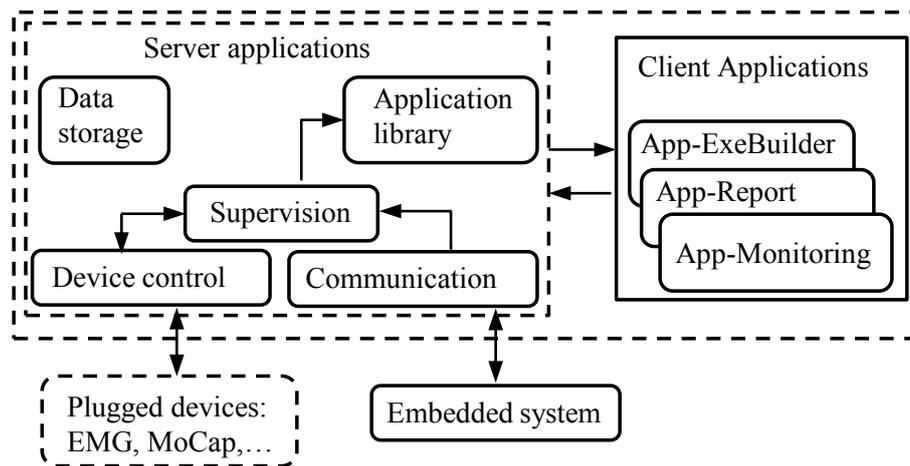


Figure 2.11 : Description globale de l'architecture.

Le côté serveur est matérialisé par un ordinateur PC qui gère les applications du serveur. Il échange avec les applications clientes d'une part (application de monitoring ou de simulation) et le système de gestion de la plateforme (embedded system) d'autre part. Le serveur est composé de deux parties :

1. **Les composants serveur** qui peuvent être vus comme un ensemble de processus ayant les fonctions de supervision, de communication, de gestion de données (data storage), de bibliothèques (application library) et de gestion de drivers pour la communication et pour gérer les plug-in supplémentaires comme le système de capture de mouvement, l'EMG, l'accéléromètre, etc..
2. **Les applications clientes** qui permettent de définir les actions à réaliser pour la simulation du moyen de transport ou la visualisation. On peut ainsi définir facilement les paramètres du mouvement à analyser ou choisir ces paramètres.

L'architecture multiprocesseur matérialise l'aspect d'un système embarqué qui forme trois fonctions fondamentales : la gestion et la commande bas niveau des actionneurs (device control), la gestion du capteur de force et la communication-synchronisation inter-processeurs.

La plateforme peut ainsi fonctionner de manière coordonnée avec le serveur ou de manière autonome. Quand la plateforme fonctionne de manière coordonnée avec le serveur, elle est commandée en temps réel par l'interface graphique. Le mode autonome est soumis à la coordination d'un processeur superviseur puissant cadencé à 1 kHz. Ce dernier est en charge du calcul des consignes et de la synchronisation entre les huit moteurs de la plateforme. Il a pour charge aussi la gestion de la communication SPI-DMA inter-modules (voir la Figure 2.12). Les six capteurs de force sont reliés au deuxième microcontrôleur. Chaque capteur de force est constitué de quatre jauges montées en pont de Wheatstone. Cet ensemble permet de mesurer la force et la position du CoP de chaque pied. Les mesures de force se font à une fréquence de 1 kHz et avec une résolution sur 24 bits.

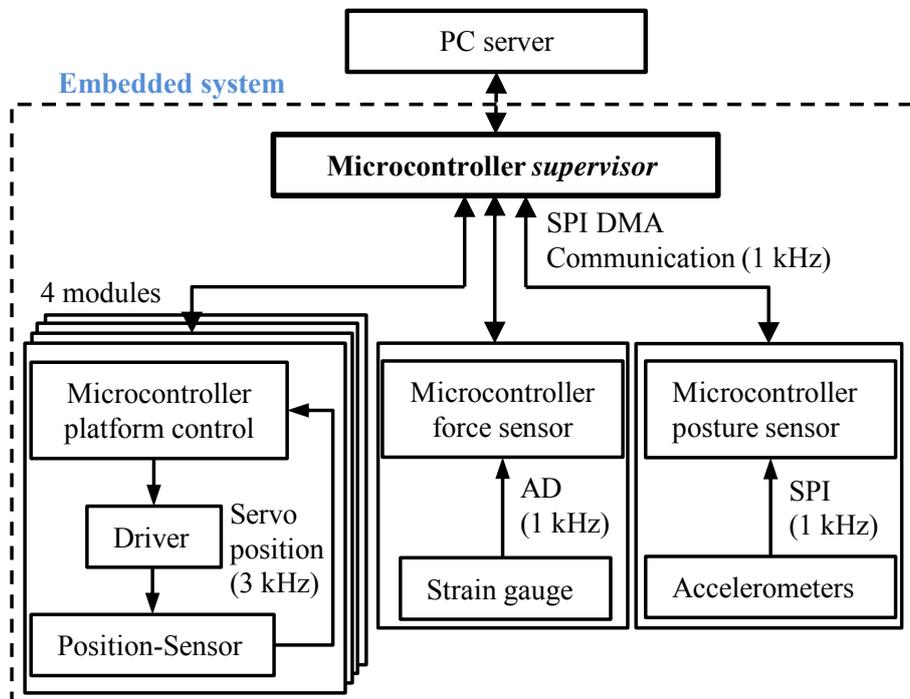


Figure 2.12 : Description de l'architecture bas niveau.

Un troisième microcontrôleur est connecté avec les quatre accéléromètres triaxiaux. L'accéléromètre que nous utilisons est "ADXL362" qui a une résolution de $\pm 0,04 \text{ m/s}^2$. Le détail de l'architecture de "embedded system" est présenté dans la Figure 2.12.

Afin de permettre la transmission de l'information, nous avons développé un protocole de communication propriétaire. La fréquence de communication entre le serveur et l'embedded system ou le serveur et les plug-ins extérieurs connectés via un dispositif de commande est de

100 Hz. Cette fréquence est suffisante comparée aux systèmes existants sur le marché ([Bizzo et al., 1985](#); [Chaudhry et al., 2005](#)). Ce protocole est composé de deux types de paquets :

1. **Paquets de commande** : ils sont envoyés du serveur pour donner une nouvelle consigne à la fin de chaque exercice. Cette consigne est constituée d'un paquet de vingt-quatre paramètres dont : la forme du mouvement, l'angle exécuté, la vitesse, l'accélération et la fréquence désirée sur chaque axe, la durée du mouvement et le courant des moteurs.
2. **Paquets d'information** : ce sont des paquets de données mesurées et envoyées par les capteurs. Chaque paquet est constitué des valeurs temps réel des angles mesurés, vitesses mesurées et les informations du CoP (pied gauche, pied droit et résultante).

Nous allons décrire quelques résultats expérimentaux obtenus avec les valeurs de conception décrites plus haut.

2.4. Evaluation de la performance

2.4.1. Suivi de trajectoire

La première étape des expérimentations se consacre à des tests sur la poursuite des trajectoires de la plateforme. Selon la modélisation cinématique de la section 2.2, une trajectoire désirée est générée pour permettre le déplacement de la plateforme sur une trajectoire carrée de 0,55 m de côté avec une vitesse linéaire constante de 0,1 m/s et une vitesse angulaire de 20 deg/s. Le déplacement concernant le centre de la plateforme est calculé en combinant les données mesurées par les capteurs d'odométrie des quatre modules de roue. Pour vérifier ces calculs, nous avons comparé ces calculs avec les mesures de MOCAP (CodaMotion pour notre travail). Ce système permet une capture du déplacement d'un point marqué avec une précision de mesure de 0,1 mm et une fréquence de 800 Hz.

La Figure 2.13 présente le déplacement du robot qui parcourt un carré au sol. Cette figure illustre trois trajectoires : une trajectoire désirée (notée TrD), une trajectoire calculée (notée TrM) et une trajectoire capturée (notée TrC). La TrD est calculée théoriquement sans l'effet de l'offset. La TrM est obtenue avec les données mesurées par les capteurs d'odométrie internes. La TrC est obtenue par le système de MOCAP.

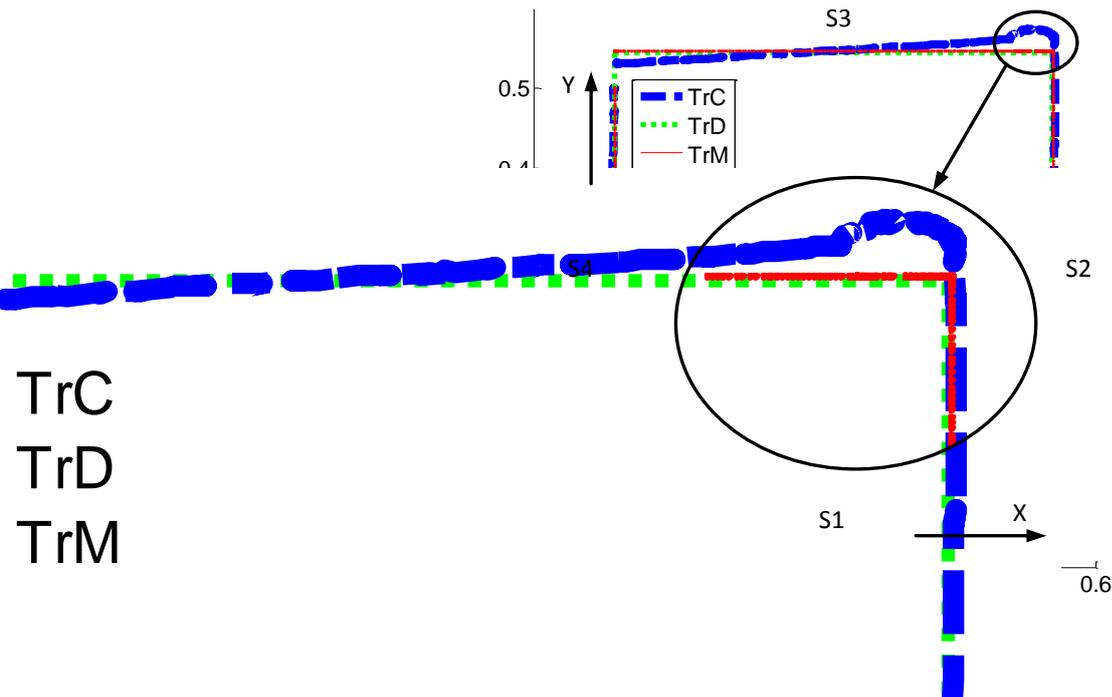


Figure 2.13 : Comparaison des trajectoires désirée TrD, mesurée TrM et capturée TrC.

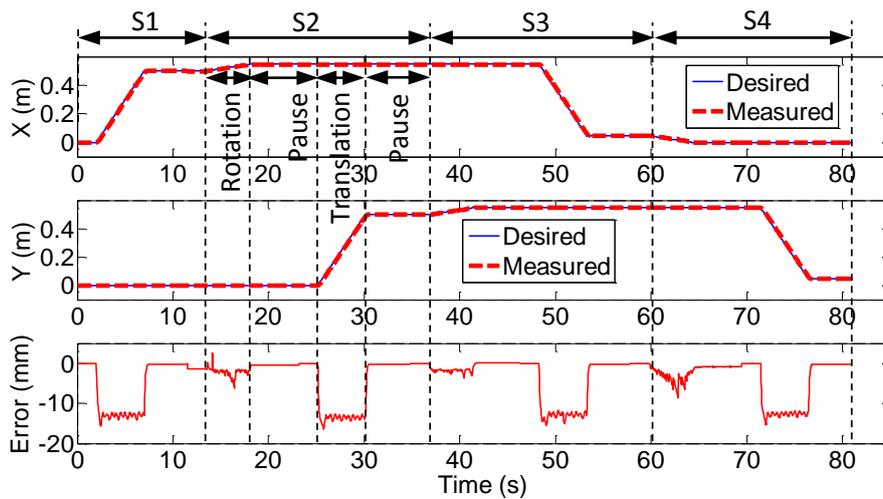


Figure 2.14 : Déplacement désiré et mesuré suivant les directions x et y , et erreur cartésienne entre les deux déplacements.

Lors de la première étape, le robot effectue un mouvement rectiligne à vitesse constante, puis exécute une rotation de 90° selon la Figure 2.14.

L'erreur entre TrM et TrD est présentée dans la Figure 2.14. Cette courbe représente d'une part les poursuites des trajectoires selon les deux directions horizontales et d'autre part l'erreur cartésienne entre la TrD et la TrM. On note de faibles perturbations pendant les phases de changement de direction dues à la perte d'adhérence de certaines roues.

On note aussi une erreur de trainage entre la TrD et la TrC inférieure à 3%. Cette erreur est causée principalement par la dynamique des modules de roue pendant la phase de rotation et le glissement.

2.4.2. Mesure d'accélération

Pour obtenir une application dans le domaine du transport guidé, et avant d'évaluer la performance de la plateforme avec un sujet, nous avons procédé à la mesure des perturbations dans le transport en commun. Cette étape est nécessaire pour avoir une référence et pour confirmer si la nouvelle plateforme est bien capable de reproduire le même niveau de perturbations trouvées dans le transport en commun.

Ainsi, nous avons procédé à une campagne de mesures expérimentales des accélérations sur un passager debout lors de différentes phases du mouvement du métro parisien de la ligne 6 entre cinq stations. L'accéléromètre utilisé dans cette expérimentation est de même type que celui disposé sur la plateforme. La Figure 2.15 montre deux exemples de l'évolution des accélérations A/P et M/L mesurée par le capteur accéléromètre. Ces mesures montrent des phases d'accélérations constantes et d'autres phases d'accélérations variables. Ce qui confirme l'existence d'une composante de jerk qui est le taux de changement d'accélération-décélération et un paramètre significatif dans l'étude de la perturbation de l'équilibre ([De Graaf and Van Weperen, 1997](#)).

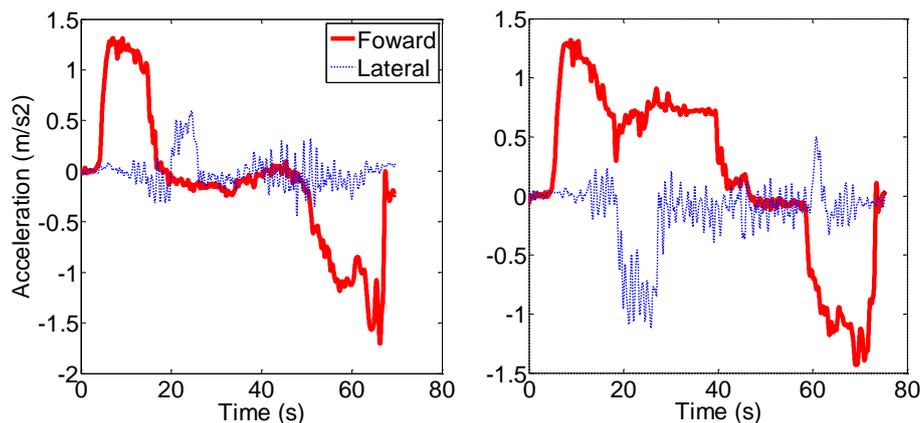


Figure 2.15 : Deux mesures d'accélération A/P et M/L dans le métro parisien de la ligne 6.

L'analyse de ces données a permis de dresser le Tableau 2.3 des paramètres les plus significatifs. Nous pouvons trouver l'accélération-décélération maximum (Acc), la durée

maximum d'un processus d'accélération-décélération (Duration) et le Jerk. La moyenne des quatre mesures pour chaque paramètre est donnée dans la dernière ligne du même tableau. Entre les quatre mesures, les accélérations A/P mesurées maximales sont entre 1,4 et 1,9 m/s². L'accélération de 1,9 m/s² est une valeur considérée généralement comme une limite de sécurité sans risque de chute dans le métro. Les mesures de perturbation M/L présentent respectivement 41,2%, 25,5% et 113,0% des mesures A/P correspondantes marquées dans le Tableau 2.3.

Tableau 2.3 : Accélérations mesurées dans le métro parisien de la ligne 6.

Station	Acc (m/s ²)		Duration (s)		Jerk (m/s ³)	
	forward	lateral	forward	lateral	forward	lateral
1-2	1.7	0.6	16.9	6.0	3.5	2.5
2-3	1.4	1.1	43.0	9.5	2.5	2.8
3-4	1.9	0.4	12.3	4.2	7.8	6.2
4-5	1.7	0.7	20.0	4.0	7.6	13.0
MEAN	1.7	0.7	23.1	5.9	5.4	6.1

[Toussaint \(2010\)](#) a mesuré l'accélération et la décélération des tramways et bus Strasbourgeois et rapporté que l'amplitude maximum est de 2,5 m/s² en accélération et 1,5 m/s² en décélération dans les tramways. L'amplitude maximale atteint même 4 m/s² dans les bus. [Palacio et al. \(2009\)](#) a mesuré une décélération maximum de 3,2 m/s² dans les bus (Figure 2.16). [Morris \(2004\)](#) rapporte qu'un sujet perd son équilibre à partir d'une accélération de 4 m/s² sans dispositif de maintien, tandis que la valeur de la décélération maximale passe à 6 m/s² avec un dispositif de maintien. Récemment, [Kirchner et al. \(2014\)](#) a proposé une méthode pour identifier et décrire les caractéristiques des accélérations/décélération des bus.

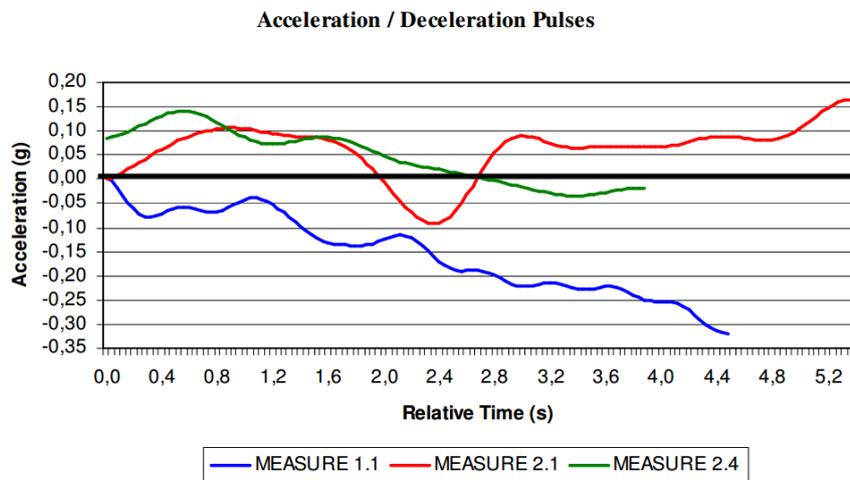


Figure 2.16 : Accélérations mesurées dans les bus ([Palacio et al., 2009](#)).

Deux remarques intéressantes peuvent être notées pour justifier le développement de la nouvelle plateforme :

1. La variabilité aléatoire de la valeur d'accélération dans une même station de métro s'avère peu fiable pour pouvoir l'utiliser dans l'évaluation de l'équilibre.
2. La variabilité aléatoire de l'axe de perturbation rend l'analyse de l'équilibre difficile. Un axe constant de la perturbation est nécessaire pour distinguer le problème de l'équilibre en direction A/P de celui suivant la direction M/L.

Pour évaluer les performances de la plateforme IsiSkate pendant les phases d'accélération, deux essais à vide et un essai avec un sujet ont été menés. Dans le premier essai, la plateforme est commandée avec une trajectoire désirée triangulaire. Avec ce type de trajectoires, la plateforme effectue un mouvement alternatif avec une vitesse constante. En chaque point de rebroussement, il apparaît une décélération puis une accélération dont la valeur est mesurée par l'accéléromètre sur la plateforme.

Cinq tests avec les fréquences de perturbation variant de 0,1 à 0,5 Hz et une distance de déplacement de 330 mm sont menés. Les courbes du déplacement avec la fréquence de 0,3 Hz sont présentées dans la Figure 2.17. La valeur maximale d'accélération-décélération avec cette fréquence se trouve bien évidemment au point de rebroussement et est égale à 2,2 m/s².

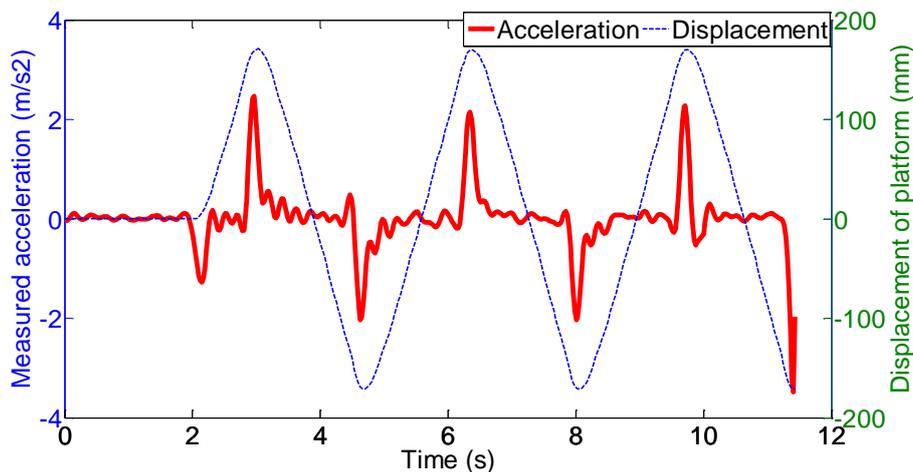


Figure 2.17 : Déplacements mesurés de la plateforme avec une fréquence de perturbation de 0,3 Hz.

Dans le deuxième essai, la plateforme est toujours à vide mais exécute une trajectoire avec une accélération-décélération constante de 1,5 m/s². La durée d'accélération est de 0,5 s.

La capacité à parvenir à la vitesse et accélération désirée est présentée dans la Figure 2.18. La poursuite de l'accélération désirée n'est pas très stable avec la commande actuelle. Cependant la valeur atteinte montre que la plateforme IsiSkate est suffisante pour notre application et se trouve déjà proche de l'accélération mesurée dans le métro.

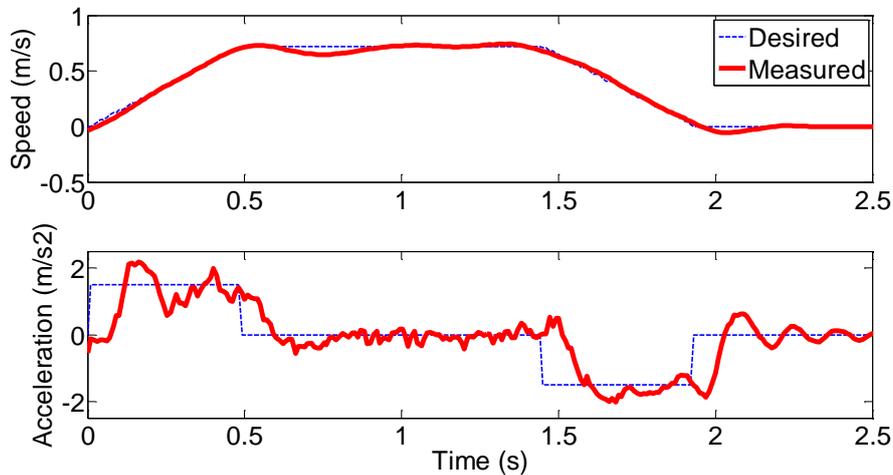


Figure 2.18 : Vitesse et accélération mesurée pendant la commande de l'accélération constante.

Dans le troisième essai, un sujet mâle se met debout en équilibre sur la plateforme sans dispositif de maintien. Le sujet pèse 63 kg environ. La plateforme oscille avec la trajectoire triangulaire comme dans le premier essai. La fréquence de perturbation est de 0,3 Hz et la distance du déplacement est de 330 mm.

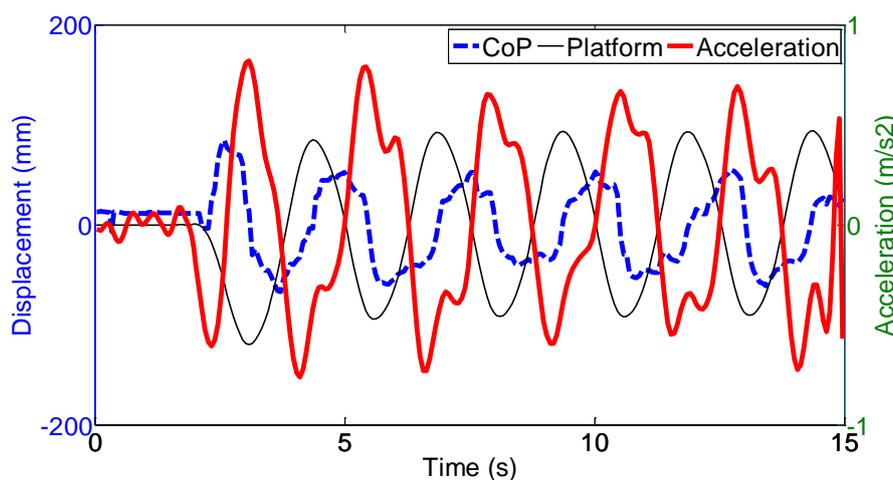


Figure 2.19 : Courbes du déplacement de la plateforme et de la variation du CoP en direction A/P du sujet suite à l'accélération brusque de la plateforme.

Durant cet essai nous avons procédé au relevé des coordonnées du CoP du sujet debout. Cette mesure est effectuée grâce aux capteurs de force équitablement répartis sur la plateforme. Notons que les coordonnées du CoP donnent de précieuses indications sur la répartition du poids d'un sujet debout. La Figure 2.19 présente la trajectoire mesurée du déplacement de la plateforme et la variation des coordonnées du CoP suivant la direction A/P. Ces courbes montrent un rattrapage de l'équilibre à la suite de chaque accélération-décélération maximale de $0,8 \text{ m/s}^2$ environ. On note également un écart des valeurs du CoP plus important vers la direction A/P ce qui est compatible avec les modèles utilisés pour l'analyse de l'équilibre du corps humain.

Les moteurs ont été changés après la réalisation des essais précédents pour augmenter encore la puissance de propulsion. Ainsi, la plateforme peut réaliser actuellement une accélération maximum de 6 m/s^2 en supportant un sujet qui pèse 120 kg. Cette accélération dépasse les limites de chute d'un sujet sans dispositif de maintien. L'hypothèse d'utilisation de cette plateforme pour simuler le transport en commun est donc validée.

Conclusion

Dans ce chapitre, la conception d'une nouvelle plateforme appliquée à l'analyse de l'équilibre d'un passager dans le transport en commun est présentée. Cette plateforme nommée IsiSkate est un robot mobile omnidirectionnel. Elle est intégrée avec six capteurs de force permettant de mesurer la position du CoP sur sa surface et quatre capteurs d'accéléromètres qui permettront d'estimer les angles articulaires de la cheville, du genou et de la hanche. Notre plateforme est compacte puisque sa hauteur est inférieure à la hauteur d'une marche d'escalier sur laquelle un utilisateur peut monter en position debout. La compacité de la structure permet une meilleure perception de confort et de sécurité du sujet.

Quelques essais ont été effectués pour évaluer la performance de la plateforme en termes de poursuite de trajectoire et de commande de l'accélération. IsiSkate peut réaliser une accélération commandée de 6 m/s^2 qui est supérieure à $1,9 \text{ m/s}^2$ mesuré par nos expérimentations dans le métro parisien de la ligne 6. Les essais nous permettront de conclure que notre plateforme est capable de reproduire une perturbation comparable à celle du métro. Ainsi elle peut être considérée lors d'une utilisation pour l'analyse de l'équilibre et l'évaluation du risque de chute d'un passager dans le transport en commun.

Chapitre 3. Méthodes d'estimation des angles et des couples articulaires

Introduction

Ce chapitre présente les méthodes d'estimation des angles et des couples articulaires d'un sujet debout sur une plateforme mobile. Ces estimations sont obtenues soit à l'aide des systèmes de MOCAP ou/et des modèles biomécaniques, soit à partir des mesures des accéléromètres triaxiaux placés sur la plateforme et sur le sujet.

Dans un premier temps, un couplage entre un système de MOCAP et les équations cinématiques est utilisé pour estimer les angles articulaires. Les données capturées par le système de MOCAP peuvent être prises comme les données d'entrée dans le logiciel LM pour estimer les angles et les couples articulaires.

Dans un second temps, les mesures sont introduites dans un algorithme à fenêtre d'estimation glissante pour évaluer les positions articulaires. Les sorties des accéléromètres constituent les données d'entrée dans cet algorithme. Ensuite et à partir des équations dynamiques inverses de Newton-Euler et d'une méthode d'optimisation par les moindres carrés, nous avons pu remonter aux couples articulaires. Lors de ces estimations, la posture du sujet est modélisée par un triple PI qui permet de prendre en compte les trois articulations : la cheville, le genou et la hanche.

Ce chapitre est divisé en deux sections principales. Dans la section 3.1, nous présentons différentes méthodes permettant d'estimer les angles articulaires, notamment notre nouvelle méthode basée sur les sorties des accéléromètres. Dans la section 3.2, nous décrivons le calcul des couples articulaires avec de différentes méthodes.

3.1. Estimation des angles articulaires

3.1.1. Estimation basée sur le système de MOCAP

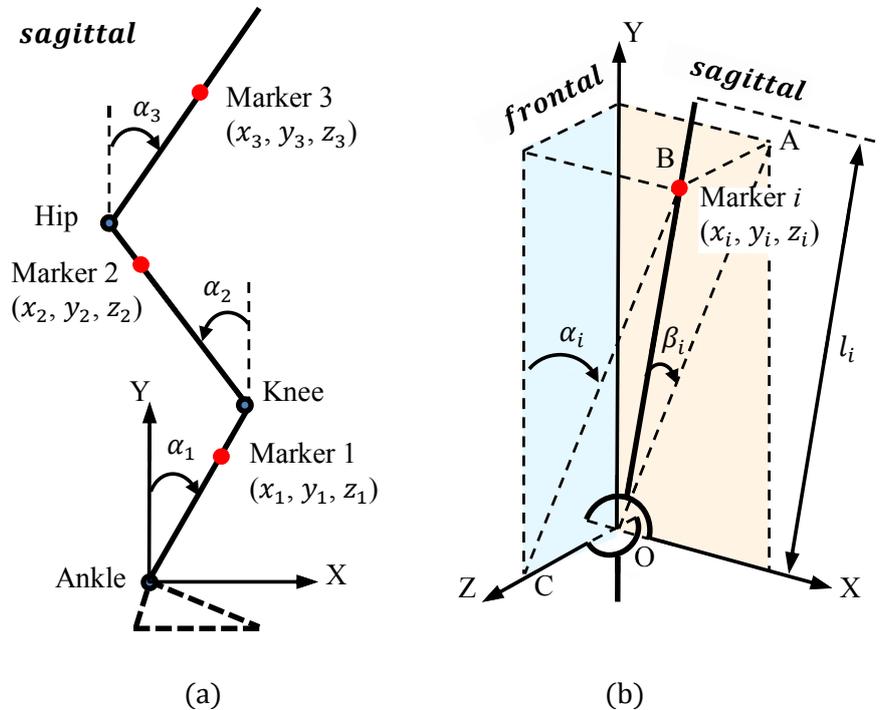


Figure 3.1 : Modèle tri-articulé et les mesures des marqueurs optiques.

L'estimation du système MOCAP se base sur les équations cinématiques qui décrivent les trajectoires 3D des marqueurs optiques comme information d'entrée. En considérant les articulations de la cheville, du genou et de la hanche, le sujet est représenté par un triple PI continu qui simule respectivement la jambe, la cuisse et le HAT. Trois marqueurs sont collés respectivement sur les trois segments. La Figure 3.1a montre une vue dans le plan sagittal du modèle tri-articulé et la position des trois marqueurs. L'articulation de la cheville est considérée comme le point d'origine du repère de référence. Les trajectoires des marqueurs sont capturées par les caméras infrarouges du système MOCAP et notées x_i , y_i et z_i , avec $i = 1,2,3$. Les longueurs de la jambe, de la cuisse et du HAT sont respectivement notées l_1 , l_2 et l_3 (La longueur du HAT ne jouera pas de rôle dans l'estimation).

D'un point de vue 2D, nous noterons les angles α_i , avec $i = 1,2,3$ mesurés dans le plan sagittal et référencés par rapport à des axes verticaux. Les détails des équations cinématiques sont relativement simples à obtenir. Nous donnons ici directement le résultat ([Craig, 1989](#)) :

$$\alpha_i = \tan^{-1} \frac{x_i - \sum l_{i-1} s\alpha_{i-1}}{y_i - \sum l_{i-1} c\alpha_{i-1}} \quad (3.1)$$

avec $i = 1,2,3$, $l_0 = 0$, $\alpha_0 = 0$, $s\alpha_i \equiv \sin\alpha_i$ et $c\alpha_i \equiv \cos\alpha_i$.

La Figure 3.1b illustre la représentation 3D d'inclinaison d'un segment du modèle PI. Si on néglige la rotation des corps autour de l'axe vertical, les articulations de la cheville et de la hanche seront représentées chacune par une liaison universelle (Cardan). Ces liaisons permettent des rotations dans les plans sagittal et frontal. Nous considérerons que l'articulation du genou est présentée par une rotation normale au plan sagittal. A partir de ces simplifications le plan OABC de la Figure 3.1b peut être considéré toujours perpendiculaire au plan sagittal pendant les mouvements des corps. Dans ce cas les angles α_i et β_i ne seront pas calculés en utilisant directement la formule (3.1) car la définition d'un angle d'inclinaison dans un plan ne s'applique pas dans l'espace 3D. Pour estimer les angles spatiaux α_i et β_i , nous utiliserons les relations géométriques suivantes :

$$\begin{pmatrix} \alpha_i \\ \beta_i \\ \theta_i \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \tan^{-1} \frac{X_i}{Y_i} \\ \tan^{-1} \frac{Z_i}{\sqrt{X_i^2 + Y_i^2}} \\ \theta_i \end{pmatrix} \quad (3.2)$$

avec $i = 1,2,3$, $X_i \equiv x_i - \sum l_{i-1} c\beta_{i-1} s\alpha_{i-1}$, $Y_i \equiv y_i - \sum l_{i-1} c\beta_{i-1} c\alpha_{i-1}$, $l_0 = 0$, $\alpha_0 = 0$, $\beta_0 = 0$, $s\alpha_i \equiv \sin\alpha_i$, $c\alpha_i \equiv \cos\alpha_i$, $s\beta_i \equiv \sin\beta_i$ et $c\beta_i \equiv \cos\beta_i$.

L'articulation du genou est représentée par une simple liaison pivot, et de ce fait l'angle M/L du genou peut s'exprimer directement par l'angle M/L de la cheville, soit $\beta_2 = \beta_1$.

Les équations (3.1) et (3.2) nous montrent comment sont représentés les angles d'inclinaison articulaire α_i et β_i dans les cas 2D et 3D respectivement. L'algorithme d'estimation proposé utilisera la représentation 3D. Pour représenter les deux angles on définit $\theta_i \equiv [\alpha_i, \beta_i]^T$ et

$$\theta_i^e = \theta_i - \theta_{i-1} \quad (3.3)$$

avec $i = 1,2,3$, $\theta_0 = 0$, θ_1^e l'angle de la cheville, θ_2^e l'angle du genou et θ_3^e l'angle de la hanche.

3.1.2. Estimation basée sur LM

L'utilisation du logiciel biomécanique LM nous permet de créer un modèle humain correspondant à l'objet réel observé et de réaliser les simulations expérimentales avec ce modèle puis d'extraire directement les résultats d'analyse. Dans ce qui suit nous allons exposer les méthodes permettant d'estimer les angles articulaires.

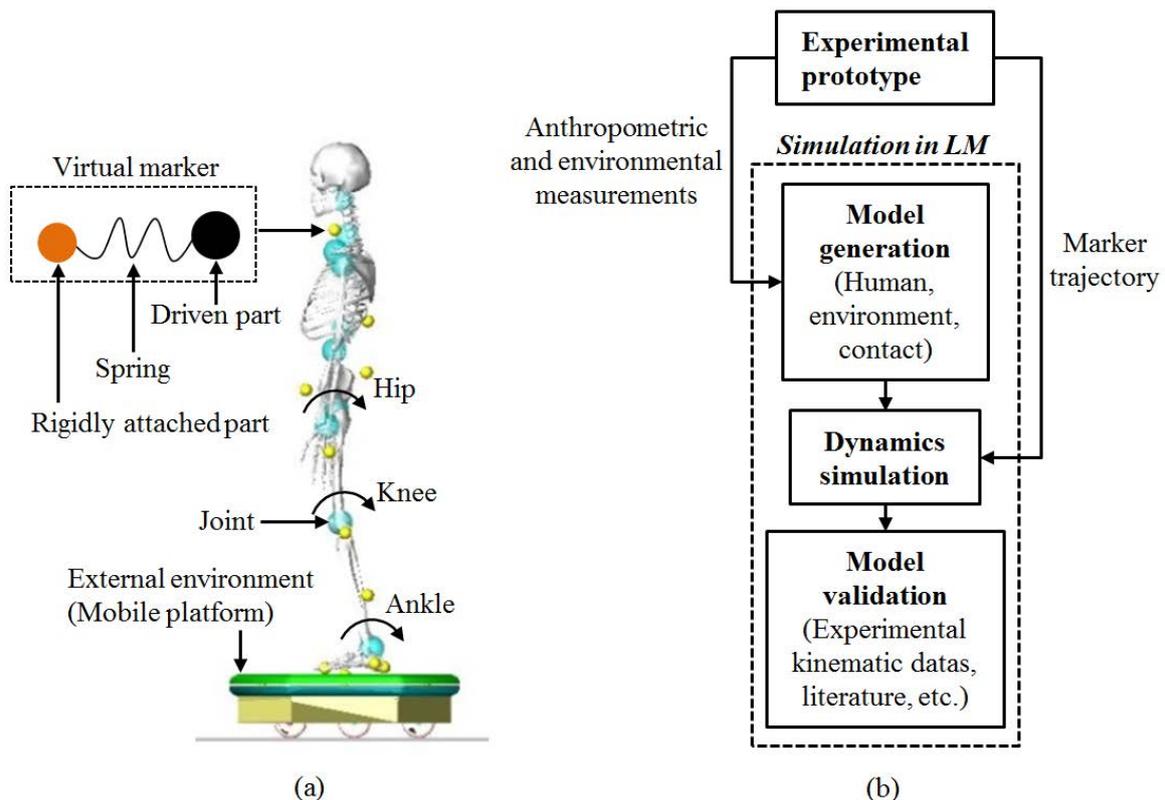


Figure 3.2 : Estimation des angles articulaires dans LM : (a) modèle squelettique complet et environnement extérieur ; (b) schéma de modélisation.

Le modèle humain créé dans LM est un modèle dit squelettique ou musculo-squelettique. Il est composé de 19 segments et de 18 articulations (Figure 3.2a). Certains segments sont constitués de plusieurs os et sont considérés comme un segment rigide, par exemple le segment pied. La longueur, la masse et le moment d'inertie de chaque segment utilisent les données anthropométriques. Chaque articulation est constituée de trois rotations. Les degrés de liberté des articulations peuvent être limités en fonction des contraintes anatomiques. Par exemple pour le genou, les liaisons de rotation dans le plan transversal et frontal sont bloquées. Le modèle de l'environnement extérieur peut être créé avec le logiciel Adams et peut être ensuite utilisé directement dans LM. Cela permettra de réaliser l'interaction

entre le modèle humain et le modèle de l'environnement. Dans notre travail de thèse, l'environnement extérieur est la plateforme IsiSkate.

La réalisation d'une simulation pour reproduire le même comportement que les objets physiques nécessite une utilisation du système de MOCAP. Les informations capturées sont utilisées pour imposer des trajectoires sur les marqueurs du modèle virtuel dans LM (Figure 3.2a). Les positions de ces marqueurs virtuels correspondent aux positions des marqueurs réels fixés sur les objets physiques. Afin de contrôler la position de ces marqueurs virtuels au cours du temps, chacun est composé dans LM de deux objets, un objet piloté et un objet attaché. L'objet piloté contient les données de la trajectoire du marqueur réel correspondant. Il peut donc reproduire la trajectoire du marqueur réel correspondant. L'objet attaché est fixé rigidement au modèle. Le déplacement de l'objet attaché est guidé par l'objet piloté grâce à une liaison de type ressort-amortisseur (ou bushing) à six degrés de liberté. En raison de la présence de la raideur de ressort, le marqueur virtuel est donc un système flexible. Nous savons qu'il existe toujours des différences géométriques entre le modèle virtuel et l'objet physique et que les positions des marqueurs virtuels définies sur le modèle virtuel dans LM ne peuvent pas vraiment respecter les positions réelles. Nous savons aussi qu'il existe toujours des glissements des marqueurs réels sur la peau, etc.. Par conséquent il existera toujours un décalage entre l'objet piloté et l'objet attaché. Le système flexible est donc justement une solution aux problèmes précédents. Cette technique est basée sur une technique d'optimisation dont l'objectif est de minimiser les écarts entre les deux objets des marqueurs.

La Figure 3.2b illustre un schéma de simulation. D'après la simulation, les mouvements angulaires peuvent être mesurés directement dans LM. La simulation réalisée dans LM est composée en fait par deux simulations : une simulation dynamique inverse et une simulation dynamique directe. La mesure des angles articulaires peut être récupérée à l'issue de la simulation directe ou inverse. Par contre, la mesure des données dynamiques (par exemple la mesure du couple articulaire) devra se faire à la fin de la simulation dynamique directe (en post-processing). La description de ces deux simulations sera présentée dans la section 3.2.1.

3.1.3. Estimation basée sur les accéléromètres

Plusieurs approches ont été utilisées pour la mesure des angles articulaires à partir de l'intégration numérique des mesures d'accélération. En effet, il existe à notre connaissance peu de travaux basés sur une modélisation pleinement 3D des corps complets et utilisant

exclusivement des accéléromètres. Nous proposerons ainsi une méthode appelée “Accelerometer Posture Capture (APCAP)”, qui utilise quatre accéléromètres triaxiaux permettant d’estimer la posture spatiale : les angles de la cheville, du genou et de la hanche, d’une personne debout et dont les pieds sont stationnaires sur la plateforme IsiSkate. Ces estimations permettent d’identifier les stratégies adoptées par la personne ce qui constitue une de nos contributions dans l’analyse des mouvements dans les moyens de transports.

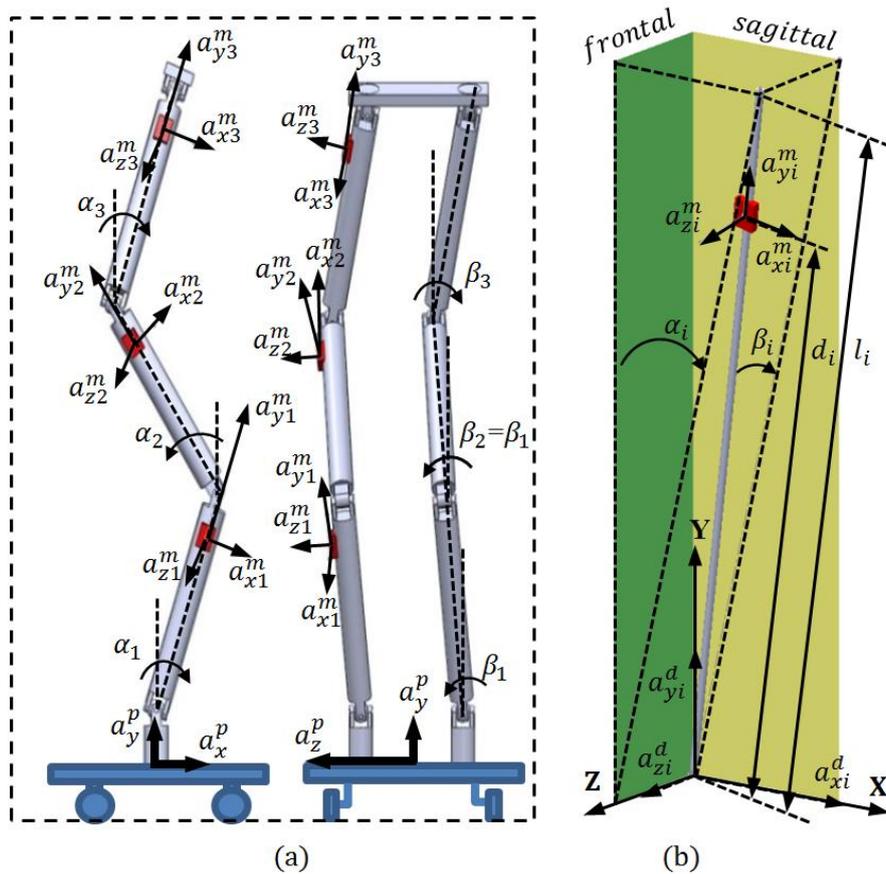


Figure 3.3 : *Modèle tri-articulé et les mesures des accéléromètres.*

Avant de présenter notre méthode APCAP, nous définissons d’abord des informations nécessaires sur l’emplacement des accéléromètres ainsi que leurs composantes, illustrées dans la Figure 3.3. Le sujet est représenté par ses membres inférieurs sous un modèle à cinq degrés de liberté. Chaque membre est représenté par trois articulations : la cheville, le genou et la hanche qui lient le pied, la jambe, la cuisse et le HAT. Les pieds sont fixés rigidement à la plateforme. Les articulations de la cheville et de la hanche sont représentées respectivement par une liaison universelle. Cette dernière permet des rotations dans les plans sagittal et frontal. L’articulation du genou est présentée par une seule liaison pivot normale au plan sagittal. La perturbation translatrice créée par la plateforme agit sur les pieds avec les accélérations a_x^p , a_y^p

et a_z^p . Ces trois valeurs sont mesurées par l'accéléromètre fixé sur la plateforme. Les trois autres accéléromètres sont placés sur la jambe, la cuisse et le HAT. La distance entre l'accéléromètre et l'articulation adjacente et en amont est notée d_i ($i = 1,2,3$), avec i représentant respectivement la jambe, la cuisse et le HAT. Chaque accéléromètre mesure les valeurs a_{xi}^m , a_{yi}^m et a_{zi}^m par rapport à son propre repère. Rappelons que dans le cas d'une perturbation, les segments du sujet s'inclinent en direction A/P et M/L. Dans ce cas précis, la direction de a_{xi}^m est toujours parallèle au plan sagittal alors que la direction de a_{yi}^m est orientée vers l'axe vertical anatomique. La Figure 3.3b illustre les inclinaisons d'un segment référencé par les angles α_i et β_i , ainsi que les distances l_i et d_i pour la position des capteurs. Nous avons également noté les accélérations linéaires par rapport au repère global (X, Y, Z) au niveau de l'articulation de chaque segment comme a_{xi}^d , a_{yi}^d et a_{zi}^d . Nous notons l'accélération de la gravité comme g , la mesure a_{xi}^m peut être présentée par les composantes :

- de l'accélération tangente : $d_i \ddot{\alpha}_i c \beta_i$
- de l'accélération de gravité : $-g s \alpha_i$
- des accélérations au niveau de l'articulation qu'il mesure : $a_{xi}^d c \alpha_i - a_{yi}^d s \alpha_i$

La mesure a_{zi}^m peut être présentée par les composantes :

- de l'accélération tangente : $-d_i \ddot{\beta}_i$
- de l'accélération de gravité : $g s \beta_i c \alpha_i$
- des accélérations au niveau de l'articulation qu'il mesure : $a_{xi}^d s \beta_i s \alpha_i + a_{yi}^d s \beta_i c \alpha_i + a_{zi}^d c \beta_i$

Les accélérations mesurées a_{xi}^m et a_{zi}^m s'expriment sous forme matricielle comme :

$$\begin{pmatrix} a_{xi}^m \\ a_{zi}^m \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} d_i \ddot{\alpha}_i c \beta_i - g s \alpha_i + a_{xi}^d c \alpha_i - a_{yi}^d s \alpha_i \\ -d_i \ddot{\beta}_i + g s \beta_i c \alpha_i + a_{xi}^d s \beta_i s \alpha_i + a_{yi}^d s \beta_i c \alpha_i + a_{zi}^d c \beta_i \end{pmatrix} \quad (3.4)$$

avec

$$\begin{pmatrix} a_{xi}^d \\ a_{yi}^d \\ a_{zi}^d \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} l_i \ddot{\alpha}_{i'} c \alpha_{i'} c \beta_{i'} - l_i \ddot{\beta}_{i'} s \alpha_{i'} s \beta_{i'} + a_{xi}^{d'} \\ -l_i \ddot{\alpha}_{i'} s \alpha_{i'} c \beta_{i'} - l_i \ddot{\beta}_{i'} c \alpha_{i'} s \beta_{i'} + a_{yi}^{d'} \\ -l_i \ddot{\beta}_{i'} c \beta_{i'} + a_{zi}^{d'} \end{pmatrix}, \begin{pmatrix} a_{x1}^d \\ a_{y1}^d \\ a_{z1}^d \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_x^p \\ a_y^p \\ a_z^p \end{pmatrix} \text{ et } i' \equiv i - 1.$$

Dans le domaine à temps discret, l'équation (3.4) peut s'exprimer, en remplaçant les dérivées continues par leurs approximations en différences finis.

$$\begin{pmatrix} a_{xi,k}^m \\ a_{zi,k}^m \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} d_i c \beta_{i,k} \frac{\alpha_{i,k+1} - 2\alpha_{i,k} + \alpha_{i,k-1}}{T^2} - (a_{yi,k}^d + g) \frac{s\alpha_{i,k}}{\alpha_{i,k}} \alpha_{i,k} + a_{xi,k}^d c \alpha_{i,k} \\ -d_i \frac{\beta_{i,k+1} - 2\beta_{i,k} + \beta_{i,k-1}}{T^2} + (a_{xi,k}^d s \alpha_{i,k} + a_{yi,k}^d c \alpha_{i,k} + g c \alpha_{i,k}) \frac{s\beta_{i,k}}{\beta_{i,k}} \beta_{i,k} + a_{zi,k}^d c \beta_{i,k} \end{pmatrix} \quad (3.5)$$

avec $k = 2 \dots N - 1$, N le nombre d'échantillons, T la période d'échantillonnage,

$$\begin{pmatrix} a_{xi,k}^d \\ a_{yi,k}^d \\ a_{zi,k}^d \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} l_{i'} \frac{\alpha_{i',k+1} - 2\alpha_{i',k} + \alpha_{i',k-1}}{T^2} c \alpha_{i',k} c \beta_{i',k} - l_{i'} \frac{\beta_{i',k+1} - 2\beta_{i',k} + \beta_{i',k-1}}{T^2} s \alpha_{i',k} s \beta_{i',k} + a_{xi',k}^d \\ -l_{i'} \frac{\alpha_{i',k+1} - 2\alpha_{i',k} + \alpha_{i',k-1}}{T^2} s \alpha_{i',k} c \beta_{i',k} - l_{i'} \frac{\beta_{i',k+1} - 2\beta_{i',k} + \beta_{i',k-1}}{T^2} c \alpha_{i',k} s \beta_{i',k} + a_{yi',k}^d \\ -l_{i'} \frac{\beta_{i',k+1} - 2\beta_{i',k} + \beta_{i',k-1}}{T^2} c \beta_{i',k} + a_{zi',k}^d \end{pmatrix},$$

$$\begin{pmatrix} a_{x1,k}^d \\ a_{y1,k}^d \\ a_{z1,k}^d \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_{x,k}^p \\ a_{y,k}^p \\ a_{z,k}^p \end{pmatrix} \text{ et } i' = i - 1.$$

L'équation (3.5) peut s'écrire encore sous forme compacte :

$$\begin{pmatrix} a_{xi,k}^m \\ a_{zi,k}^m \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} B_{si,k} \alpha_{i,k-1} + B_{si,k} \alpha_{i,k+1} + C_{si,k} \alpha_{i,k} + a_{xi,k}^d c \alpha_{i,k} \\ B_{fi,k} \beta_{i,k-1} + B_{fi,k} \beta_{i,k+1} + C_{fi,k} \beta_{i,k} + a_{zi,k}^d c \beta_{i,k} \end{pmatrix} \quad (3.6)$$

où nous avons posé :

$$\begin{pmatrix} B_{si,k} \\ C_{si,k} \\ B_{fi,k} \\ C_{fi,k} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{d_i}{T^2} c \beta_{i,k} \\ -2 \frac{d_i}{T^2} c \beta_{i,k} - (a_{yi,k}^d + g) \\ \frac{d_i}{T^2} \\ 2 \frac{d_i}{T^2} + (a_{xi,k}^d s \alpha_{i,k} + a_{yi,k}^d c \alpha_{i,k} + g c \alpha_{i,k}) \end{pmatrix}$$

puisque $\frac{s\alpha_{i,k}}{\alpha_{i,k}} \approx \frac{s\beta_{i,k}}{\beta_{i,k}} \approx 1$.

Lorsque $k = 2 \dots N - 1$, l'équation (3.6) prend une forme matricielle selon l'équation :

$$\begin{pmatrix} \underbrace{\begin{bmatrix} a_{xi,2}^m \\ \vdots \\ a_{xi,N-1}^m \end{bmatrix}}_{A_{si}} \\ \underbrace{\begin{bmatrix} a_{zi,2}^m \\ \vdots \\ a_{zi,N-1}^m \end{bmatrix}}_{A_{fi}} \end{pmatrix} = \underbrace{\begin{pmatrix} \underbrace{\begin{bmatrix} C_{si,2} B_{si,2} 0 & \cdots & 0 \\ B_{si,3} C_{si,3} & \ddots & 0 \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & \cdots & 0 B_{si,N-1} C_{si,N-1} \end{bmatrix}}_{E_{si}} \underbrace{\begin{bmatrix} \alpha_{i,2} \\ \vdots \\ \alpha_{i,N-1} \end{bmatrix}}_{\alpha_i} + \underbrace{\begin{pmatrix} B_{si,2} \alpha_{i,1} \\ 0 \\ \vdots \\ 0 \\ B_{si,N-1} \alpha_{i,N} \end{pmatrix}}_{D_{si}} + \underbrace{\begin{bmatrix} a_{xi,2}^d c \alpha_{i,2} \\ \vdots \\ a_{xi,N-1}^d c \alpha_{i,N-1} \end{bmatrix}} \end{pmatrix}_{D_{si}} \\ \underbrace{\begin{pmatrix} \underbrace{\begin{bmatrix} C_{fi,2} B_{fi,2} 0 & \cdots & 0 \\ B_{fi,3} C_{fi,3} & \ddots & 0 \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & \cdots & 0 B_{fi,N-1} C_{fi,N-1} \end{bmatrix}}_{E_{fi}} \underbrace{\begin{bmatrix} \beta_{i,2} \\ \vdots \\ \beta_{i,N-1} \end{bmatrix}}_{\beta_i} + \underbrace{\begin{pmatrix} B_{fi,2} \beta_{i,1} \\ 0 \\ \vdots \\ 0 \\ B_{fi,N-1} \beta_{i,N} \end{pmatrix}}_{D_{fi}} + \underbrace{\begin{bmatrix} a_{zi,2}^d c \beta_{i,2} \\ \vdots \\ a_{zi,N-1}^d c \beta_{i,N-1} \end{bmatrix}} \end{pmatrix}_{D_{fi}} \quad (3.7)$$

Elle peut aussi se mettre sous la forme suivante (3.8) permettant ainsi d'utiliser l'algorithme de [Thomas \(1949\)](#) :

$$\underbrace{\begin{pmatrix} E_{si} \\ E_{fi} \end{pmatrix}}_{E_i} \underbrace{\begin{pmatrix} \alpha_i \\ \beta_i \end{pmatrix}}_{\theta_i} = \underbrace{\begin{pmatrix} A_{si} \\ A_{fi} \end{pmatrix}}_{A_i} - \underbrace{\begin{pmatrix} D_{si} \\ D_{fi} \end{pmatrix}}_{D_i} \quad (3.8)$$

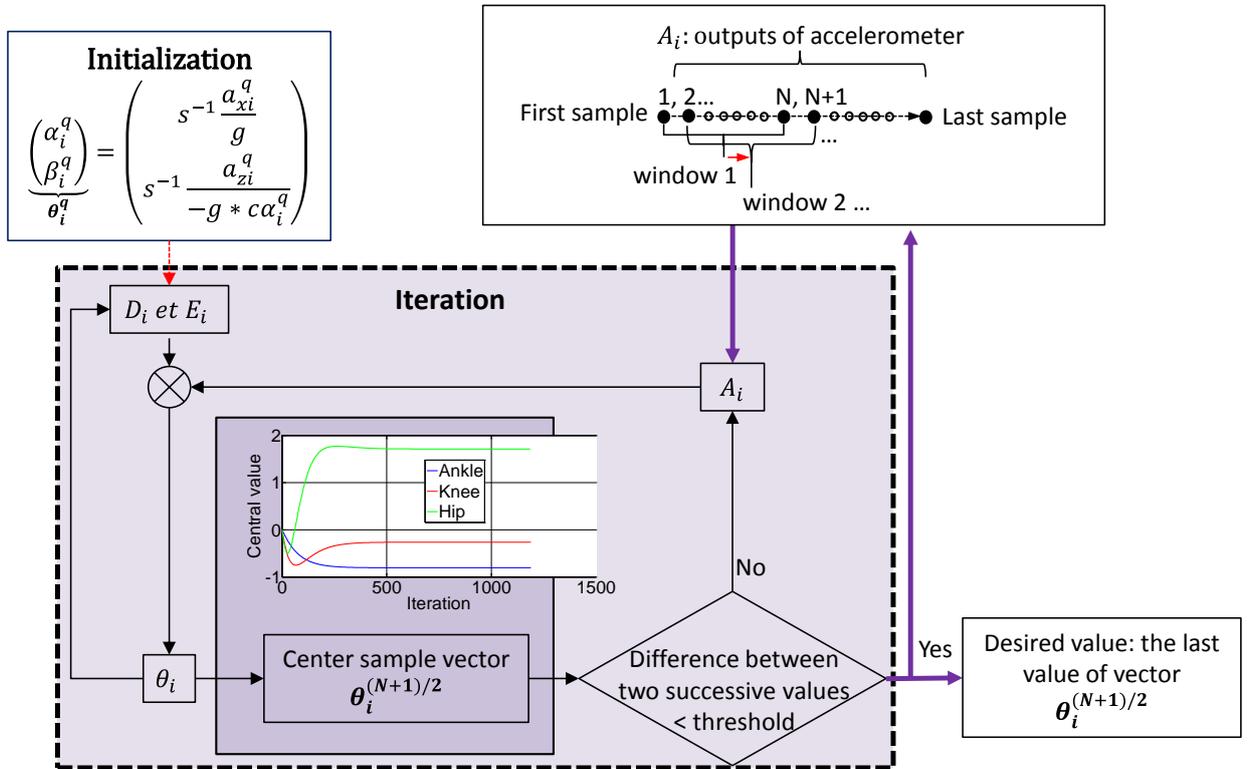


Figure 3.4 : Description du calcul itératif pour déterminer l'orientation angulaire.

L'estimation de θ_i est déterminée par un algorithme itératif modifié par rapport à celui proposé par [Caroselli et al. \(2013\)](#). Pour utiliser cet algorithme, les sorties des accéléromètres A_i sont organisées sous la forme d'une série de fenêtres temporelles glissantes (Figure 3.4) et sont considérées comme les valeurs d'entrée dans l'équation (3.8).

Nous avons N échantillons dans chaque fenêtre temporelle. Le nombre N est défini comme un chiffre impair. A la première itération dans la première fenêtre temporelle, les angles d'inclinaison dans les vecteurs E_i et D_i de l'équation (3.8) sont définis par des valeurs constantes. Un vecteur θ_i est alors trouvé pour ce premier cycle de calcul, dont la valeur au milieu du vecteur est considérée comme la valeur souhaitée pour ce cycle. Les matrices E_i et D_i sont ensuite mises à jour à partir du vecteur θ_i calculé précédemment. Un nouveau vecteur θ_i et une nouvelle valeur au milieu sont alors déterminés. Ainsi par itération, une série de valeurs aux milieux est trouvée. Ces valeurs présentent une caractéristique de convergence vers une valeur constante. Le calcul itératif dans la fenêtre actuelle se termine lorsque la différence entre deux valeurs aux milieux successives est inférieure à un seuil de calcul. A la fin du calcul itératif, la dernière valeur au milieu est prise comme résultat souhaité dans la première fenêtre. Un nouveau calcul itératif est ensuite effectué dans la deuxième fenêtre. Le deuxième échantillon du vecteur A_i de la première fenêtre devient le premier échantillon de la deuxième fenêtre et le $(N + 1)^{\text{ème}}$ échantillonnage du vecteur A_i est ajouté en considérant comme le dernier échantillon dans la deuxième fenêtre. Cela veut dire que la fenêtre temporelle est glissée en décalant un échantillonnage à la deuxième fenêtre. Le vecteur θ_i calculé précédemment dans la première fenêtre est utilisé pour initialiser les vecteurs E_i et D_i dans la deuxième fenêtre. Le calcul itératif est ensuite effectué et le résultat souhaité est trouvé dans la deuxième fenêtre. Les initialisations similaires sont effectuées dans les fenêtres successives suivantes. En effet, à partir de la deuxième fenêtre, une seule itération de calcul est suffisante pour trouver le résultat souhaité de chaque fenêtre. Une série de valeurs souhaitées est alors déterminée.

Dans l'algorithme de [Caroselli et al. \(2013\)](#), à la première itération dans la première fenêtre temporelle, les angles d'inclinaison dans les vecteurs E_i et D_i sont définis égaux à zéro. L'initialisation de notre algorithme s'effectue à partir de la position quasi-statique juste avant la perturbation. Ainsi, pour le premier cycle du calcul itératif dans la première fenêtre temporelle, les angles d'inclinaison dans les vecteurs E_i et D_i sont donnés par les estimations quasi-statiques 3D des angles sagittal α_i^q et frontal β_i^q :

$$\begin{pmatrix} \alpha_i^q \\ \beta_i^q \\ \theta_i^q \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} S^{-1} \frac{a_{xi}^q}{g} \\ S^{-1} \frac{a_{zi}^q}{-g * c \alpha_i^q} \end{pmatrix} \quad (3.9)$$

où a_{xi}^q et a_{zi}^q sont les mesures issues des accéléromètres lorsque le sujet est quasi-statique (juste avant la perturbation).

Enfin, les angles articulaires estimés sont alors déterminés par :

$$\theta_i^e = \theta_i - \theta_{i-1} \quad (3.10)$$

avec $\theta_0 = 0$, θ_1^e l'angle de la cheville, θ_2^e l'angle du genou, θ_3^e l'angle de la hanche.

Nous considérons que tous les angles articulaires sont nuls au début de la perturbation. Nous avons alors les angles articulaires suivants :

$$\theta_i^0 = \theta_i^e - (\theta_i^q - \theta_{i-1}^q) \quad (3.11)$$

avec $\theta_0^q = 0$, θ_i^0 l'angle estimé dans le cas où les angles articulaires sont considérés nuls au début de la perturbation.

Ces mesures sont compatibles avec les applications de l'analyse de l'équilibre dynamique puisque l'on ne s'intéresse qu'aux variations des angles articulaires. Ce qui représente également l'avantage d'éliminer les erreurs de montage et de recalage des accéléromètres sur le sujet. Grâce à cette technique, la configuration initiale du sujet n'est nullement critique.

3.2. Estimation des couples articulaires

3.2.1. Estimation basée sur LM

Le logiciel LM nous permet de réaliser la modélisation et la simulation des mouvements des objets physiques. Les résultats d'analyse peuvent être extraits directement à la fin de la validation de la modélisation. La modélisation dans LM contient deux processus de simulation dynamique : une simulation dynamique inverse et une simulation dynamique directe. Dans la section 3.1.2, nous avons présenté un schéma de modélisation (voir la Figure 3.2b). La mesure

des angles articulaires peut s'exécuter à la fin de la simulation dynamique inverse dans laquelle le modèle est piloté par les trajectoires des marqueurs capturées par le système du MOCAP. Elle peut s'exécuter aussi à la fin de la simulation dynamique directe puisque les mouvements du modèle dans les deux processus de simulation sont identiques. Par contre, l'affichage des grandeurs dynamiques comme les couples articulaires nécessite l'exécution de toute la simulation dynamique directe puisque les configurations des paramètres comme par exemple la raideur, l'amortissement et le frottement, etc. des articulations, des muscles et des contacts entre le modèle virtuel de l'humain et les environnements extérieurs sont nécessaires. Un exemple de la configuration des paramètres articulaires est illustré dans la Figure 3.5.



Figure 3.5 : *Panneau de configuration des paramètres articulaires.*

La Figure 3.6 illustre un scénario complet de la simulation LM utilisant un modèle biomécanique de type musculo-squelettique. Dans la simulation dynamique inverse, les trajectoires des marqueurs jouent un rôle de moteur pour générer le mouvement du modèle. Dans ce processus, l'historique des contractions musculaires et des angles articulaires est enregistré. La force musculaire passive et le couple articulaire passif sont simulés avec des paramètres de raideur et d'amortissement. Ainsi les contrôleurs PID et PD sont appliqués respectivement à la force musculaire passive et au couple articulaire passif pour créer les éléments actifs correspondants. Le mouvement du sujet est alors réalisé en fonction de la force musculaire active et du couple articulaire actif.

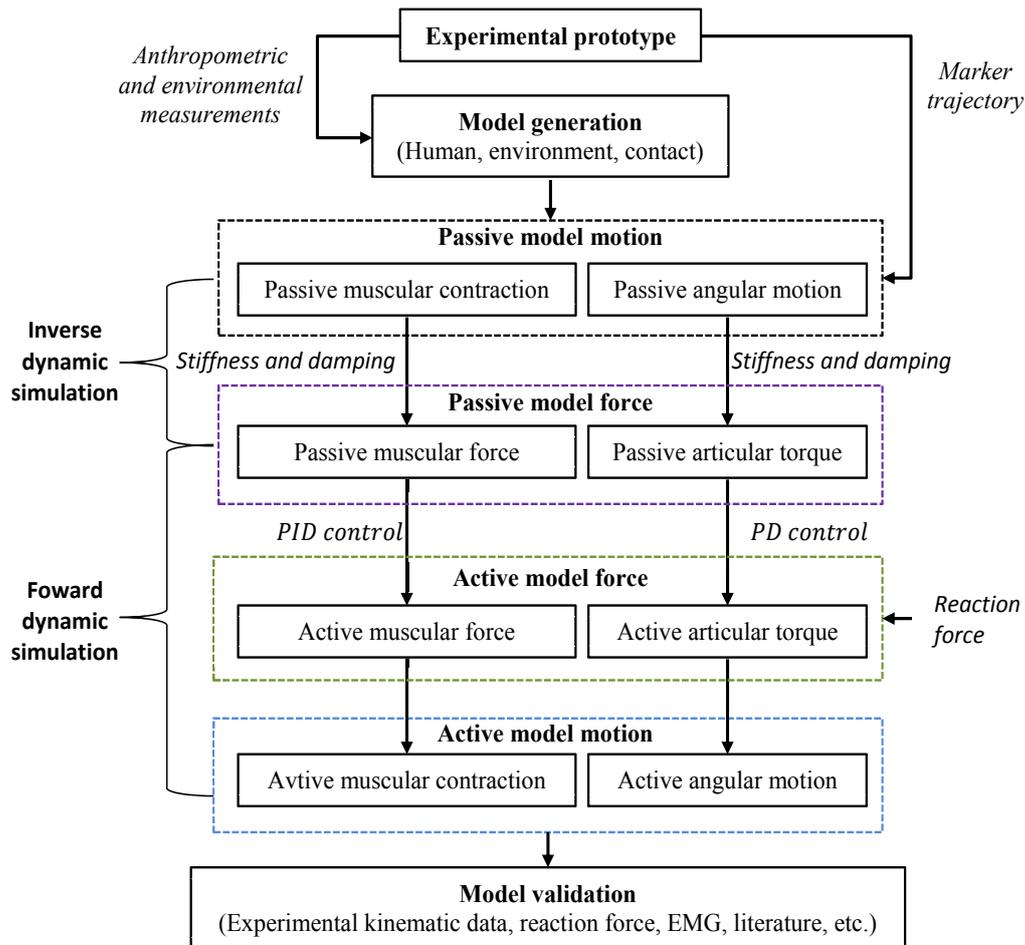


Figure 3.6 : Scénario de la simulation du LM.

Concernant l’environnement extérieur, l’historique de la plateforme IsiSkate est enregistré dans la simulation dynamique inverse et se trouve appliqué directement dans la simulation dynamique directe pour générer le mouvement de la plateforme. Le contact entre les pieds du modèle humain et la plateforme est de type encastrement. Il permet de transmettre la perturbation au modèle virtuel de l’humain, ce qui complète notre modélisation dans LM.

Les couples articulaires peuvent être mesurés directement après une validation de la modélisation. Pour réaliser la modélisation validée, les paramètres du modèle tels que les raideurs et amortissement ont été réglés après quelques tests et en suivant les recommandations données par le logiciel. Néanmoins afin d’adapter les paramètres à chaque sujet, il serait intéressant d’approfondir cet aspect en faisant appel à des techniques d’optimisation et d’adaptation automatiques. Nous remarquons aussi que l’utilisation du logiciel LM nécessite le système de MOCAP pour acquérir les données d’entrée. Ce système ainsi que le logiciel LM lui-même sont coûteux en terme financier et en temps car ils ont besoin d’une labellisation

fastidieuse. Nous proposons donc une solution alternative qui est beaucoup moins chère et plus facile à réaliser. Elle consiste à recréer un modèle dynamique inverse à l'aide d'un modèle de triple PI et des paramètres cinématiques mesurés par les accéléromètres. La réalisation du modèle dynamique inverse est présentée dans la section suivante.

3.2.2. Estimation basée sur les accéléromètres

Nous avons présenté dans la section 3.1.3 la méthode APCAP qui utilise le modèle de triple PI et les mesures des accéléromètres triaxiaux pour estimer les trajectoires angulaires des articulations. Les évolutions peuvent être injectées dans le modèle dynamique inverse pour résoudre les couples articulaires. Le modèle inverse utilisé ici est basé sur l'algorithme bien connu en robotique sous le nom de Newton-Euler récursif. Cet algorithme peut traiter les équations non seulement par la solution symbolique équivalente Lagrange ([Greenwood, 1988](#)) et Kane ([Kane and Levinson, 1985](#)), mais aussi par la solution numérique qui peut être réalisée simplement dans le logiciel Matlab ([Kuo, 1998](#)).

Le principe de cet algorithme est présenté par les formules (3.12) et (3.13) avec la configuration du $i^{\text{ème}}$ segment illustrée sur la Figure 3.7 et le point de référence se situe au CoM :

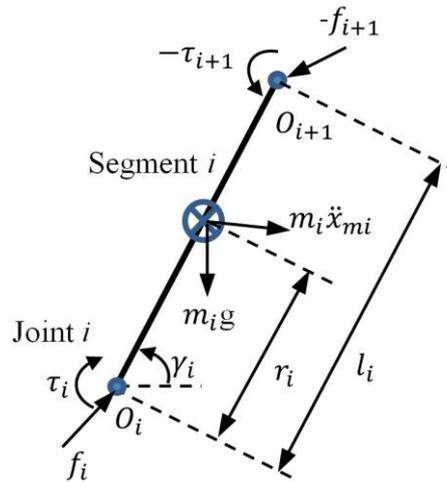


Figure 3.7 : Configuration d'un segment rigide.

$$m_i \ddot{x}_{mi} = f_i - f_{i+1} + m_i g \quad (3.12)$$

$$I_i \ddot{\gamma}_i + \dot{\gamma}_i \times (I_i \dot{\gamma}_i) = \tau_i - \tau_{i+1} + f_i \times r_i - f_{i+1} \times (l_i - r_i) \quad (3.13)$$

où $i = 0 \dots n$; f_i et τ_i sont la force et le couple inter-segmentaires ; γ_i est l'angle d'inclinaison par rapport à l'axe horizontal ; x_{mi} présente la trajectoire du CoM ; r_i est la position du CoM sur le segment ; m_i et l_i expriment respectivement la masse et la longueur du segment ; I_i est le moment d'inertie ; g est l'accélération de la gravité.

En effet, il existe deux phases de traitement de ce système d'équations : une phase descendante (Figure 3.8a) et une phase ascendante (Figure 3.8b).

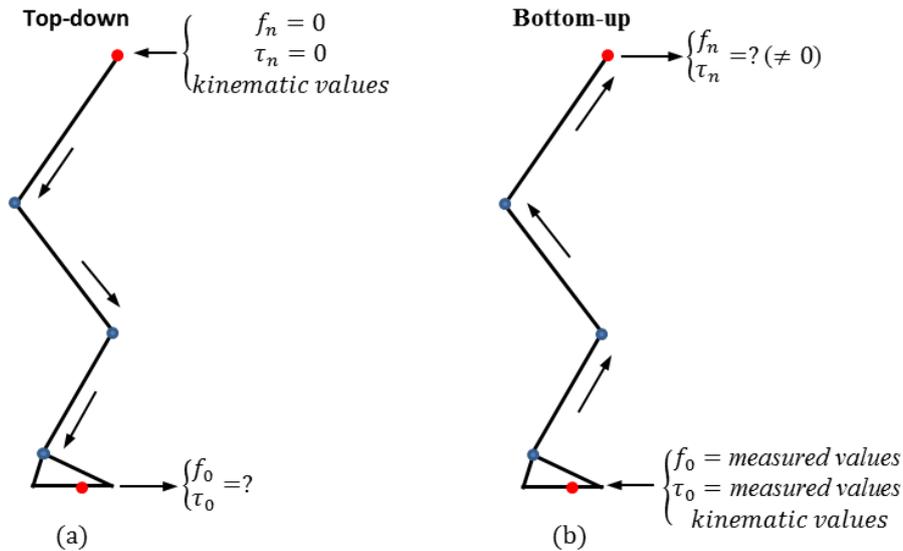


Figure 3.8 : Deux phases de traitement des équations de Newton-Euler : (a) phase descendante ; (b) phase ascendante.

Pour la phase descendante, les conditions aux limites $f_n = 0$ et $\tau_n = 0$ à l'extrémité libre du segment HAT et les estimations cinématiques connues $\dot{\gamma}_i$, $\ddot{\gamma}_i$ et \ddot{x}_{mi} sont injectées dans les équations (3.12) et (3.13). Le calcul récursif commence à partir de l'articulation la plus supérieure jusqu'à l'articulation la plus inférieure. Pour la phase ascendante, les mesures du plateau de force f_0 et τ_0 sont ajoutées et considérées comme les conditions aux limites. Elles sont intégrées avec les estimations cinématiques connues et injectées dans les équations (3.12) et (3.13). Le problème dynamique inverse est traité successivement à partir de l'articulation la plus inférieure jusqu'à l'articulation la plus supérieure.

En comparaison des deux phases de traitement, l'ajout des mesures du plateau de force dans la phase ascendante amène une amélioration de la précision d'estimation. Par contre dans les deux phases, les estimations cinématiques ont besoin de dériver numériquement les angles articulaires afin de déterminer les vitesses et les accélérations (linéaires et angulaires), ce qui a

pour effet d'amplifier les bruits. De ce fait là, les derniers résultats du calcul récursif qui commence à partir des conditions aux limites d'un côté violeront les conditions aux limites de l'autre côté. Par exemple pour la phase ascendante, les derniers résultats f_n et τ_n à l'extrémité libre du segment HAT ne seront pas nuls.

Une solution alternative à ce problème consiste à assembler les deux phases de traitement afin de garder toutes les conditions aux limites et de trouver les couples inter-segmentaires correspondant à ces conditions aux limites. Cet assemblage produira un système surdéterminé des équations. Ce système surdéterminé peut être traité par la technique d'optimisation au sens des moindres carrés comme dans [Kuo \(1998\)](#) et [Cahouet et al. \(2002\)](#). Un schéma de traitement de la méthode des moindres carrés est illustré dans la Figure 3.9.

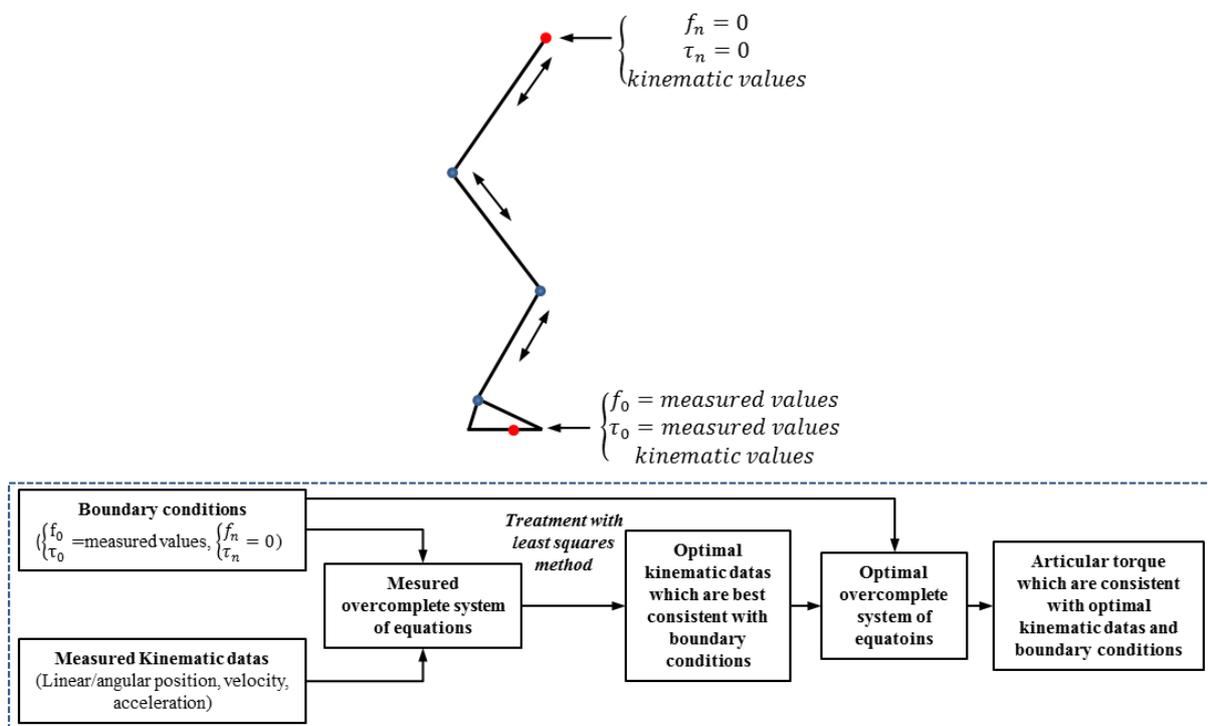


Figure 3.9 : Traitement des équations de Newton-Euler avec la méthode optimale des moindres carrés.

Dans le processus de traitement des moindres carrés, les dérivées numériques des angles articulaires sont relaxées et optimisées afin qu'elles puissent correspondre aux conditions aux limites gardées. Avec les conditions aux limites et les données cinématiques optimales, une série de couples articulaires sera trouvée.

Si on considère que l'analyse de l'équilibre dans la direction A/P est plus significative

qu'en direction M/L, nous allons présenter ici l'estimation des couples articulaires restreinte dans le plan sagittal. Nous commençons par une présentation de la configuration du système dynamique qui concerne le sujet et la plateforme de perturbation, voir la Figure 3.10.

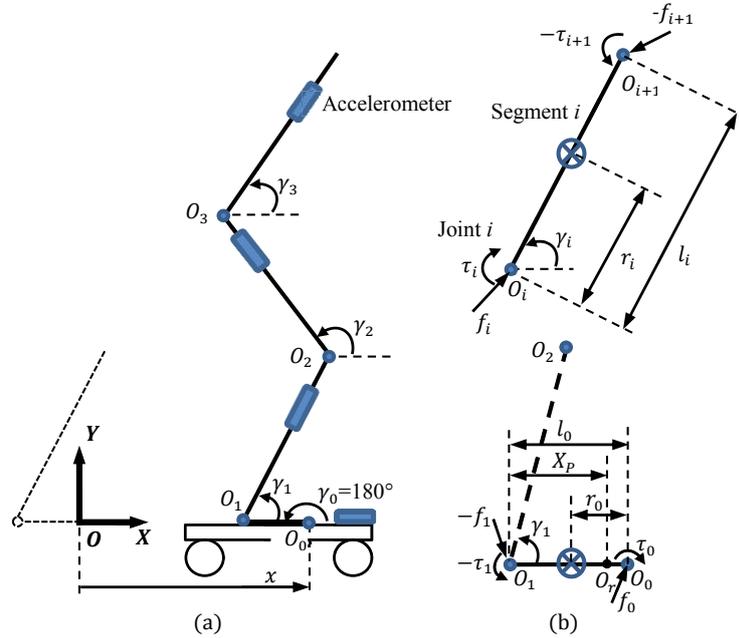


Figure 3.10 : Configuration du système dynamique consistant en le sujet et la plateforme de perturbation.

Le sujet est modélisé dans le plan sagittal par quatre segments rigides représentant respectivement le pied, la jambe, la cuisse et le HAT. Trois liaisons pivots reliant ces segments entre eux représentent respectivement les articulations de la cheville, du genou et de la hanche. Les pieds sont considérés fixés rigidement à la plateforme. Le point d'origine des coordonnées généralisées est situé au niveau de la surface de la plateforme, comme illustré sur la Figure 3.10a. La plateforme crée une perturbation exprimée par le déplacement selon la direction x . Sous l'effet de la perturbation de la plateforme, les segments s'inclinent par rapport à la direction horizontale avec les angles γ_i . Les indices $i = 0 \dots 3$ correspondent respectivement aux liaisons de contact, de la cheville, du genou et de la hanche. La force f_i et le couple τ_i sont les actions inter-segmentaires agissant sur le segment i (voir la Figure 3.10b). Les symboles m_i , r_i et l_i expriment respectivement la masse, la position du CoM et la longueur du segment i .

La hauteur de la cheville est négligée. Le pied est considéré donc comme un segment horizontal de longueur l_0 qui est la distance horizontale entre la cheville O_1 et la tête métatarsienne O_0 . Notons également f_0 et τ_0 les réactions agissant sur le point O_0 . Le point O_r

est considéré comme le point résultant de toutes les forces de réaction. La variable X_p représente la distance entre les points O_1 et O_r . Le point O_r est lié au déplacement du CoP.

Les résultats trouvés par la méthode APCAP constituent les entrées des équations de Newton-Euler permettant d'estimer les couples articulaires. Soit $\gamma \equiv (\gamma_0, \gamma_1, \gamma_2, \gamma_3)^T$ avec $\gamma_0 = 180^\circ$ puisque le pied est immobile sur la plateforme. La vitesse angulaire $\dot{\gamma}$ et l'accélération angulaire $\ddot{\gamma}$ sont estimées grâce à une différence finie centrale, on obtient ainsi $\dot{\gamma} = (\gamma_{t+T} - \gamma_{t-T})/2T$, $\ddot{\gamma} = (\gamma_{t+2T} - 2\gamma + \gamma_{t-2T})/4T^2$ avec T le temps d'échantillonnage. Le déplacement X_p du CoP par rapport à la plateforme est mesuré par le plateau de force. Les déplacements x_m du CoM par rapport à la plateforme de tous les segments peuvent être déterminés par les équations cinématiques suivantes ($s_i \equiv \sin\gamma_i$; $c_i \equiv \cos\gamma_i$) :

$$x_m \equiv \begin{bmatrix} x_{m0} \\ x_{m1} \\ x_{m2} \\ x_{m3} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} r_0 c_0 \\ r_0 s_0 \\ l_0 c_0 + r_1 c_1 \\ l_0 s_0 + r_1 s_1 \\ l_0 c_0 + l_1 c_1 + r_2 c_2 \\ l_0 s_0 + l_1 s_1 + r_2 s_2 \\ l_0 c_0 + l_1 c_1 + l_2 c_2 + r_3 c_3 \\ l_0 s_0 + l_1 s_1 + l_2 s_2 + r_3 s_3 \end{bmatrix} \quad (3.14)$$

Nous notons que le couple et la force articulaire du modèle sont $\tau \equiv (\tau_0, \tau_1, \tau_2, \tau_3)^T$ et $f \equiv (f_0, f_1, f_2, f_3)^T$. Le développement du modèle dynamique nécessite deux séries d'équations : la première série des équations associe les couples articulaires τ et les accélérations angulaires $\ddot{\gamma}$. La deuxième série associe les couples articulaires τ et les réactions τ_0, f_0 agissant sur le pied.

Si on note la matrice Jacobienne $J = \partial x_m / \partial \gamma$, les accélérations linéaires \ddot{x}_m par rapport à la plateforme s'écrivent :

$$\ddot{x}_m = J\ddot{\gamma} + \dot{J}\dot{\gamma} \quad (3.15)$$

Notons $X \equiv [x, 0, x, 0, x, 0, x, 0]^T$ avec x le déplacement de la plateforme, les accélérations, par rapport au sol, du CoM de tous les segments peuvent être exprimées comme suit :

$$\ddot{x}_g = \ddot{x}_m + \ddot{X} = J\ddot{\gamma} + \dot{J}\dot{\gamma} + \ddot{X} \quad (3.16)$$

Les équations de Newton-Euler s'écrivent :

$$M_d \ddot{x}_g = S_2 f - g_v \quad (3.17)$$

$$I_d \ddot{\gamma} = S_1 \tau + S_3 f \quad (3.18)$$

où $M_d \equiv \text{diag}(m_0, m_0, m_1, m_1, m_2, m_2, m_3, m_3)$; $S_2 \equiv \begin{bmatrix} I^{2*2} & -I^{2*2} & 0^{2*2} & 0^{2*2} \\ 0^{2*2} & I^{2*2} & -I^{2*2} & 0 \\ 0^{2*2} & 0^{2*2} & I^{2*2} & -I^{2*2} \\ 0^{2*2} & 0^{2*2} & 0^{2*2} & I^{2*2} \end{bmatrix}$ avec I^{2*2} la

matrice identique en dimension 2×2 ; $g_v \equiv [0, m_0, 0, m_1, 0, m_2, 0, m_3]^T * g$ avec g l'accélération due à la gravité ; $I_d \equiv \text{diag}(I_0, I_1, I_2, I_3)$ avec I_i le moment d'inertie par rapport

au CoM du segment i ; $S_1 \equiv \begin{bmatrix} 1 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & -1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$ et

$S_3 \equiv$

$$\begin{bmatrix} r_0 s_0 & -r_0 c_0 & (l_0 - r_0) s_0 & -(l_0 - r_0) c_0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & r_1 s_1 & -r_1 c_1 & (l_1 - r_1) s_1 & -(l_1 - r_1) c_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & r_2 s_2 & -r_2 c_2 & (l_2 - r_2) s_2 & -(l_2 - r_2) c_2 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & r_3 s_3 & -r_3 c_3 \end{bmatrix}$$

La première série des équations associant les couples articulaires τ et les accélérations angulaires $\ddot{\gamma}$ peut être obtenue par la combinaison des équations (3.16)-(3.18) :

$$M_{(\gamma)} \ddot{\gamma} = S_1 \tau + G_{(\gamma)} + V_{(\gamma, \dot{\gamma})} + P_{(\gamma, \ddot{x})} \quad (3.19)$$

où $M_{(\gamma)} \equiv I_d - S_3 S_2^{-1} M_d J$ est la matrice de la masse ; $G_{(\gamma)} \equiv S_3 S_2^{-1} g_v$ est le vecteur des termes de gravité ; $V_{(\gamma, \dot{\gamma})} \equiv S_3 S_2^{-1} M_d \dot{J} \dot{\gamma}$ est le vecteur des termes centrifuges et de Coriolis ; $P_{(\gamma, \ddot{x})} \equiv S_3 S_2^{-1} M_d \ddot{X}$ est le vecteur des termes d'entraînement dus au mouvement de la plateforme.

Les réactions τ_0 et f_0 agissant sur le pied peuvent être obtenues respectivement par les équations (3.17) et (3.19) :

$$f_0 \equiv \begin{bmatrix} f_{x0} \\ f_{y0} \end{bmatrix} = S_2^1 M_d \ddot{x}_g + S_2^1 g_v \quad (3.20)$$

$$\tau_0 = S_1^1 M_{(\gamma)} \ddot{\gamma} - G_{1(\gamma)} - V_{1(\gamma, \dot{\gamma})} - P_{1(\gamma, \ddot{x})} \quad (3.21)$$

où $S_2^1 \equiv [I^{2*2}, I^{2*2}, I^{2*2}, I^{2*2}]$ est une matrice composée des deux premières lignes de S_2^{-1} ; $S_1^1 \equiv [1, 1, 1, 1]$ est la matrice composée des deux premières lignes de S_1^{-1} ; $G_{1(\gamma)}$, $V_{1(\gamma, \dot{\gamma})}$ et $P_{1(\gamma, \ddot{x})}$ sont respectivement leur première ligne correspondante.

Les équations (3.16), (3.20) et (3.21) sont combinées pour obtenir la relation entre les accélérations angulaires $\ddot{\gamma}$ et les réactions τ_0, f_0 :

$$C_{(\gamma)} \ddot{\gamma} = \begin{bmatrix} \tau_0 \\ f_0 \end{bmatrix} + c_{(\gamma, \dot{\gamma})} \quad (3.22)$$

$$\text{où } C_{(\gamma)} \equiv \begin{bmatrix} S_1^1 M_{(\gamma)} \\ S_2^1 M_{dJ} \end{bmatrix}; c_{(\gamma, \dot{\gamma})} \equiv \begin{bmatrix} G_{1(\gamma)} + V_{1(\gamma, \dot{\gamma})} + P_{1(\gamma, \ddot{x})} \\ -S_2^1 M_d (J \dot{\gamma} + \ddot{X}) - S_2^1 g_v \end{bmatrix}.$$

La deuxième série des équations associe les couples articulaires τ et les réactions τ_0, f_0 peut être obtenue par la combinaison des équations (3.19) et (3.22) :

$$C_{(\gamma)} M_{(\gamma)}^{-1} S_1 \tau = \begin{bmatrix} \tau_0 \\ f_0 \end{bmatrix} + c_{(\gamma, \dot{\gamma})} - C_{(\gamma)} M_{(\gamma)}^{-1} * (G_{(\gamma)} + V_{(\gamma, \dot{\gamma})} + P_{(\gamma, \ddot{x})}) \quad (3.23)$$

Les équations du système surdéterminé sont formées alors par la combinaison des équations (3.19) et (3.23) :

$$\underbrace{\begin{bmatrix} C_{(\gamma)} M_{(\gamma)}^{-1} S_1 \\ M_{(\gamma)}^{-1} S_1 \end{bmatrix}}_A \tau = \underbrace{\begin{bmatrix} \tau_0 \\ f_0 \\ \ddot{\gamma} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} c_{(\gamma, \dot{\gamma})} \\ 0^{4*1} \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} C_{(\gamma)} \\ I^{4*4} \end{bmatrix} M_{(\gamma)}^{-1} * (G_{(\gamma)} + V_{(\gamma, \dot{\gamma})} + P_{(\gamma, \ddot{x})})}_b \quad (3.24)$$

L'équation (3.24) présente une forme linéaire $A\tau = b$ où le nombre de lignes dans A et b est supérieur à la dimension du vecteur τ . La méthode d'optimisation des moindres carrés peut être utilisée pour trouver simultanément la série des couples articulaires τ qui correspond le mieux à toutes les entrées :

$$\tau = \arg \min_{\tau} \|A\tau - b\|^2 \quad (3.25)$$

La solution de l'équation (3.25) est donnée par :

$$\tau = A^+ b \quad (3.26)$$

où A^+ est le pseudo-inverse de la matrice A .

Etant donné que le segment du pied en contact avec la surface de la plateforme reste statique, toutes les forces de réaction créent une résultante en un point unique O_r . Quand le torseur de réaction est reflété au point O_0 , le couple τ_0 est exprimé par $\tau_0 = f_{y0} * (r_0 + X_P - l_0)$ avec f_{y0} la composante verticale de la force f_0 . La force f_{y0} peut être mesurée par le plateau de force et la composante horizontale f_{x0} sera calculée par l'équation (3.20).

Comme nous pouvons nous en apercevoir, les valeurs f_{y0} et τ_0 peuvent être obtenues aussi en utilisant les données des accéléromètres et à partir des équations (3.20) et (3.21). Cependant, les valeurs f_{y0} et τ_0 mesurées par la plateforme restent plus crédibles et moins bruitées que les mesures issues des accéléromètres. Par conséquent, les mesures du plateau de force sont utilisées comme des entrées et introduites comme conditions aux limites dans le système surdéterminé.

Les paramètres anthropométriques sont nécessaires dans les équations de Newton-Euler précédentes : les masses m , les moments d'inertie I par rapport de la masse, les longueurs l et les positions r du CoM de chaque segment. Ils sont obtenus par les relations anthropométriques en fonction de la taille H et du poids M du sujet ([Drillis et al., 1966](#); [Pandy et al., 1990](#); [Winter, 2009](#)). Ils sont donnés par :

$$\left\{ \begin{array}{l} l \equiv \begin{bmatrix} l_0 \\ l_1 \\ l_2 \\ l_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.103 \\ 0.246 \\ 0.245 \\ 0.470 \end{bmatrix} H \\ m \equiv \begin{bmatrix} m_0 \\ m_1 \\ m_2 \\ m_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.0145 * 2 \\ 0.0465 * 2 \\ 0.1000 * 2 \\ 0.6780 \end{bmatrix} M \\ r \equiv \begin{bmatrix} r_0 \\ r_1 \\ r_2 \\ r_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.500l_0 \\ 0.567l_1 \\ 0.567l_2 \\ 0.626l_3 \end{bmatrix} \\ I \equiv \begin{bmatrix} I_0 \\ I_1 \\ I_2 \\ I_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} (0.475l_0)^2 m_0 \\ (0.302l_1)^2 m_1 \\ (0.323l_2)^2 m_2 \\ (0.496l_3)^2 m_3 \end{bmatrix} \end{array} \right.$$

Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons exposé quelques méthodes d'estimation des angles et des couples articulaires d'un sujet soumis à une perturbation dynamique. Le sujet est modélisé par un triple PI continu représentant les trois articulations : la cheville, le genou et la hanche, et les quatre segments : le pied, la jambe, la cuisse et le tronc. L'estimation des angles articulaires concerne en premier la combinaison d'un système de capture de mouvement MOCAP et les équations cinématiques. Le système MOCAP est un dispositif onéreux et n'est utilisé généralement que dans les laboratoires de recherche. La seconde concerne la combinaison du MOCAP et d'un logiciel biomécanique LM. Les angles et les couples articulaires peuvent être mesurés directement dans LM après les simulations dynamiques. Par contre, laissant de côté les limites d'utilisation de MOCAP, la mesure des couples dans LM a besoin d'une identification robuste des paramètres dynamiques internes de l'humain. Une alternative aux deux méthodes précédentes, est la nouvelle méthode proposée APCAP : celle-ci n'utilise que quatre accéléromètres triaxiaux pour estimer les angles articulaires. L'avantage principal est que ces capteurs sont moins onéreux. Leur manipulation n'est pas restreinte aux laboratoires. Les estimations déterminées par la méthode APCAP forment les entrées des équations de Newton-Euler. Le problème dynamique inverse est ensuite traité par la méthode des moindres carrés pour estimer les couples articulaires.

Pour résumer et à partir des deux chapitres précédents, l'utilisation de la plateforme IsiSkate nous a permis de réaliser un modèle dynamique qui simule la dynamique dans le transport en commun et par conséquent d'estimer les paramètres cinématiques et dynamiques du sujet. Dans le chapitre prochain, nous allons valider notre modèle dynamique et analyser l'équilibre du sujet d'un point de vue statique puis dynamique.

Chapitre 4. Analyses biomécaniques

Introduction

Dans ce chapitre, nous allons présenter les analyses biomécaniques issues du processus de validation de l'algorithme APCAP présenté dans le Chapitre 3. Ces analyses vont nous permettre de faire ressortir de nouvelles propriétés pouvant servir des indices d'équilibre. Simultanément, les tests expérimentaux présentés dans ce chapitre seront aussi utilisés pour valider la plateforme mobile comme moyen de génération des perturbations.

La validation de l'algorithme APCAP a été réalisée par deux séries de tests. La première série de tests s'est effectuée sur un bras mécanique articulé posé sur la plateforme mobile IsiSkate. Dans ce premier cas, les résultats de l'algorithme sont comparés aux mesures des encodeurs magnétiques du bras mécanique et aux mesures issues du système MOCAP. La deuxième série de tests a été réalisée sur des sujets sains debout sur la plateforme IsiSkate. Dans ce cas également, les résultats de l'APCAP sont comparés au système MOCAP couplé au logiciel LM. Des expérimentations sont également effectuées dans le métro afin de déterminer le niveau des perturbations à reproduire en laboratoire par rapport à ceux du métro. Ces perturbations, une fois appliquées sur plusieurs sujets, ont permis d'analyser l'équilibre de ces sujets et de définir de nouveaux indices de sécurité.

Ce chapitre est organisé comme suit. Dans la section 4.1, nous présentons la validation de la méthode APCAP. Dans la section 4.2, nous décrivons la capacité de perturbation de la plateforme développée dans le Chapitre 2. La section 4.3 est dédiée à la description des résultats expérimentaux effectués sur plusieurs sujets humains volontaires et à la définition de nouveaux indices d'équilibre des passagers dans le métro.

4.1. Validation de l'algorithme APCAP

4.1.1. Validation sur bras mécanique

On se propose dans cette partie de valider expérimentalement la méthode APCAP sur un bras articulé passif monté sur la plateforme mobile IsiSkate. La mesure des encodeurs constitue la référence pour la validation. Au-delà de la méthode APCAP, la méthode MOCAP est également testée et comparée.

4.1.1.1. Expérimentation

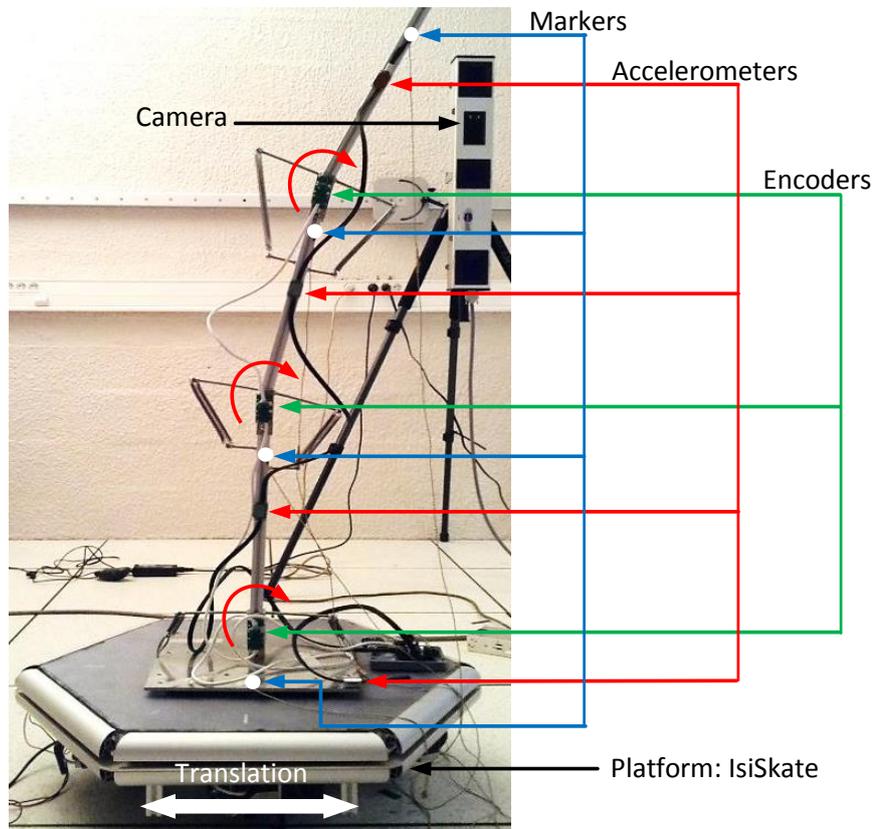


Figure 4.1 : Bras mécanique tri-articulé avec la plateforme.

Le système expérimental se compose d'un bras mécanique articulé et de la plateforme de perturbation IsiSkate selon la Figure 4.1. Ce bras est un système mécanique spécialement conçu pour notre étude. Il est constitué d'une base fixée sur la plateforme et un triple PI continu. La base simule le pied et les trois segments du pendule simulent respectivement la jambe, la cuisse et le HAT d'une personne. Les trois articulations représentent la cheville, le genou et la hanche de la personne. Les longueurs de ces segments sont $l_1 = 0,41 \text{ m}$ pour la jambe et $l_2 = 0,40 \text{ m}$ pour la cuisse. La longueur du pied et du HAT ne jouent pas de rôle dans le calcul. Ces longueurs ont été choisies proportionnellement à la taille d'un humain de 1,65 m selon les relations anthropomorphiques ([Drillis et al., 1966](#); [Pandy et al., 1990](#); [Winter, 2009](#)). Une paire de ressort est montée sur chaque articulation et les deux extrémités sont fixées sur les deux segments afin de maintenir le bras en position verticale stable et sans gêner ses petites inclinaisons dans le plan vertical. En effet, le bras de levier des ressorts est ajusté pour permettre de petites rotations articulaires sous la perturbation de la plateforme comparable à celles d'un humain. Notons que la raideur des ressorts n'a pas été choisie similaire avec la

raideur articulaire d'un humain car l'objectif ici est d'obtenir un système mécanique robuste qui génère des rotations sous les perturbations de la plateforme mais pas de générer des couples articulaires.

L'angle de rotation de chaque articulation est mesuré par un encodeur magnétique avec une résolution de $\pm 0,03^\circ$. Cette mesure est considérée comme une référence pour comparer les méthodes APCAP et MOCAP.

Trois accéléromètres triaxiaux sont fixés sur les segments du triple PI et sont positionnés à des distances $d_1 = d_2 = d_3 = 0,2 \text{ m}$ par rapport au centre de l'articulation qu'ils mesurent (Figure 3.3b). Le quatrième accéléromètre est fixé sur la plateforme mobile. Les accéléromètres utilisés sont des accéléromètres "ADXL362", dont la résolution est de $\pm 0,04 \text{ m/s}^2$. L'acquisition de données est effectuée à une fréquence de 50 Hz et les données sont filtrées avec un filtre passe bas de 4 Hz, compatible avec les fréquences de l'équilibre posturale chez l'homme.

Trois marqueurs optiques sont également fixés sur les trois segments du triple PI (Figure 4.1). Un quatrième marqueur est fixé sur la plateforme. Les trajectoires 3D des marqueurs sont mesurées par le système de MOCAP (CodaMotion pour notre travail) composé de trois caméras infrarouges cadencées à 50 Hz. Cette fréquence est choisie compatible avec le cadencement des encodeurs magnétiques.

Pendant l'expérimentation, la plateforme effectue un mouvement alternatif avec une amplitude de 0,15 m et avec trois fréquences constantes de 0,3 Hz, 0,4 Hz et 0,5 Hz. Pour chaque fréquence, les essais sont répétés 6 fois.

4.1.1.2. Résultats

Les résultats issus des méthodes APCAP et MOCAP sont présentés dans la Figure 4.2. Les mesures des encodeurs magnétiques sont considérées comme signaux de référence pour le calcul des erreurs. La largeur de la fenêtre temporelle de l'algorithme de APCAP est définie telle que le nombre d'échantillons $N = 99$. Cette longueur a été ajustée expérimentalement car l'augmentation de cette largeur de fenêtre n'a pas amélioré la précision des estimations mais par contre a augmenté le temps de calcul.

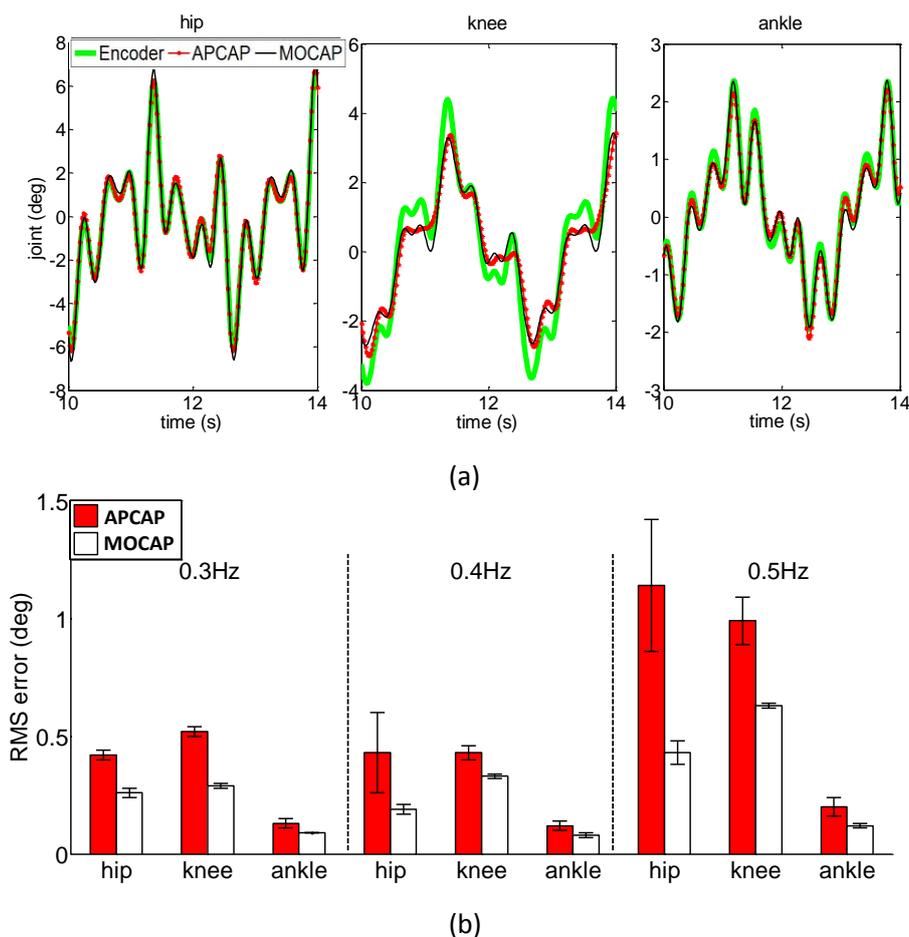


Figure 4.2 : Comparaison des angles articulaires entre APCAP, MOCAP et encodeur pour le modèle mécanique articulé avec l'encodeur comme référence : (a) angles articulaires avec une fréquence de perturbation de 0,4 Hz ; (b) Erreur RMS pour l'ensemble des fréquences et essais.

Tableau 4.1 : APCAP vs. Encodeur sur le bras articulé avec encodeur comme référence.

$Acc (m/s^2)$	Joint	$e_{RMS} (^\circ)$	Corr	$e\%$	$e_{max} (^\circ)$	ROM (°)
3.43 (f=0.3Hz)	hip	0.42	0.98	1.98	2.79	21.31
	knee	0.52	0.93	5.38	2.64	9.61
	ankle	0.13	0.99	2.27	1.05	5.69
4.74 (f=0.4Hz)	hip	0.43	0.98	1.96	5.61	21.37
	knee	0.43	0.97	3.46	2.67	12.59
	ankle	0.12	0.99	1.71	1.03	6.78
5.28 (f=0.5Hz)	hip	1.14	0.97	3.04	8.21	37.59
	knee	0.99	0.97	3.77	5.57	26.18
	ankle	0.20	0.99	1.63	1.28	12.17
Mean		0.47	0.97	2.80		

Tableau 4.2 : *MOCAP vs. Encodeur sur le bras articulé avec encodeur comme référence.*

<i>Acc (m/s²)</i>	<i>Joint</i>	<i>e_{RMS} (°)</i>	<i>Corr</i>	<i>e%</i>	<i>e_{max} (°)</i>	<i>ROM (°)</i>
3.43 (f=0.3Hz)	hip	0.26	1.00	1.21	1.65	21.31
	knee	0.29	0.99	3.03	1.35	9.61
	ankle	0.09	0.99	1.53	0.49	5.69
4.74 (f=0.4Hz)	hip	0.19	1.00	0.93	1.39	21.37
	knee	0.33	0.99	2.63	1.56	12.59
	ankle	0.08	0.99	1.11	0.39	6.78
5.28 (f=0.5Hz)	hip	0.43	1.00	1.15	2.68	37.59
	knee	0.63	1.00	2.39	2.63	26.18
	ankle	0.12	1.00	1.01	0.69	12.17
Mean		0.27	1.00	1.67		

Les Tableaux 4.1 et 4.2 résument les comparaisons des angles estimés entre les méthodes APCAP, MOCAP et les mesures encodeur pour l'ensemble des essais effectués pour chacun des trois niveaux de perturbation 0,3 Hz, 0,4 Hz et 0,5 Hz. On note *Acc* l'accélération maximale au point de rebroussement, *e_{RMS}* l'erreur quadratique, *Corr* le coefficient de corrélation et *ROM* amplitude angulaire.

L'erreur moyenne du modèle basée sur la méthode APCAP est du même ordre de grandeur que celui basé sur la méthode MOCAP. L'erreur moyenne pour les trois articulations (hanche, genou et cheville) est de 0,47° pour APCAP, et assez comparable à l'erreur 0,27° pour MOCAP. Les erreurs sont beaucoup plus petites que les amplitudes des mouvements articulaires dans les mêmes essais. Ces erreurs étant acceptables prouvent la validité de cette méthode de mesure dans le cadre de l'analyse de l'équilibre.

Notons que pour la méthode d'estimation APCAP, l'erreur des mesures pour la cheville varie de 0,12° à 0,2°. Cette erreur est plus faible comparée aux deux autres articulations. Ce résultat est principalement dû à la propagation de l'erreur de la base vers l'extrémité du bras articulé. On note aussi une erreur moyenne particulièrement importante pour la plus grande fréquence de perturbation : elle est due à l'instabilité du bras articulé dont l'angle d'oscillation de la hanche atteint 37,6°. L'erreur relative maximum de 5,4% reste faible et du même ordre de grandeur que celle obtenue avec la méthode MOCAP qui est de 3,0%.

4.1.2. Validation sur sujet humain

La validation de la méthode APCAP, dans cette partie, est exécutée sur la dynamique d'un sujet debout sur la plateforme. Nous ferons une comparaison des angles obtenus par la méthode APCAP avec ceux de MOCAP ainsi que ceux issus du logiciel LM.

4.1.2.1. Expérimentation

Dans cette section, le système expérimental se compose d'un sujet sain, masculin mesurant 1,65 m et pesant 54 kg debout avec ses pieds immobiles sur la plateforme. Comme pour l'évaluation avec le bras articulé, la plateforme répète le même mouvement oscillatoire avec une amplitude de 0,15 m et les fréquences de perturbation variant de 0,3 Hz à 0,5 Hz. La direction de la perturbation se fait selon un axe orienté à 45° par rapport au plan sagittal du sujet (Figure 4.3). La perturbation à 45° permet une évaluation simultanée des angles articulaires dans les deux plans sagittal et frontal. Pour chaque fréquence, l'essai est répété 6 fois. Pendant les tests, le sujet garde les yeux ouverts et les bras immobiles sur les côtés de son corps. Ses pieds gardent la distance cheville-à-cheville égale à celle hanche-à-hanche. Son équilibre est maintenu par la coordination naturelle des orientations de la cheville, du genou et de la hanche.

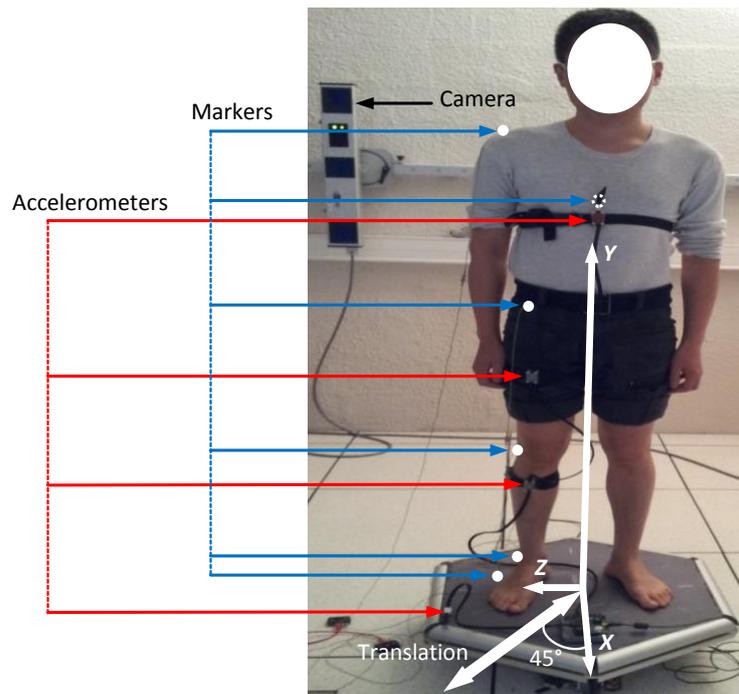


Figure 4.3 : *Sujet sur la plateforme.*

Trois accéléromètres sont attachés respectivement sur la jambe, la cuisse et le tronc grâce à des ceintures élastiques. Une fois attachées, nous mesurons leurs distances à l'axe de rotation de l'articulation amont. Dans l'expérimentation décrite dans ce chapitre, les distances sont $d_1 = 0,28 \text{ m}$, $d_2 = 0,24 \text{ m}$ et $d_3 = 0,27 \text{ m}$. Les accéléromètres sont orientés de façon à

ce que leur axe x soit dans le plan sagittal et orthogonal à l'axe longitudinal du segment sur lequel il est fixé. Rappelons qu'un quatrième accéléromètre est installé sur la plateforme.

Cinq marqueurs du MOCAP sont également attachés au sujet. Ils sont collés respectivement sur la cheville, le genou, la hanche, le tronc et l'épaule (Figure 4.3). Avec cette configuration minimale, les orientations de la jambe et de la cuisse sont déterminées respectivement par deux marqueurs. L'orientation du HAT est définie par les positions de trois marqueurs. Un sixième marqueur est fixé sur la plateforme à côté du pied. Les trajectoires 3D des marqueurs sont ainsi capturées par le système MOCAP du CodaMotion.

Aussi, le logiciel LM est utilisé afin de comparer ses résultats biomécaniques à ceux de la méthode APCAP. Nous avons modélisé un modèle squelettique complet pour observer la série des postures du sujet pendant la simulation. Le sujet virtuel modélisé dans LM utilise les données d'un humain de taille 1,65 m et de poids 54 kg. Pour pouvoir comparer les résultats du modèle biomécanique aux résultats expérimentaux effectués sur l'homme, le modèle biomécanique du sujet colle le plus possible au modèle du triple PI, nous n'avons libéré que les articulations de la cheville, du genou et de la hanche. Nous avons ainsi limité le mouvement de l'articulation du genou au plan sagittal et ceux de la hanche et de la cheville aux deux plans frontal et sagittal.

4.1.2.2. Résultats

Dans cette section nous allons présenter une comparaison, par rapport à la mesure du MOCAP considérée comme une vérité terrain, comparées aux résultats cinématiques issus de l'estimation APCAP et du modèle biomécanique LM. Ces résultats représentent les angles articulaires dans les plans sagittal et frontal. La largeur de la fenêtre temporelle de l'algorithme de APCAP est représentée par un nombre d'échantillons $N = 99$.

- Angles A/P

Les comparaisons des angles A/P sur les trois articulations : la cheville, le genou et la hanche, sont présentées dans la Figure 4.4.

Les Tableaux 4.3 et 4.4 résument les comparaisons des angles A/P estimés entre les méthodes APCAP, MOCAP et LM. L'ensemble des essais est effectué pour trois niveaux de

perturbation 0,3 Hz, 0,4 Hz et 0,5 Hz. On rappelle que Acc est l'accélération maximale au point de rebroussement, e_{RMS} est l'erreur quadratique et $Corr$ est le coefficient de corrélation.

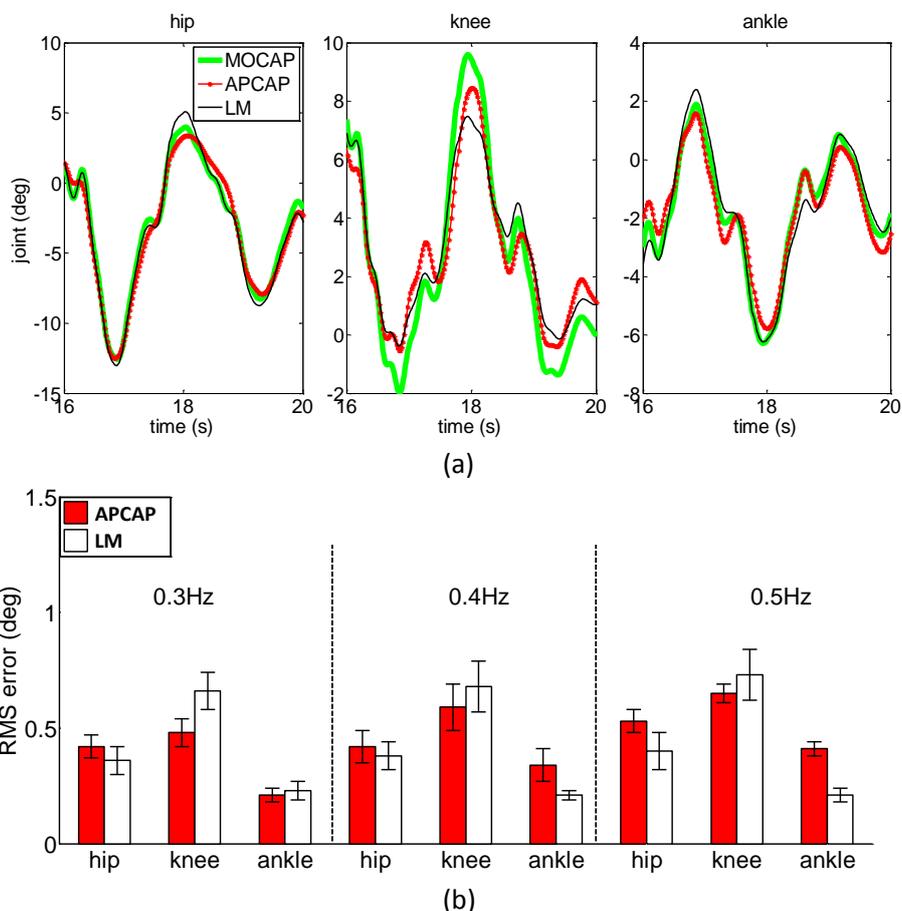


Figure 4.4 : Comparaison des angles articulaires A/P entre APCAP, MOCAP et LM pour le sujet avec MOCAP comme référence : (a) angles articulaires A/P avec une fréquence de perturbation de 0,4 Hz ; (b) Erreur RMS pour l'ensemble des fréquences et essais.

Tableau 4.3 : APCAP vs. MOCAP pour l'estimation A/P sur le sujet avec MOCAP comme référence.

Acc (m/s^2)	Joint	e_{RMS} (°)	Corr	$e\%$	e_{max} (°)	ROM (°)
3.43 ($f=0.3Hz$)	hip	0.42	0.96	3.67	2.29	11.93
	knee	0.48	0.99	3.41	2.62	14.05
	ankle	0.21	0.99	2.45	1.41	8.72
4.74 ($f=0.4Hz$)	hip	0.42	0.98	3.00	2.06	14.88
	knee	0.59	0.99	3.48	3.16	16.78
	ankle	0.34	0.98	3.42	2.09	9.94
5.28 ($f=0.5Hz$)	hip	0.53	0.98	3.12	2.76	17.39
	knee	0.65	0.99	3.35	3.50	19.87
	ankle	0.41	0.98	3.76	2.24	11.26
Mean		0.45	0.98	3.30		

Tableau 4.4 : *LM vs. MOCAP pour l'estimation A/P sur le sujet avec MOCAP comme référence.*

<i>Acc (m/s²)</i>	<i>Joint</i>	<i>e_{RMS} (°)</i>	<i>Corr</i>	<i>e%</i>	<i>e_{max} (°)</i>	<i>ROM (°)</i>
3.43 (f=0.3Hz)	hip	0.36	0.99	3.11	1.71	11.93
	knee	0.66	0.99	4.67	3.26	14.05
	ankle	0.23	0.99	2.62	1.15	8.72
4.74 (f=0.4Hz)	hip	0.38	1.00	2.63	1.76	14.88
	knee	0.68	1.00	4.03	3.19	16.78
	ankle	0.21	0.99	2.16	1.23	9.94
5.28 (f=0.5Hz)	hip	0.40	1.00	2.30	1.99	17.39
	knee	0.73	1.00	3.65	3.54	19.87
	ankle	0.21	0.99	1.83	1.50	11.26
Mean		0.43	1.00	3.00		

Comme illustré sur la Figure 4.4b, le Tableau 4.3 et le Tableau 4.4, l'erreur moyenne de la méthode APCAP est située autour de 0,45° pour l'ensemble des articulations et pour toutes les fréquences de perturbation. Celle de LM est autour de 0,43°. L'erreur moyenne de la cheville est plus faible que les deux autres articulations ce qui confirme l'observation constatée avec le bras articulé. L'erreur relative maximale est de 3,76% pour une amplitude de mouvement de 11,3°. Cette erreur est très acceptable et comparable à celle obtenue par LM qui est de 4,67% pour une amplitude de mouvement de 14,1°. Les résultats A/P issus de la méthode APCAP satisfont les exigences des mesures utilisées pour l'analyse de l'équilibre humain parce que les erreurs sont très petites par rapport aux amplitudes des mouvements articulaires mis en jeu.

- Angles M/L

Les comparaisons des angles M/L sur les deux articulations : la cheville et la hanche, sont présentées dans la Figure 4.5.

Les Tableaux 4.5 et 4.6 résument les comparaisons des angles M/L estimés entre les méthodes APCAP, MOCAP et LM pour l'ensemble des essais effectués pour les trois niveaux de perturbation.

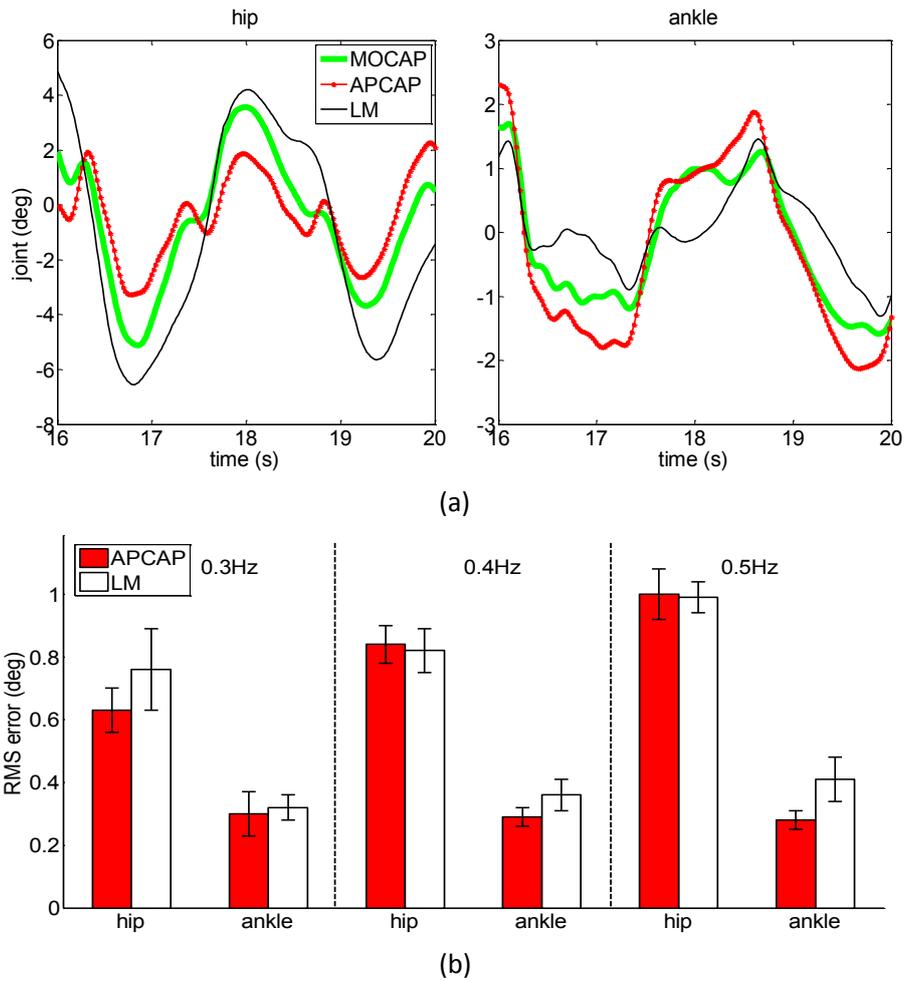


Figure 4.5 : Comparaison des angles articulaires M/L entre APCAP, MOCAP et LM pour le sujet avec MOCAP comme référence : (a) angles articulaires M/L avec une fréquence de perturbation de 0,4 Hz ; (b) Erreur RMS pour l'ensemble des fréquences et essais.

Tableau 4.5 : APCAP vs. MOCAP pour l'estimation M/L sur le sujet avec MOCAP comme référence.

<i>Acc (m/s²)</i>	<i>Joint</i>	<i>e_{RMS} (°)</i>	<i>Corr</i>	<i>e%</i>	<i>e_{max} (°)</i>	<i>ROM (°)</i>
3.43 (f=0.3Hz)	hip	0.63	0.61	9.36	2.69	7.05
	ankle	0.30	0.90	8.18	1.43	3.83
4.74 (f=0.4Hz)	hip	0.84	0.49	10.74	3.33	8.35
	ankle	0.29	0.95	6.88	1.35	4.23
5.28 (f=0.5Hz)	hip	1.00	0.53	10.75	4.07	9.41
	ankle	0.28	0.96	5.36	1.31	5.09
Mean		0.56	0.74	8.55		

Tableau 4.6 : *LM vs. MOCAP pour l'estimation M/L sur le sujet avec MOCAP comme référence.*

<i>Acc (m/s²)</i>	<i>Joint</i>	<i>e_{RMS} (°)</i>	<i>Corr</i>	<i>e%</i>	<i>e_{max} (°)</i>	<i>ROM (°)</i>
3.43 (f=0.3Hz)	hip	0.76	0.84	11.54	3.47	7.05
	ankle	0.32	0.72	8.74	1.53	3.83
4.74 (f=0.4Hz)	hip	0.82	0.93	10.75	3.53	8.35
	ankle	0.36	0.80	8.56	1.62	4.23
5.28 (f=0.5Hz)	hip	0.99	0.95	10.76	4.20	9.41
	ankle	0.41	0.85	8.04	1.84	5.09
Mean		0.61	0.85	9.73		

Comme illustré par la Figure 4.5b, le Tableau 4.5 et le Tableau 4.6, les erreurs observées sont de l'ordre de 0,56° pour l'algorithme APCAP, et sont légèrement inférieures à celle mesurée par LM qui est de 0,61°. L'erreur relative maximale est de 10,75% pour une amplitude du mouvement de 9,4°. Cette erreur est supérieure à celle estimée dans le plan sagittal. Elle peut s'expliquer par les simplifications du modèle effectuées. En effet dans le modèle APCAP, nous n'avons considéré qu'une seule chaîne à 3ddl sans prendre en compte la structure cinématique parallèle que représente les deux jambes du sujet humain. Ces résultats restent cependant acceptables et peuvent aussi être améliorés en utilisant un modèle cinématique humain plus complet.

4.1.3. Discussion

Les résultats expérimentaux sur le bras mécanique articulé et sur le sujet démontrent la viabilité de notre méthode APCAP dans l'estimation des angles articulaires de la cheville, du genou et de la hanche avec une précision suffisante. Ils permettent donc de conclure que cette méthode pourrait être une bonne solution à faible coût pour l'analyse de l'équilibre et de la posture.

Des expérimentations supplémentaires ont été menées pour déterminer l'effet de l'emplacement des accéléromètres sur le sujet. Nous avons constaté qu'en déplaçant l'accéléromètre de 10 cm autour du centre articulaire, la précision de l'estimation est restée inchangée. Notons également qu'une erreur de 1 cm sur la mesure de la distance vers l'axe vertical anatomique du segment représente un effet négligeable. Ce qui confirme la robustesse de la méthode par rapport à des erreurs de calibrage éventuelles.

L'algorithme APCAP suppose que l'angle articulaire initial est égal à zéro et que l'accéléromètre est aligné avec le segment sur lequel il est attaché. En effet l'orientation de l'accéléromètre dépend de la forme de la partie du corps du sujet qui se trouve être très difficile

à mesurer. Les angles estimés par APCAP sont alors inexacts en valeur absolue. Mais l'angle relatif ou la variation d'angle est très fiable. Cette estimation relative du mouvement articulaire est suffisante pour notre étude puisque la majorité des paramètres utilisés pour évaluer l'équilibre est généralement calculée à partir du mouvement relatif du CoP ([Chaudhry et al., 2004](#)).

Enfin nous noterons que l'analyse de l'équilibre à partir des angles articulaires donne un avantage significatif par rapport à l'analyse stabilométrique basée sur la mesure du CoP. En effet l'analyse par les angles articulaires permet une identification de la stratégie de stabilisation adoptée chez différents sujets comme les stratégies dites de la hanche ou de la cheville qui sont très discriminantes et importantes dans le diagnostic des troubles de l'équilibre chez les personnes âgées. Une fois la mesure des angles articulaires validés, nous pouvons nous consacrer aux calculs des grandeurs dynamiques comme les couples et raideurs articulaires afin de compléter cette analyse de l'équilibre et de proposer de nouveaux indices associés.

4.2. Validation du niveau des perturbations de la plateforme IsiSkate

Dans cette section, nous allons procéder à quelques mesures permettant de sélectionner le niveau et le type des perturbations issues du transport urbain que l'on pourra reproduire sur la plateforme. En effet, d'après plusieurs études consacrées aux transports en commun, le contrôle postural des passagers à bord varie en fonction des différents types de perturbations, par exemple la vitesse ([Bothner and Jensen, 2001](#); [Runge et al., 1999](#)), l'amplitude ([Horak et al., 1989](#)), la forme d'onde de déplacement ([Brown et al., 2001](#)), l'accélération ([Mellroy and Maki, 1994](#)) et la durée ([Kirchner et al., 2014](#)). Du fait que les environnements dans le métro et dans le laboratoire sont très différents, il serait trop simpliste de relier directement la perturbation de la plateforme à celle du métro à travers de simples valeurs d'accélération, de durée, etc.. On se propose donc d'utiliser une alternative basée sur des comparaisons en termes de comportement du sujet. La validation sera réalisée par la suite à partir de la comparaison des indices d'équilibre du sujet dans le métro et dans le laboratoire.

Les expérimentations sont réalisées dans deux environnements différents : dans le métro de la ligne 7 à Paris et dans le laboratoire (Figure 4.6). Pour les deux environnements, la plateforme IsiSkate est utilisée.

4.2.1. Expérimentations

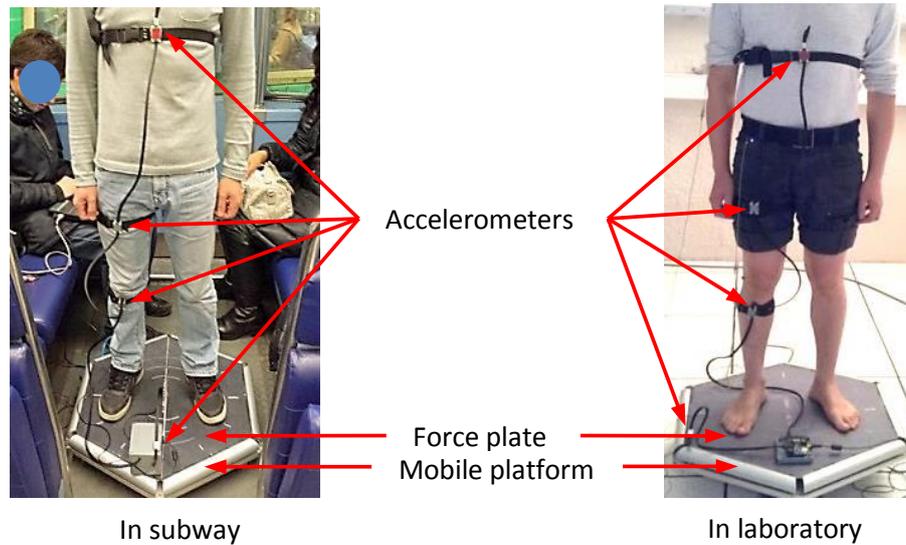


Figure 4.6 : *Expérimentations dans le métro de la ligne 7 à Paris et dans le laboratoire.*

Dans le métro, la plateforme est immobilisée. Un sujet homme sain mesurant 1,65 m et pesant 54 kg est debout avec ses pieds immobiles sur la plateforme. Il fait face à la direction du mouvement du métro. Dans ce cas, la perturbation longitudinale du métro est dans son plan sagittal. L'expérimentation est menée entre 12 stations successives. Pendant l'expérimentation, le sujet garde les yeux ouverts et les bras immobiles sur les côtés de son corps sans tenir une barre. Ses pieds gardent la distance cheville-à-cheville égale à la distance hanche-à-hanche. Son équilibre est maintenu par la coordination naturelle des orientations de la cheville, du genou et de la hanche.

Dans le laboratoire, l'expérimentation est réalisée avec le même sujet mentionné ci-dessus sur la plateforme qui est perturbée dans le plan sagittal. Cette perturbation correspond à un mouvement alternatif sinusoïdal d'amplitude de 0,1 m. Les fréquences de perturbation varient de 0,1 Hz à 0,9 Hz et la durée de la perturbation est de 13 s pour chaque fréquence. Le sujet garde les mêmes conditions que dans le métro. Les essais pour chaque fréquence de perturbation sont répétés trois fois.

Le déplacement du CoP par rapport à la plateforme ainsi que l'amplitude de la force de réaction verticale sont mesurés et enregistrés. Les orientations articulaires sont estimées par la méthode APCAP à partir de données des quatre accéléromètres. Ces mesures du plateau de

force ainsi que les orientations articulaires sont utilisées dans une seconde phase pour estimer les couples articulaires.

4.2.2. Comparaisons des résultats entre le métro et le laboratoire

Du fait de la complexité des signaux de perturbation dans le métro, le mouvement de la plateforme ne sera pas validé directement par les comparaisons entre les paramètres cinématiques usuels comme la vitesse, l'accélération, la durée, etc.. La solution alternative est d'analyser et de comparer les réactions du sujet. Des résultats bruts sont présentés dans l'annexe. An approfondissement des comparaisons des réactions du sujet seront effectuées entre les paramètres cinématiques et dynamiques : les angles et couples articulaires, les vitesses, accélérations et jerks angulaires, afin de déterminer les mouvements de la plateforme susceptibles de reproduire les perturbations ressenties dans le métro.

4.2.2.1. Moyennes des angles articulaires absolus

L'angle articulaire peut refléter l'amplitude angulaire d'inclinaison du segment autour de l'articulation. L'utilisation de l'angle articulaire dans l'équation cinématique anthropométrique permet de calculer le déplacement du CoM ([Winter, 1987](#); [Winter et al., 1998](#)). Pour un PI simple, le déplacement de la projection du CoM est calculé par $X_{CoM} = 0,55H * \sin\alpha$ où H et α sont respectivement la taille de la personne et l'angle de la cheville ; l'expression $0,55H$ explique la hauteur du CoM. Plus α est grand, plus la projection du CoM est proche de la limite du polygone de sustentation et moins le sujet est stable. Pour un triple PI, le déplacement horizontal du CoM du corps entier est calculé par $X_{CoM} = \sum(x_i * m_i) / M$ où m_i est la masse du $i^{ème}$ segment et x_i le déplacement horizontal de son CoM. Dans notre cas, l'expression de x_i peut être trouvée dans l'équation (3.14). Dans ce cas, le déplacement du CoM du corps entier est le résultat des trois orientations de la cheville, du genou et de la hanche. Cependant, la distribution des angles angulaires permettra de mettre en évidence les différentes stratégies dans le maintien de l'équilibre.

Les valeurs moyennes des angles absolus de chaque articulation des essais réalisés dans le métro sont réunies dans le Tableau 4.7. Ces valeurs moyennes constitueront les références pour les comparaisons avec les valeurs issues des essais en laboratoire (Figure 4.7). Manifestement, les résultats pour la fréquence de 0,5 Hz des essais en laboratoire sont les plus proches des valeurs de référence.

Tableau 4.7 : Moyennes des angles articulaires absolus estimés dans le métro de la ligne 7 à Paris.

Mean of absolute angle in subway \pm std (deg)	Ankle	Knee	Hip
	2,9 \pm 0,7	3,8 \pm 0,7	3,4 \pm 1,0

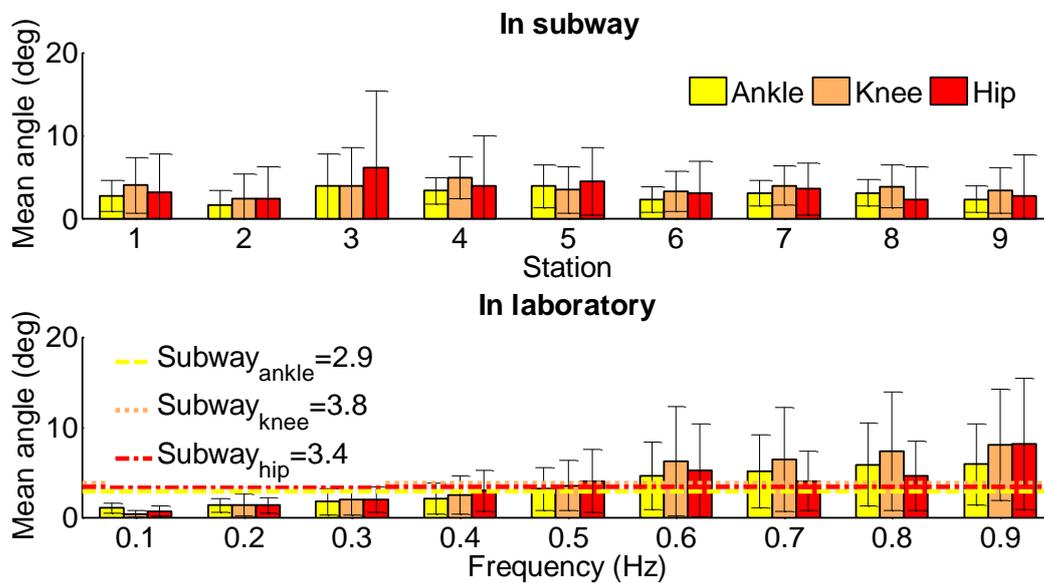


Figure 4.7 : Présentation de l'estimation des moyennes des angles articulaires absolus en fonction de la station dans le métro et en fonction de la fréquence de perturbation dans le laboratoire.

4.2.2.2. Moyennes des vitesses, accélérations et jerks angulaires absolus

Les dérivées par rapport au temps des angles articulaires tels que la vitesse, l'accélération et le jerk représentent comment varient au cours du temps ces angles de réponse vis-à-vis des perturbations extérieures.

Les valeurs moyennes pour tous les essais dans le métro sont récapitulées dans le Tableau 4.8. Elles constituent les références dans les comparaisons avec les valeurs estimées issues des essais en laboratoire (Figure 4.8). On note d'après ces histogrammes, que la fréquence de perturbation de 0,4 Hz de la plateforme fournit les valeurs les plus proches de la référence du métro.

Tableau 4.8 : Moyennes des vitesses, accélérations et jerks angulaires absolus estimés dans le métro de la ligne 7 à Paris.

	Ankle	Knee	Hip
Mean of absolute velocity in subway \pm std (rad/s)	0,11 \pm 0,01	0,13 \pm 0,02	0,16 \pm 0,03
Mean of absolute acceleration in subway \pm std (rad/s ²)	0,9 \pm 0,1	1,6 \pm 0,3	1,5 \pm 0,3
Mean of absolute jerk in subway \pm std (rad/s ³)	20,3 \pm 3,2	43,0 \pm 7,1	40,0 \pm 7,1

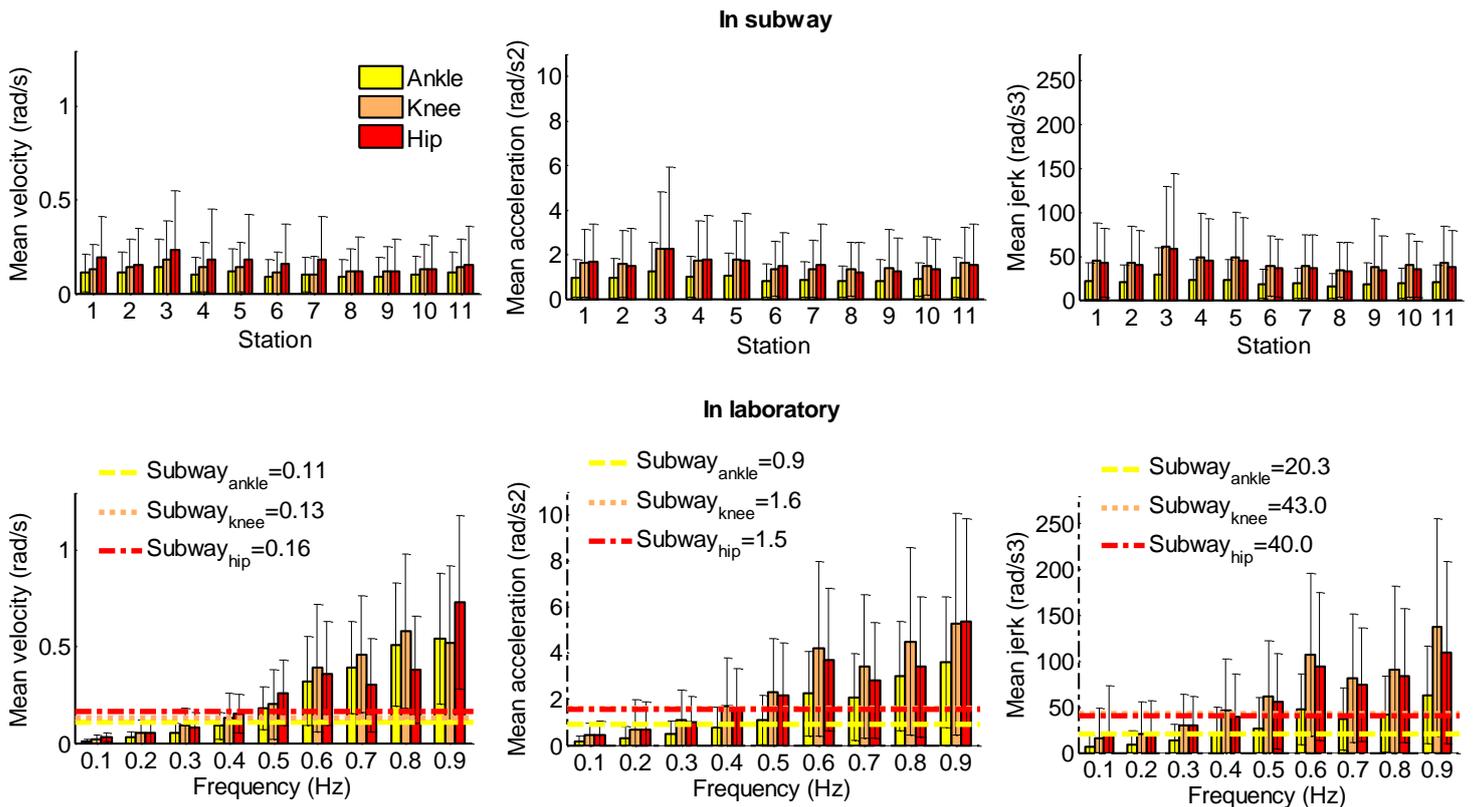


Figure 4.8 : Présentation de l'estimation des moyennes des vitesses, accélérations et jerks angulaires absolus en fonction de la station dans le métro et en fonction de la fréquence de perturbation dans le laboratoire.

4.2.2.3. Moyennes des couples articulaires absolus

Les couples articulaires moyens de chaque articulation pour tous les essais dans le métro sont estimés et sont donnés dans le Tableau 4.9. Ces valeurs moyennes sont les références dans les comparaisons avec les angles articulaires mesurés pendant les essais en laboratoire (Figure 4.9). On remarque que parmi tous les essais dans le laboratoire, les résultats pour la fréquence de 0,5 Hz ou 0,6 Hz restent les plus proches des valeurs de référence.

Tableau 4.9 : Moyennes des couples articulaires absolus estimés dans le métro de la ligne 7 à Paris.

Mean of absolute torque in subway \pm std (Nm)	Ankle	Knee	Hip
	30,5 \pm 5,5	22,8 \pm 4,5	15,5 \pm 3,6

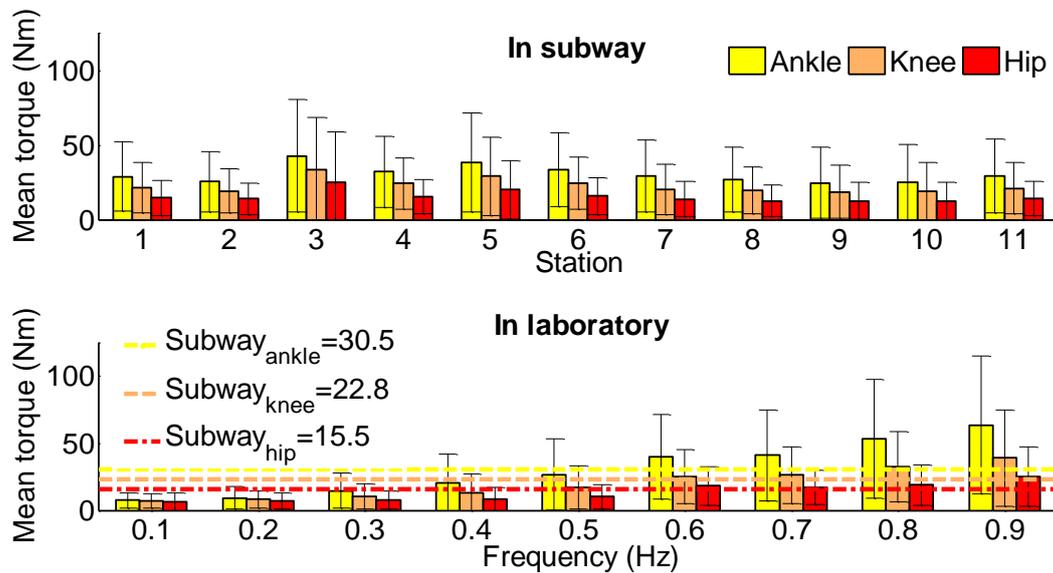


Figure 4.9 : Présentation de l'estimation des moyennes des couples articulaires absolus en fonction de la station dans le métro et en fonction de la fréquence de perturbation dans le laboratoire.

4.2.2.4. Discussion

Nous avons comparé les comportements d'un même sujet soumis à des perturbations dans le métro et en laboratoire à partir des angles, des vitesses, des accélérations, des jerks et des couples dans les articulations. L'intervalle de fréquence 0,4 à 0,6 Hz se révèle la plage la plus proche pour restituer fidèlement la perturbation subie par un passager dans le métro. En effet, la trajectoire de la projection du CoM est une expression synthétique des variations des angles articulaires. Elle est un critère significatif dans l'étude de l'équilibre. En condition statique, la position de la projection verticale du CoM dans la surface du polygone de sustentation explique l'équilibre de la personne. En dynamique, l'opposé de l'accélération ajouté à la gravité donne une nouvelle résultante d'accélération inertielle et gravitationnelle qui projette le CoM dans le plan support. Si la projection est à l'intérieur de la surface du polygone de sustentation alors l'équilibre est dit dynamiquement stable. Plus la projection du CoM est proche de la limite du polygone de sustentation, moins la personne est stable. Si la projection

est en dehors, alors la personne est obligée de faire un pas afin d'essayer d'englober la projection dans un nouveau polygone de sustentation.

On considère que les angles articulaires constituent les critères principaux pour le choix de la fréquence de perturbation de la plateforme. Les dérivées par rapport au temps des angles et les couples articulaires sont considérés comme des critères secondaires. Selon ce choix, on peut conclure que la perturbation de fréquence de 0,5 Hz de la plateforme semble être la plus proche pour simuler en laboratoire le comportement du passager dans le métro. Il faut rappeler que cette conclusion est reliée au choix du mouvement alternatif sinusoïdal pour une amplitude du mouvement de 0,1 m. Lorsque les conditions du mouvement changent, il faudra chercher une nouvelle fréquence de perturbation qui correspondra à la perturbation du métro.

4.3. Proposition de nouveaux indices d'équilibre

Dans cette section, nous présentons une analyse expérimentale effectuée sur 22 sujets qui nous permettra par la suite de définir de nouveaux indices d'équilibre qui peuvent être généralisés au-delà du cas du passager du métro.

4.3.1. Expérimentation

L'expérimentation est effectuée sur 22 sujets sains composés de 16 hommes et 6 femmes. Les âges des sujets varient de 23 ans à 39 ans. Les tailles varient de 1,60 m à 1,95 m. Les conditions de l'expérimentation sont identiques aux précédentes sauf pour la fréquence de perturbation qui est limitée à 0,5 Hz. Comme démontré précédemment, cette fréquence de perturbation appliquée sur la plateforme a été démontrée comme générant un effet sur le sujet identique à celui du métro. De ce fait là, les résultats qui suivront sont considérés refléter les indices d'équilibre des passagers dans le métro.

4.3.2. Indices d'équilibre

4.3.2.1. Moyennes des angles articulaires absolus

La Figure 4.10 illustre l'estimation des angles articulaires moyens des 22 sujets avec une fréquence de perturbation de 0,5 Hz. Les valeurs moyennes de tous les sujets sont données dans le Tableau 4.10. Nous pouvons percevoir sur la figure et le tableau que les variances des angles de la hanche pour tous les sujets sont plus grandes que celle de deux autres articulations.

Il est bien connu que lors de la coordination posturale et le maintien de l'équilibre dynamique, la commande de l'angle de la hanche est plus flexible que celle de la cheville ou celle du genou.

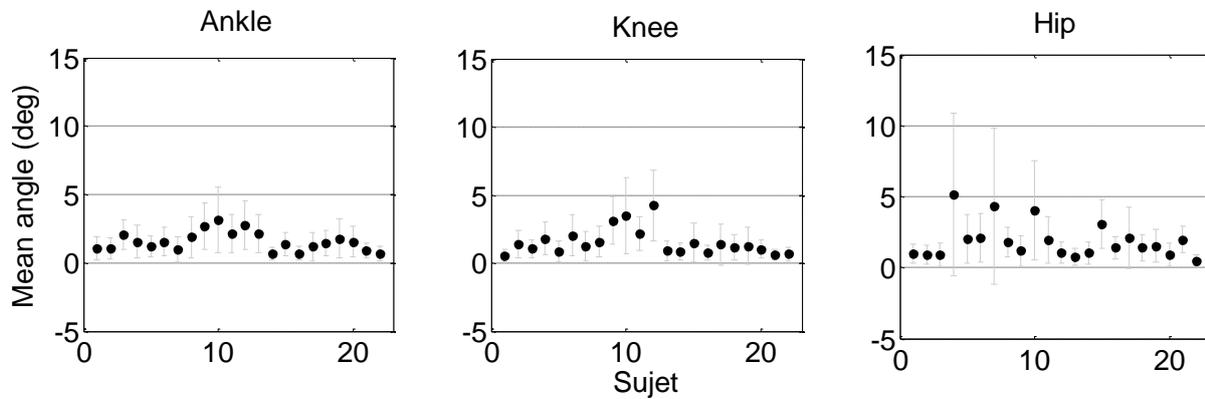


Figure 4.10 : Présentation des moyennes des angles articulaires des 22 sujets en fréquence de perturbation de 0,5 Hz.

Tableau 4.10 : Moyennes des angles articulaires des 22 sujets en fréquence de perturbation de 0,5 Hz.

	Ankle	Knee	Hip
Mean of absolute angle \pm std (deg)	1,6 \pm 0,7	1,5 \pm 1,0	1,9 \pm 1,2

4.3.2.2. Moyennes des vitesses, accélérations et jerks articulaires absolus

La Figure 4.11 illustre l'estimation des vitesses, des accélérations et des jerks angulaires moyens des 22 sujets avec une fréquence de perturbation de 0,5 Hz. Pour tous les sujets, les valeurs moyennes sont données dans le Tableau 4.11. En observant ces valeurs, nous pouvons percevoir que les dérivées (vitesse, accélération et jerk) d'oscillation angulaire de la cheville sont plus petites mais plus stables que celles du genou et de la hanche. Les dérivées d'oscillation angulaire du genou est du même ordre de grandeur que celles de la hanche.

Tableau 4.11 : Moyennes des vitesses, accélérations et jerks angulaires absolus des 22 sujets en fréquence de perturbation de 0,5 Hz.

	Ankle	Knee	Hip
Mean of absolute velocity \pm std (rad/s)	0,08 \pm 0,03	0,12 \pm 0,04	0,12 \pm 0,06
Mean of absolute acceleration \pm std (rad/s ²)	0,9 \pm 0,2	2,3 \pm 0,7	2,2 \pm 0,9
Mean of absolute jerk \pm std (rad/s ³)	26,6 \pm 8,8	64,0 \pm 24,4	61,3 \pm 30,9

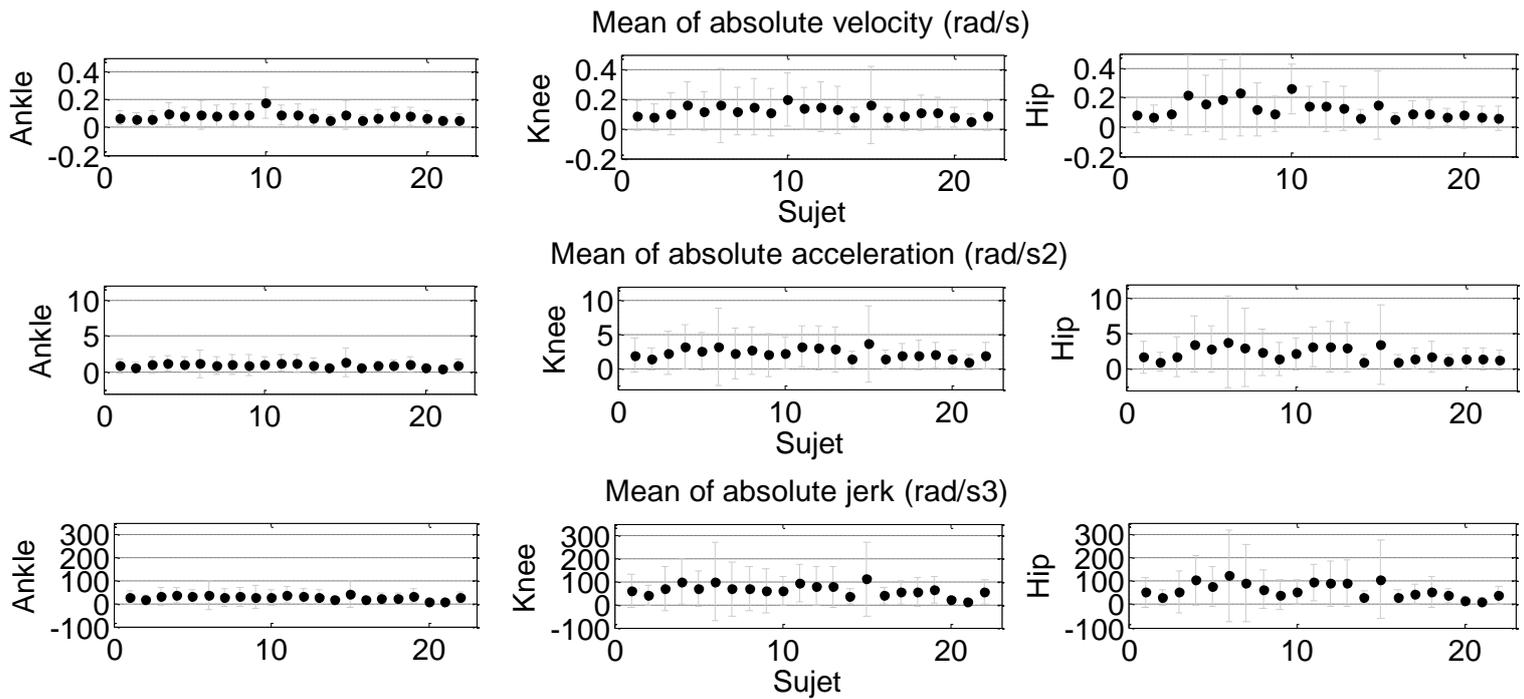


Figure 4.11 : Présentation des moyennes des vitesses, accélérations et jerks angulaires absolus des 22 sujets en fréquence de perturbation de 0,5 Hz.

4.3.2.3. Moyennes des couples articulaires absolus

Des estimations des couples articulaires absolus des 22 sujets avec une fréquence de perturbation de 0,5 Hz sont présentées dans la Figure 4.12a. En considérant qu'il existe des différences individuelles du fait des différentes masses et tailles entre ces personnes, ces couples articulaires sont normalisés en divisant par le poids et la taille pour obtenir un nombre sans dimension. Les résultats normalisés sont montrés dans la Figure 4.12b. Pour tous les sujets, les valeurs moyennes sont exprimées dans le Tableau 4.12. On constate d'après ces estimations que le couple de la cheville est plus grand que celui du genou et celui de la hanche. Il est même deux fois plus important que celui de la hanche.

Tableau 4.12 : Moyennes des couples articulaires absolus des 22 sujets en fréquence de perturbation de 0,5 Hz.

	Ankle	Knee	Hip
Mean of absolute torque \pm std (Nm)	38,4 \pm 11,4	26,2 \pm 7,7	18,2 \pm 5,4
Mean of normalized torque \pm std	0,030 \pm 0,003	0,021 \pm 0,003	0,015 \pm 0,003

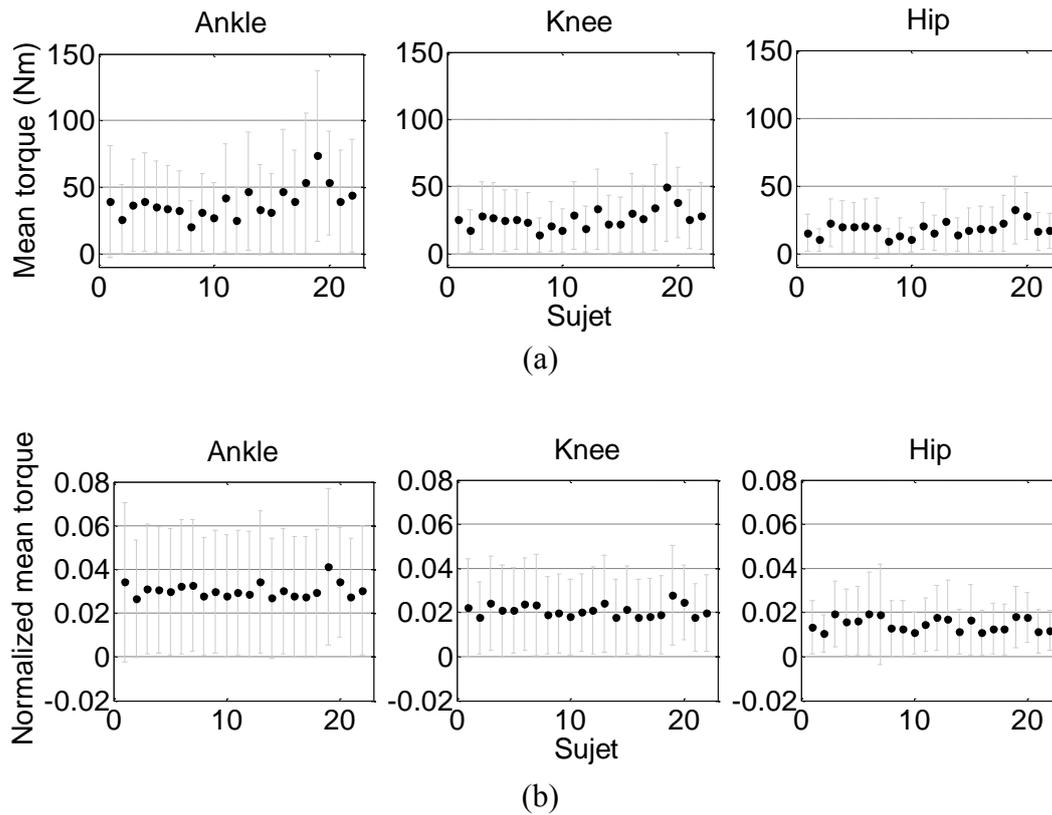


Figure 4.12 : Présentation des moyennes des couples articulaires absolus des 22 sujets en fréquence de perturbation de 0,5 Hz : (a) couples bruts ; (b) couples normalisés.

4.3.2.4. Raideurs articulaires

La raideur articulaire est une raideur de torsion que l'on définit approximativement par le rapport du couple moyen sur l'angle moyen. Des estimations de ces raideurs de rotation axe par axe des 22 sujets sont présentées dans la Figure 4.13a. Pour réduire l'influence des différences entre les personnes, les raideurs sont divisées, comme pour les couples, par le poids et la taille. Les résultats modifiés sont montrés dans la Figure 4.13b. Pour tous les sujets, les valeurs moyennes sont reprises dans le Tableau 4.13. D'après ce dernier, l'ordre de grandeur de la raideur modifiée de la cheville s'avère deux fois plus important que celui de la hanche.

Tableau 4.13 : Moyennes des raideurs rotatoires des 22 sujets en fréquence de perturbation de 0,5 Hz.

	$\tau_{ankle}/\alpha_{ankle}$	$\tau_{knee}/\alpha_{knee}$	τ_{hip}/α_{hip}
Stiffness (Nm/rad)	1721,6	1356,1	783,8
Modified "stiffness" (rad ⁻¹)	1,33	1,03	0,61

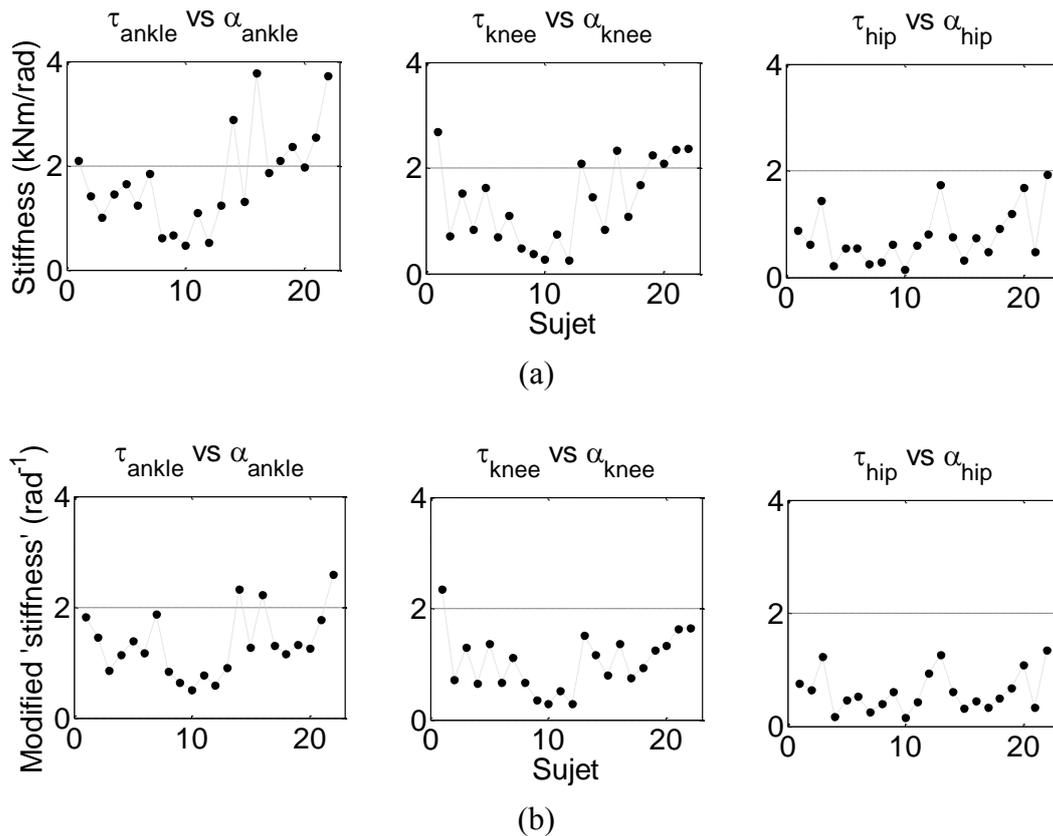


Figure 4.13 : Présentation des moyennes des raideurs rotatoires des 22 sujets en fréquence de perturbation de 0,5 Hz : (a) raideur brute ; (b) raideur modifiée.

4.3.2.5. Pentés des droites de régression

La Figure 4.14 illustre les tracés des angles et couples articulaires, des vitesses, accélérations et jerks angulaires du genou et de la hanche en fonction de ceux de la cheville pour un essai sur un sujet avec la perturbation de la fréquence de 0,5 Hz.

Les résultats ont montré des relations proches linéaires notamment pour le jerk et le couple du genou. Les relations proches linéaires similaires entre les accélérations angulaires de la hanche et de la cheville ont aussi été mis en évidence dans les travaux de [Kuo and Zajac \(1993\)](#) et [Park et al. \(2004\)](#).

D'après ces courbes, nous noterons que la coordination entre le genou et la cheville est bien plus régulière que celle entre la hanche et la cheville pendant le maintien de l'équilibre. Notamment pour le jerk et le couple du genou, les tracés montrent des relations proches linéaires bien plus évidentes que pour les autres paramètres. Ces tracés permettent de mettre en

évidence les droites de régression qui sont tracées ici en utilisant la méthode des moindres carrés (Figure 4.14).

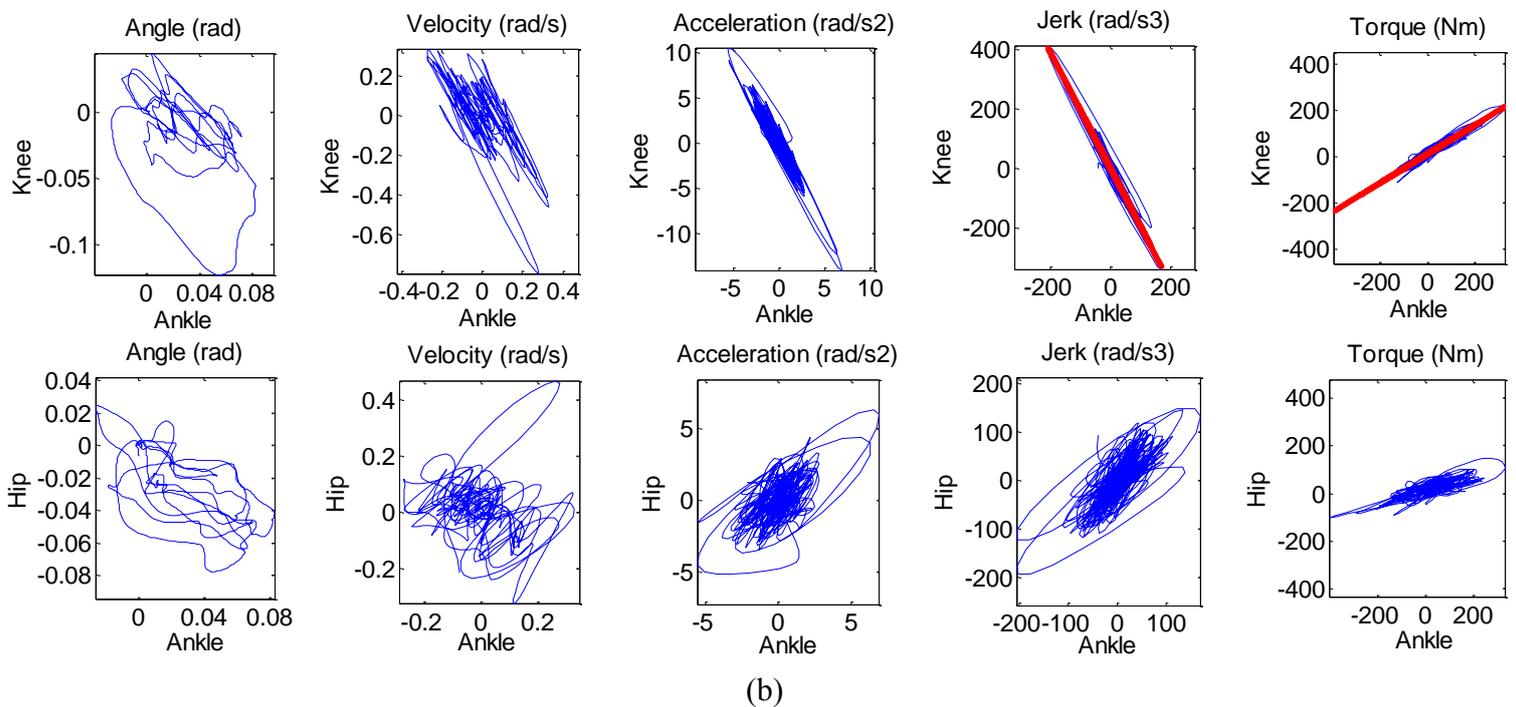


Figure 4.14 : Tracés des estimations cinématique et dynamique du genou et de la hanche en fonction de l'estimation correspondante de la cheville.

Les pentes des droites de régression pour la relation entre le genou et la cheville sont présentées dans la Figure 4.15 avec Jk_{ankle} et Jk_{knee} les jerks angulaires de la cheville et du genou respectivement. En observant cette figure, nous pouvons percevoir que les pentes des droites de régression pour la relation des couples sont bien stables. Pour tous les sujets, les valeurs moyennes sont données dans le Tableau 4.14.

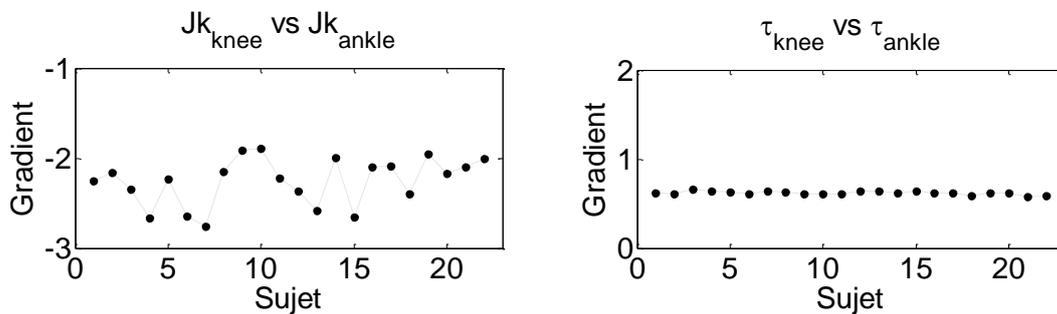


Figure 4.15 : Présentation des pentes des droites de régression pour 22 sujets en fréquence de perturbation de 0,5 Hz.

Tableau 4.14 : *Pentes des droites de régression pour 22 sujets en fréquence de perturbation de 0,5 Hz.*

Linear regression gradient \pm std	Jk_{knee} vs. Jk_{ankle} -2,26 \pm 0,26	τ_{knee} vs. τ_{ankle} 0,62 \pm 0,02
--------------------------------------	--	---

4.3.2.6. Discussion

Des indices de coordination posturale sont résumés ici à partir d'estimations de paramètres cinématiques et dynamiques. Ces indices synthétisés dans le Tableau 4.15 révèlent les caractéristiques suivantes :

- La commande de l'angle de la hanche est plus flexible que celles du genou et de la cheville lors d'une coordination posturale dynamique.
- Les dérivées d'oscillation articulaire du genou et de la hanche sont du même ordre de grandeur et sont plus grandes que celle de la cheville. Par contre, les dérivées pour la cheville sont bien stables.
- A contrario, le couple et la raideur de la cheville sont les plus grands. Ils sont mêmes deux fois plus importants que ceux de la hanche.
- Lors du maintien de l'équilibre dynamique, la coordination posturale entre le genou et la cheville est bien plus régulière que celle entre la hanche et la cheville. Notamment pour la relation des couples, les pentes des droites de régression sont bien stables.

Tableau 4.15 : *Synthèse des indices d'équilibre pour 22 sujets en fréquence de perturbation de 0,5 Hz.*

	Ankle	Knee	Hip
Mean of absolute angle \pm std (deg)	1,6 \pm 0,7	1,5 \pm 1,0	1,9 \pm 1,2
Mean of absolute velocity \pm std (rad/s)	0,08 \pm 0,03	0,12 \pm 0,04	0,12 \pm 0,06
Mean of absolute acceleration \pm std (rad/s ²)	0,9 \pm 0,2	2,3 \pm 0,7	2,2 \pm 0,9
Mean of absolute jerk \pm std (rad/s ³)	26,6 \pm 8,8	64,0 \pm 24,4	61,3 \pm 30,9
Mean of normalized torque \pm std	0,030 \pm 0,003	0,021 \pm 0,003	0,015 \pm 0,003
	$\tau_{ankle}/\alpha_{ankle}$	$\tau_{knee}/\alpha_{knee}$	τ_{hip}/α_{hip}
Modified "stiffness" (rad ⁻¹)	1,33	1,03	0,61
	Jk_{knee} vs. Jk_{ankle}	τ_{knee} vs. τ_{ankle}	
Linear regression gradient \pm std	-2,26 \pm 0,26	0,62 \pm 0,02	

Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons validé la méthode développée APCAP qui permet d'estimer les positions angulaires de la cheville, du genou et de la hanche. Deux expérimentations ont été réalisées pour valider cette méthode. La première expérimentation utilise un bras mécanique articulé et équipé de trois types de capteur : encodeur magnétique, marqueur optique et accéléromètre. Les résultats obtenus montrent une bonne précision de nos mesures comparées à ceux des encodeurs magnétiques et au système de capture de mouvement du commerce. La deuxième expérimentation est réalisée sur un sujet sain debout sur la plateforme. Les erreurs sont comparables à celles obtenues par un système de capture de mouvement optique reconnu pour sa précision et d'un logiciel de simulation biomécanique. Les erreurs sont aussi très acceptables pour notre application qui est l'analyse de l'équilibre.

Une fois la méthode APCAP validée, elle a été utilisée dans deux autres expérimentations effectuées dans le métro et dans le laboratoire avec un même sujet. Les paramètres cinématiques et dynamiques dans ces deux conditions d'environnement ont été estimés et comparés. Ces données ont permis de montrer que la fréquence de perturbation de 0,5 Hz appliquée par la plateforme sur le sujet engendre un effet et un comportement comparable à celui du métro sur le même sujet.

En gardant les mêmes conditions de perturbation de la plateforme, nous avons réalisé d'autres expérimentations avec plusieurs sujets de différents âges et sexes. Ces expérimentations ont permis de mettre en évidence de nouveaux indices d'équilibre et de coordination posturale qui peuvent être exploités par les thérapeutes pour analyser et prévoir la capacité de maintien de l'équilibre d'un passager dans le métro ou plus généralement dans les transports publics.

Conclusion générale et perspectives

Ce travail de thèse a permis d'analyser et proposer à partir des paramètres biomécaniques de nouveaux indices d'équilibre d'un passager soumis à des perturbations dans les transports. Pour réaliser cet objectif et faciliter cette analyse, nous avons développé une nouvelle plateforme mobile omnidirectionnelle et proposé une nouvelle méthode qui n'utilise que quatre accéléromètres triaxiaux pour reconstituer la posture humaine.

Afin de garantir un certain niveau de performance de la plateforme, des tests de poursuite de trajectoire et de contrôle d'accélération ont été effectués et évalués. Les niveaux des accélérations tant longitudinale que latérale créés par la plateforme mobile se sont avérés largement suffisants pour reproduire les niveaux de perturbation dans les transports publics, et plus particulièrement ceux du métro parisien.

La plateforme développée est facilement manœuvrable et compacte puisque sa hauteur est inférieure à la hauteur d'une marche d'escalier sur laquelle un utilisateur peut monter en position debout. Cette compacité lui donne une meilleure perception du confort et de la sécurité. Cette plateforme peut être utilisée dans les espaces réduits tels les cabinets de kinésithérapie et les services hospitaliers. Du point de vue de l'architecture matérielle, nous avons opté pour une architecture modulaire à base de microcontrôleur. Celle-ci permet de disposer d'une souplesse supplémentaire et d'une adaptabilité par la réutilisation des modules développés. En effet, chaque module de commande peut être amélioré par des évolutions futures grâce à l'architecture ouverte à base de microcontrôleur.

Une nouvelle méthode appelée "Accelerometer Posture Capture (APCAP)" a été proposée pour évaluer en 3D la posture et le mouvement du sujet. Cette méthode n'utilise que quatre accéléromètres connectés et synchronisés à la plateforme. Les valeurs obtenues donnent des estimations articulaires qui sont utilisées par la suite dans l'analyse posturale dans les plans antéro-postérieur (A/P) et médio-latéral (M/L). Nous avons montré que les estimations obtenues sont aussi précises et robustes que les mesures obtenues par des systèmes beaucoup plus coûteux tels que celui de capture de mouvement MOCAP ou de simulation biomécanique LifeMOD (LM).

Les résultats des mesures par la méthode APCAP ont été introduits dans le modèle dynamique inverse de Newton-Euler en vue de compléter l'analyse par l'obtention des couples

articulaires et les puissances motrices. Les mesures de force sous les pieds du sujet sont également utilisées dans cet algorithme afin de robustifier davantage l'estimation dynamique et des couples. Nous avons eu recours à un algorithme d'optimisation au sens des moindres carrés afin d'exploiter cette redondance de mesure qui a abouti à un système linéaire surdéterminé.

Des campagnes expérimentales sur sujet sain ont été menées dans le métro et dans le laboratoire. A partir de la méthode APCAP et de l'algorithme de Newton-Euler, les paramètres cinématiques et dynamiques du sujet dans le métro et dans le laboratoire ont été comparés. Cette analyse comparative a montré que la plateforme peut créer des mouvements ayant des fréquences comparables à celles générées dans le métro. Ces perturbations, une fois identifiées, ont été reproduites uniquement en laboratoire sur la plateforme mais avec cette fois-ci plusieurs sujets sains de différents âges et sexes. De nouveaux indices d'équilibre ont été identifiés à partir de plusieurs paramètres biomécaniques, se différenciant ainsi de la méthode de posturographie qui s'appuie exclusivement sur la mesure du centre de pression (CoP). Les nouveaux indices d'équilibre sont proposés à partir des angles et des couples articulaires qui sont relatifs aux postures corporelles. Ces indices peuvent être exploités par les thérapeutes pour analyser et prévoir la capacité de maintien en équilibre d'un utilisateur dans le métro.

Bien que nombreuses, les expérimentations menées dans ce travail de thèse n'ont concerné que les sujets sains et ne se sont effectuées que dans le métro. Il serait souhaitable de continuer ce travail en effectuant des campagnes expérimentales dans d'autres moyens de transports en commun comme le bus ou le tramway, ce qui permettra d'enrichir la base de données des profils de trajectoires susceptibles d'être rencontrées par les usagers et de pouvoir les appliquer sur un échantillon de population plus large et plus représentatif. Des volontaires âgés et des patients de tout âge doivent être considérés pour participer à ces expérimentations afin d'identifier des invariants ou des stratégies de l'équilibre, et de déceler le cas échéant des pathologies.

Sur un plan technique, afin d'améliorer les manipulations, il serait intéressant de disposer d'un système de mesure et d'une plateforme sans connexion filaire. En effet, une connexion sans fil réduirait les gênes potentielles d'utilisation de la plateforme dans l'environnement extérieur. Cette modification permettrait de faciliter la préparation et améliorerait l'ergonomie de l'expérimentation. Les capacités de non-holonomie de la plateforme n'ont pas été pleinement exploitées dans ce travail. Uniquement les mouvements des translations longitudinale et latérale ont été utilisés. Le mouvement de rotation serait

également intéressant à investiguer pour agir efficacement sur le réflexe vestibulo oculaire et donc de traiter certaines crises vertigineuses. Des commandes interactives où l'humain contrôle en toute sécurité tous les paramètres de mouvement de la plateforme seront développées. La vitesse et la direction du mouvement de la plateforme seront contrôlées par la distance et la direction du déplacement du CoP. Ce type de contrôle est un peu comme sur le plateau de Freeman qui est très utilisé par les thérapeutes. L'intérêt pour la rééducation de l'équilibre sera significatif.

Références personnelles

- **Journaux internationaux**

- [1]. K. Zhu, H. Kharboutly, **J. Ma**, M. Bouzit, and P. Escourrou, "Bench test evaluation of adaptive servoventilation devices for sleep apnea treatment," *Journal of clinical sleep medicine: JCSM:official publication of the American Academy of Sleep Medicine*, 9(9): 861, 2013.
- [2]. **J. Ma**, H. Kharboutly, A. Benali, F. B. Amar, and M. Bouzit, "Design of omnidirectional mobile platform for balance analysis," *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, 2014.
- [3]. H. Kharboutly, **J. Ma**, A. Benali, P. Thoumie, V. Pasqui, and M. Bouzit, "Design of Multiple Axis Robotic Platform for Postural Stability Analysis," *IEEE Transactions on Neural Systems & Rehabilitation Engineering*, 2014.

- **Conférences**

- [1]. H. Kharboutly, A. F. G. Paiva, P. Thoumie, **J. Ma**, M. Bouzit, and V. Pasqui, "Isimove: New platform for postural disturbance," *P. Annals of Physical and Rehabilitation Medicine vol. 56*, p. e164, 2013.
- [2]. H. Kharboutly, A. F. G. Paiva, P. Thoumie, **J. Ma**, M. Bouzit, and V. Pasqui, "A new dynamic posturography method to quantify the quality of balance," *19th european congress of physical and rehabilitation medicine and 29th annual congress of the French society of physical and rehabilitation medicine, SOFMER*, 2014.

- **Publications soumies**

- [1]. **J. Ma**, H. Kharboutly, A. Benali, F. B. Amar, and M. Bouzit, "Joint angle estimation with accelerometers for dynamic postural analysis," *Journal of biomechanics*, 2014.
- [2]. **J. Ma**, H. Kharboutly, A. Benali, F. B. Amar, and M. Bouzit, "Balance evaluation in disturbed standing," *Journal of biomechanics*, 2014.
- [3]. H. Kharboutly, A. F. G. Paiva, P. Thoumie, **J. Ma**, A. Benali, V. Pasqui, and M. Bouzit, "Postural stability score for discriminating healthy subjects and patients with hemiplegia," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2014.

- [4]. H. Kharboutly, A. F. G. Paiva, **J. Ma**, P. Thoumie, A. Benali, V. Pasqui, and M. Bouzit, "Comparison of Methods of Postural Stability Analysis," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2014.

Bibliographie

- Al Nazer, R., Rantalainen, T., Heinonen, A., Sievänen, H., Mikkola, A., 2008. Flexible multibody simulation approach in the analysis of tibial strain during walking. *Journal of biomechanics* 41, 1036-1043.
- Allum, J.H.J., Bloem, B.R., Carpenter, M.G., Honegger, F., 2001. Differential diagnosis of proprioceptive and vestibular deficits using dynamic support-surface posturography. *Gait & posture* 14, 217-226.
- Aloui, S., Villien, C., Leseq, S., 2014. A new approach for motion capture using magnetic field: models, algorithms and first results. *International Journal of Adaptive Control and Signal Processing*.
- Anderson, F.C., Pandy, M.G., 2003. Individual muscle contributions to support in normal walking. *Gait & posture* 17, 159-169.
- Bajelan, S., Azghani, M.R., 2014. Musculoskeletal modeling and simulation of three various Sit-to-Stand strategies: An evaluation of the biomechanical effects of the chair-rise strategy modification. *Technology and Health Care*.
- Berg, K.O., Wood-Dauphinee, S.L., Williams, J.I., Maki, B., 1991. Measuring balance in the elderly: validation of an instrument. *Canadian journal of public health= Revue canadienne de sante publique* 83, S7-11.
- Bizzo, G., Guillet, N., Patat, A., Gagey, P.M., 1985. Specifications for building a vertical force platform designed for clinical stabilometry. *Medical and Biological Engineering and Computing* 23, 474-476.
- Björnstig, U., Albertsson, P., Björnstig, J., Bylund, P., Falkmer, T., Petzäll, J., 2005. Injury events among bus and coach occupants. *IATSS research* 29, 79.

- Blake, A.J., Morgan, K., Bendall, M.J., Dallosso, H., Ebrahim, S.B., Arie, T.H., Fentem, P.H., Bassey, E.J., 1988. Falls by elderly people at home: prevalence and associated factors. *Age and ageing* 17, 365-372.
- Bothner, K.E., Jensen, J.L., 2001. How do non-muscular torques contribute to the kinetics of postural recovery following a support surface translation? *Journal of biomechanics* 34, 245-250.
- Brown, L.A., Jensen, J.L., Korff, T., Woollacott, M.H., 2001. The translating platform paradigm: perturbation displacement waveform alters the postural response. *Gait & posture* 14, 256-263.
- Cahouet, V., Luc, M., David, A., 2002. Static optimal estimation of joint accelerations for inverse dynamics problem solution. *J Biomech* 35, 1507-1513.
- Caroselli, A., Bagala, F., Cappello, A., 2013. Quasi-real time estimation of angular kinematics using single-axis accelerometers. *Sensors* 13, 918-937.
- Chaudhry, H., Findley, T., Quigley, K.S., Bukiet, B., Ji, Z., Sims, T., Maney, M., 2004. Measures of postural stability. *Journal of rehabilitation research and development* 41, 713-720.
- Chaudhry, H., Findley, T., Quigley, K.S., Ji, Z., Maney, M., Sims, T., Bukiet, B., Foulds, R., 2005. Postural stability index is a more valid measure of stability than equilibrium score. *Journal of Rehabilitation Research & Development* 42.
- Chung, W., Moon, C.-b., Jung, C., Jin, J., 2010. Design of the Dual Offset Active Caster Wheel for Holonomic Omni-directional Mobile Robots. *International Journal of Advanced Robotic Systems* 7.
- Colobert, B., Cretual, A., Allard, P., Delamarche, P., 2006. Force-plate based computation of ankle and hip strategies from double-inverted pendulum model. *Clinical biomechanics* 21, 427-434.

- Coogler, C.E., Wolf, S.L., 1999. Falls. Principles of geriatric medicine and gerontology. 4th ed. New York: McGraw-Hill, 1535-1546.
- Craig, J.J., 1989. Introduction to robotics. Addison-Wesley Reading, MA.
- Damsgaard, M., Rasmussen, J., Christensen, S.T., Surma, E., de Zee, M., 2006. Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System. Simulation Modelling Practice and Theory 14, 1100-1111.
- Dao, T.T., 2009. Modélisation du système musculosquelettique des membres inférieurs: Modèle biomécanique vs. méta modèle. Université de Technologie de Compiègne.
- De Graaf, B., Van Weperen, W., 1997. The Retention of Balance: An Exploratory Study into the Limits of Acceleration the Human Body Can Withstand without Losing Equilibrium. Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society 39, 111-118.
- Dejnabadi, H., Jolles, B.M., Aminian, K., 2005. A new approach to accurate measurement of uniaxial joint angles based on a combination of accelerometers and gyroscopes. IEEE transactions on bio-medical engineering 52, 1478-1484.
- Doroftei, I., Grosu, V., Spinu, V., 2007. Omnidirectional mobile robot—design and implementation. Habib, Maki. Bioinspiration and Robotics, Walking and Climbing Robots. Viena, Austria: I-Tech Education and Publishing, 511-528.
- Drillis, R., Contini, R., Maurice Bluestein, M., 1966. Body Segment Parameters1.
- Faucher, N., Teillet, L., Roger, M., 2000. Gait disorders and falls in the elderly. Diagnostic orientation. La Revue du praticien 50, 1245-1251.
- Fong, D.T.-P., Chan, Y.-Y., 2010. The use of wearable inertial motion sensors in human lower limb biomechanics studies: A systematic review. Sensors 10, 11556-11565.

- Ford-Smith, C.D., Wyman, J.F., Elswick Jr, R., Fernandez, T., Newton, R.A., 1995. Test-retest reliability of the sensory organization test in noninstitutionalized older adults. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 76, 77-81.
- Fregly, B.J., Reinbolt, J.A., Rooney, K.L., Mitchell, K.H., Chmielewski, T.L., 2007. Design of patient-specific gait modifications for knee osteoarthritis rehabilitation. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on* 54, 1687-1695.
- Gagey, P.M., 1999. Faut-il sauver le VFY?
- Gagey, P.M., Weber, B., 1999. *Posturologie; Régulation et dérèglements de la station debout. Deuxième édition. préface du professeur Henrique Martins da Cunha Masson, Paris. ISBN 2-225-83641-8.*
- Ghariblu, H., Moharrami, A., Ghalamchi, B., 2011. Design and Prototyping of Autonomous Ball Wheel Mobile Robots. *Mobile Robots-Current Trends*, 363-374.
- Ghulyan, V., Paolino, M., 2005. Comparative study of dynamic balance in fallers and non-fallers. *Fr Otorhinolaryngol* 88, 89-96.
- Greenwood, D.T., 1988. *Principles of Dynamics*. Prentice-Hall, Englewood Cliffs, NJ.
- Halpern, P., Siebzeher, M.I., Aladgem, D., Sorkine, P., Bechar, R., 2005. Non-collision injuries in public buses: a national survey of a neglected problem. *Emergency medicine journal : EMJ* 22, 108-110.
- HAS, 2007. *Analyse de la posture statique et/ou dynamique sur plate-forme de force (posturographie)*. HAS-Haute autorité de santé, Saint Denis La Plaine, France, report number: CEQP005, p. 31.
- Hemami, H., Barin, K., Pai, Y.-C., 2006. Quantitative analysis of the ankle strategy under translational platform disturbance. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on* 14, 470-480.

- Henry, S.M., Fung, J., Horak, F.B., 1998. EMG responses to maintain stance during multidirectional surface translations. *Journal of Neurophysiology* 80, 1939-1950.
- Herda, L., Fua, P., Plankers, R., Boulic, R., Thalmann, D., 2000. Skeleton-based motion capture for robust reconstruction of human motion, *Computer Animation 2000. Proceedings. IEEE*, pp. 77-83.
- Horak, F.B., 2006. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and ageing* 35 Suppl 2, ii7-ii11.
- Horak, F.B., Diener, H., Nashner, L., 1989. Influence of central set on human postural responses. *J Neurophysiol* 62, 841-853.
- Horak, F.B., Henry, S.M., Shumway-Cook, A., 1997. Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders. *Physical therapy* 77, 517-533.
- Horak, F.B., Nashner, L.M., 1986. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *J Neurophysiol* 55, 1369-1381.
- Hurvitz, E.A., Richardson, J.K., Werner, R.A., Ruhl, A.M., Dixon, M.R., 2000. Unipedal stance testing as an indicator of fall risk among older outpatients. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 81, 587-591.
- Ionescu, E., Dubreuil, C., Ferber-Viart C, C., 2005. Evolution physiologique des paramètres d'équilibre sur Equitest chez l'adulte sain âgé de 20 à 60 ans, *Annales d'Otolaryngologie et de Chirurgie Cervico-faciale*. Elsevier, pp. 231-235.
- Ionescu, E., Morlet, T., Froehlich, P., Ferber-Viart C, C., 2006. Vestibular assessment with Balance Quest: normative data for children and young adults. *International journal of pediatric otorhinolaryngology* 70, 1457-1465.
- Janik, L., Polanski, A., Wojciechowski, K., 2011. Models and Algorithms for Human Skeleton Estimation from 3D Marker Trajectories. *Machine graphics & vision* 20, 333-354.

- Ji, Z., Findley, T., Chaudhry, H., Bukiet, B., 2004. Computational method to evaluate ankle postural stiffness with ground reaction forces. *Journal of rehabilitation research and development* 41, 207-214.
- Jung, E.-j., Chung, J.H., Lee, J.H., Yi, B.-J., Kim, W.K., 2007. Implementation of an embedded omni-directional mobile robot with active caster wheels, *Intelligent Robots and Systems, 2007. IROS 2007. IEEE/RSJ International Conference on. IEEE*, pp. 3911-3918.
- Kane, T.R., Levinson, D.A., 1985. *Dynamics, Theory and Applications*. McGraw-Hill, New York.
- Kavanagh, J.J., Morrison, S., James, D.A., Barrett, R., 2006. Reliability of segmental accelerations measured using a new wireless gait analysis system. *J Biomech* 39, 2863-2872.
- Kharboutly, H., Ma, J., Benali, A., Thoumie, P., Pasqui, V., Bouzit, M., 2014. Design of Multiple Axis Robotic Platform for Postural Stability Analysis. *IEEE Transactions on Neural Systems & Rehabilitatin Engineering*.
- Kirchner, M., Schubert, P., Haas, C.T., 2014. Characterisation of Real-World Bus Acceleration and Deceleration Signals. *Journal of Signal and Information Processing* 2014.
- Kirk, A., Grant, R., Bird, R., 2003. Passenger casualties in non-collision incidents on buses and coaches in Great Britain.
- Kirk, A.G., O'Brien, J.F., Forsyth, D.A., 2005. Skeletal parameter estimation from optical motion capture data, *Computer Vision and Pattern Recognition, 2005. CVPR 2005. IEEE Computer Society Conference on. IEEE*, pp. 782-788.
- Kuo, A.D., 1998. A least-squares estimation approach to improving the precision of inverse dynamics computations. *Journal of biomechanical engineering* 120, 148-159.

- Kuo, A.D., Speers, R.A., Peterka, R.J., Horak, F.B., 1998. Effect of altered sensory conditions on multivariate descriptors of human postural sway. *Experimental Brain Research* 122, 185-195.
- Kuo, A.D., Zajac, F.E., 1993. A biomechanical analysis of muscle strength as a limiting factor in standing posture. *J Biomech* 26 Suppl 1, 137-150.
- Lin, J.F., Kulic, D., 2012. Human pose recovery using wireless inertial measurement units. *Physiological measurement* 33, 2099-2115.
- Liu, K., Liu, T., Shibata, K., Inoue, Y., Zheng, R., 2009. Novel approach to ambulatory assessment of human segmental orientation on a wearable sensor system. *Journal of biomechanics* 42, 2747-2752.
- Loram, I.D., Lakie, M., 2002. Human balancing of an inverted pendulum: position control by small, ballistic-like, throw and catch movements. *The Journal of physiology* 540, 1111-1124.
- Lord, S.R., Lloyd, D.G., Li, S.K., 1996. Sensori-motor function, gait patterns and falls in community-dwelling women. *Age and ageing* 25, 292-299.
- Ma, J., Kharboutly, H., Benali, A., Ben Amar, F., Bouzit, M., 2014. Design of Omnidirectional Mobile Platform for Balance Analysis. *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, 1-10.
- Mahboobin, A., Loughlin, P.J., Redfern, M.S., Anderson, S.O., Atkeson, C.G., Hodgins, J.K., 2008. Sensory adaptation in human balance control: lessons for biomimetic robotic bipeds. *Neural networks : the official journal of the International Neural Network Society* 21, 621-627.
- McIlroy, W.E., Maki, B.E., 1994. The 'deceleration response' to transient perturbation of upright stance. *Neuroscience letters* 175, 13-16.
- Morris, R., 2004. Summary report of standing occupant reaction work undertaken within the safetram project, MIRA-0415015, Nuneaton, England, MIRA, p. 35.

- Mourioux, G., Novales, C., Poisson, G., Vieyres, P., 2006. Omni-directional robot with spherical orthogonal wheels: concepts and analyses, *Robotics and Automation*, 2006. ICRA 2006. Proceedings 2006 IEEE International Conference on. IEEE, pp. 3374-3379.
- Nashner, L., 1971. A model describing vestibular detection of body sway motion. *Acta otolaryngologica* 72, 429-436.
- Nashner, L.M., 1982. Adaptation of human movement to altered environments. *Trends in Neurosciences* 5, 358-361.
- Nashner, L.M., Black, F.O., Wall, C., 3rd, 1982. Adaptation to altered support and visual conditions during stance: patients with vestibular deficits. *The Journal of neuroscience : the official journal of the Society for Neuroscience* 2, 536-544.
- Njiokiktjien, C.J., Van Parys, J., 1976. Romberg's sign expressed in a quotient. II. Pathology. *Agressologie: revue internationale de physio-biologie et de pharmacologie appliquées aux effets de l'agression* 17, 19.
- O'Brien, J.F., Bodenheimer Jr, R.E., Brostow, G.J., Hodgins, J.K., 1999. Automatic joint parameter estimation from magnetic motion capture data.
- O'Donovan, K.J., Kamnik, R., O'Keefe, D.T., Lyons, G.M., 2007. An inertial and magnetic sensor based technique for joint angle measurement. *J Biomech* 40, 2604-2611.
- O'Neill, D., 2013. Accident patterns in the ageing population: non-collision injuries on public transport and injuries of single pedestrians.
- Palacio, A., Tamburro, G., O'Neill, D., Simms, C.K., 2009. Non-collision injuries in urban buses—Strategies for prevention. *Accident Analysis & Prevention* 41, 1-9.
- Palastanga, N., Soames, R., 2011. *Anatomy and Human Movement, Structure and function with PAGEBURST Access*, 6: *Anatomy and Human Movement*. Elsevier Health Sciences.

- Pandy, M.G., Zajac, F.E., Sim, E., Levine, W.S., 1990. An optimal control model for maximum-height human jumping. *J Biomech* 23, 1185-1198.
- Park, S., Horak, F.B., Kuo, A.D., 2004. Postural feedback responses scale with biomechanical constraints in human standing. *Experimental Brain Research* 154, 417-427.
- Pereira, M.S., 2006. Structural Crashworthiness of Railway Vehicles, 7th World Congress of Rail Research, Montreal, Canada.
- Pereira, M.S., Hecht, M., Segurado, V., Sohr, S., Uettwiller, M., May 2001 (cité dans Robert, 2006). LRV STATISTICS, Passive Safety in Urban Railway Systems, Light Rail Vehicle (LRV) – Accident Statistics, Final report, Safetram project, p. 94.
- Peterka, R.J., 2002. Sensorimotor integration in human postural control. *J Neurophysiol* 88, 1097-1118.
- Pin, F.G., Killough, S.M., 1994. A new family of omnidirectional and holonomic wheeled platforms for mobile robots. *Robotics and Automation, IEEE Transactions on* 10, 480-489.
- Pinter, I.J., Van Swigchem, R., van Soest, A.K., Rozendaal, L.A., 2008. The dynamics of postural sway cannot be captured using a one-segment inverted pendulum model: a PCA on segment rotations during unperturbed stance. *Journal of neurophysiology* 100, 3197-3208.
- Podsiadlo, D., Richardson, S., 1991. The timed" Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *Journal of the American Geriatrics Society* 39, 142-148.
- Poisson, G., Parmantier, Y., Novalés, C., 2001. Modélisation cinématique d'un robot mobile omnidirectionnel à roues sphériques. *XVIème Congrès Français de Mécanique*, 198-203.
- Qian, J.-G., Li, Z., Zhang, H., Bian, R., Zhang, S., 2014. Effectiveness of Selected Fitness Exercises on Stress of Femoral Neck using Musculoskeletal Dynamics Simulations and Finite Element Model. *Journal of Human Kinetics* 41, 59-70.

- Radvay, X., Dauxerre, C., Koenig-Supiot, F., Vital-Durand, F., 2005. Contribution of balance training in AMD patients' rehabilitation, International Congress Series. Elsevier, pp. 271-274.
- Rey, F., 2008. Contribution à la modélisation cinématique et dynamique d'un geste sportif: le pas de patineur. Toulouse, INSA.
- Robert, T., 2006. Analyse biomécanique du maintien de l'équilibre debout suite à une accélération transitoire de la surface d'appui-Application à l'amélioration de la protection des passagers de transports en commun. INSA de Lyon.
- Runge, C.F., Shupert, C.L., Horak, F.B., Zajac, F.E., 1999. Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait & Posture* 10, 161-170.
- Sarraf, T.A., Marigold, D.S., Robinovitch, S.N., 2014. Maintaining standing balance by handrail grasping. *Gait & posture* 39, 258-264.
- Scheys, L., Van Campenhout, A., Spaepen, A., Suetens, P., Jonkers, I., 2008. Personalized MR-based musculoskeletal models compared to rescaled generic models in the presence of increased femoral anteversion: effect on hip moment arm lengths. *Gait & posture* 28, 358-365.
- Schwartz, M.H., Rozumalski, A., 2005. A new method for estimating joint parameters from motion data. *Journal of biomechanics* 38, 107-116.
- SFDRMG-HAS, 2005. Prévention des chutes accidentelles chez la personne âgée. Recommandations, in Rapport de la SFDRMG en collaboration avec la Haute Autorité de la Santé.
- Song, J.B., Byun, K.S., 2004. Design and Control of a Four - Wheeled Omnidirectional Mobile Robot with Steerable Omnidirectional Wheels. *Journal of Robotic Systems* 21, 193-208.
- Spenko, M., Yu, H., Dubowsky, S., 2002. Analysis and design of an omnidirectional platform for operation on non-ideal floors, Robotics and Automation, 2002. Proceedings. ICRA'02. IEEE International Conference on. IEEE, pp. 726-731.

- Suzuki, Y., Nomura, T., Morasso, P., 2011. Stability of a double inverted pendulum model during human quiet stance with continuous delay feedback control, *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE. IEEE*, pp. 7450-7453.
- Tagaki, A., Fujimura, E., Suehiro, S., 1985. A new method of statokinesigram area measurement. Application of a statistically calculated ellipse. *Vestibular and visual control on posture and locomotor equilibrium. Karger, Bâle*, 74-79.
- Tanawongsuwan, R., Bobick, A., 2001. Gait recognition from time-normalized joint-angle trajectories in the walking plane, *Computer Vision and Pattern Recognition, 2001. CVPR 2001. Proceedings of the 2001 IEEE Computer Society Conference on. IEEE*, pp. II-726-II-731 vol. 722.
- Thelen, D., Muriuki, M., James, J., Schultz, A., Ashton-Miller, J., Alexander, N., 2000. Muscle activities used by young and old adults when stepping to regain balance during a forward fall. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 10, 93-101.
- Thelen, D.G., Anderson, F.C., Delp, S.L., 2003. Generating dynamic simulations of movement using computed muscle control. *J Biomech* 36, 321-328.
- Thomas, L.H., 1949. Elliptic problems in linear difference equations over a network. *Watson Sci. Comput. Lab. Rept., Columbia University, New York*.
- Thoumie, P., Mevellec, E., 2001. La chute. *Physiologie de l'équilibration. La lettre de l'ANMSR* 59(2), 12.
- Tinetti, M.E., Baker, D.I., McAvay, G., Claus, E.B., Garrett, P., Gottschalk, M., Koch, M.L., Trainor, K., Horwitz, R.I., 1994. A multifactorial intervention to reduce the risk of falling among elderly people living in the community. *New England Journal of Medicine* 331, 821-827.
- Tinetti, M.E., Speechley, M., Ginter, S.F., 1988. Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *New England journal of medicine* 319, 1701-1707.

- Toussaint, L., 2010. Statistiques d'accélération des transports collectifs en cycle urbain. Séminaire de clôture opération de recherche (11M061)
- Udengaard, M., Iagnemma, K., 2007. Kinematic analysis and control of an omnidirectional mobile robot in rough terrain, Intelligent Robots and Systems, 2007. IROS 2007. IEEE/RSJ International Conference on. IEEE, pp. 795-800.
- Vallier, G., 1994. Analyse statistique multivariée concernant 60 patients présentant un syndrome de déficience posturale. Thèse Médecine, Paris.
- Velche-Haag, B., Dehesdin, D., Savet, P., Jan, M., Bertoldi, I., Weber, J., 2004. Evaluation en posturographie. Contrôle postural statique et dynamique en fonction de l'âge chez le sujet sain. Rev SFORL 83, 44-50.
- Wakita, K., Huang, J., Di, P., Sekiyama, K., Fukuda, T., 2013. Human-walking-intention-based motion control of an omnidirectional-type cane robot. Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on 18, 285-296.
- Weaver, T.B., Hamilton, L.E., Tokuno, C.D., 2012. Age-related changes in the control of perturbation-evoked and voluntary arm movements. Clinical Neurophysiology 123, 2025-2033.
- Whittle, M.W., 2003. Gait analysis: an introduction.
- Willemsen, A.T.M., van Alste, J.A., Boom, H.B.K., 1990. Real-time gait assessment utilizing a new way of accelerometry. J Biomech 23, 859-863.
- Williamson, R., Andrews, B.J., 2001. Detecting absolute human knee angle and angular velocity using accelerometers and rate gyroscopes. Medical & biological engineering & computing 39, 294-302.
- Winter, D.A., 1987. Sagittal plane balance and posture in human walking. Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE 6, 8-11.
- Winter, D.A., 2009. Biomechanics and motor control of human movement. John Wiley & Sons.

- Winter, D.A., Patla, A.E., Prince, F., Ishac, M., Gielo-Perczak, K., 1998. Stiffness control of balance in quiet standing. *Journal of Neurophysiology* 80, 1211-1221.
- Yang, C., Wu, Q., 2006. Effects of constraints on bipedal balance control, *American Control Conference*, 2006. IEEE, p. 6 pp.
- Yi, B.J., Freeman, R.A., 1993. Geometric analysis of antagonistic stiffness in redundantly actuated parallel mechanisms. *Journal of Robotic Systems* 10, 581-603.
- Yi, B.J., Kim, W.K., 2002. The kinematics for redundantly actuated omnidirectional mobile robots. *Journal of Robotic Systems* 19, 255-267.
- Zunjic, A., Sremcevic, V., Sijacki, V.Z., Sijacki, A., 2012. Research of injuries of passengers in city buses as a consequence of non-collision effects. *Work: A Journal of Prevention, Assessment and Rehabilitation* 41, 4943-4950.

Annexe

Résultats bruts

Dans la Figure A. 1, nous présentons un exemple de résultats bruts : les angles et couples articulaires, la vitesse, l'accélération et le jerk angulaire. Ces courbes sont les résultats des expérimentations dans le métro et dans le laboratoire. Les valeurs numériques des estimations cinématiques et dynamiques de tous les essais dans le métro sont présentées dans le Tableau A. 1. Les moyennes globales et les écarts-type sont présentés en bas du tableau. Le Tableau A. 2, récapitule quant à lui les résultats numériques des estimations associées aux essais en laboratoire.

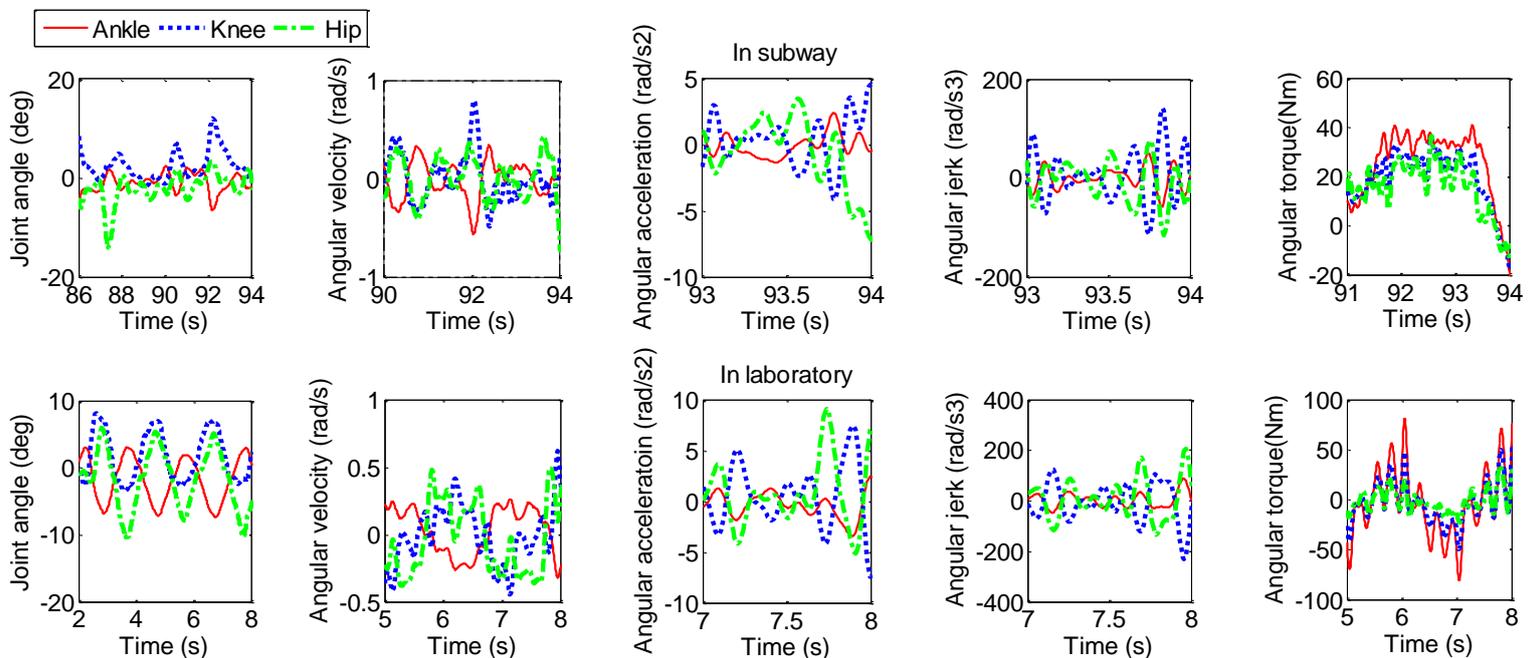


Figure A. 1 : Présentation des angles et couples articulaires estimés dans le métro de la ligne 7 à Paris entre deux stations et dans le laboratoire pour une perturbation de fréquence de 0,5 Hz.

Tableau A. 1 : Estimation des angles et couples articulaires dans le métro de la ligne 7 à Paris.

Station	Mean														
	Angle (deg)			Angular velocity (rad/s)			Angular acceleration (rad/s ²)			Angular jerk (rad/s ³)			Torque (Nm)		
	Ankle	Knee	Hip	Ankle	Knee	Hip	Ankle	Knee	Hip	Ankle	Knee	Hip	Ankle	Knee	Hip
1-2	1.6	2.3	2.4	0.11	0.13	0.19	0.9	1.6	1.7	21.7	44.1	42.4	25.4	19.3	14.1
2-3	3.9	3.9	6.1	0.11	0.14	0.15	0.9	1.6	1.5	19.9	42.2	39.2	42.8	33.5	24.9
3-4	3.3	4.9	3.9	0.14	0.18	0.23	1.2	2.2	2.3	28.2	60.8	58.0	32.1	24.2	15.3
4-5	3.9	3.4	4.5	0.10	0.14	0.18	1.0	1.7	1.7	22.3	48.3	45.2	38.4	29.2	20.1
5-6	2.2	3.2	3.0	0.12	0.14	0.18	1.0	1.8	1.7	22.5	48.3	44.5	33.5	24.5	15.8
6-7	3.0	4.0	3.5	0.09	0.11	0.16	0.8	1.4	1.5	18.2	38.5	35.7	29.2	20.3	13.8
7-8	3.1	3.8	2.3	0.10	0.10	0.18	0.9	1.4	1.5	18.7	38.2	36.2	26.9	19.8	12.6
8-9	2.3	3.3	2.7	0.09	0.12	0.12	0.8	1.3	1.2	15.7	33.9	32.2	24.8	18.7	12.6
9-10	3.0	4.5	3.4	0.09	0.12	0.12	0.8	1.4	1.2	17.8	37.3	33.3	24.9	19.0	12.5
10-11	2.5	4.5	2.6	0.10	0.13	0.13	0.9	1.5	1.3	18.9	39.1	34.9	29.3	20.9	14.0
11-12	2.7	4.0	3.2	0.11	0.14	0.15	1.0	1.6	1.5	19.9	42.0	37.6	28.8	21.4	14.6
Mean	2.9	3.8	3.4	0.11	0.13	0.16	0.9	1.6	1.5	20.3	43.0	40.0	30.5	22.8	15.5
std	0.7	0.7	1.0	0.01	0.02	0.03	0.1	0.3	0.3	3.2	7.1	7.1	5.5	4.5	3.6

Tableau A. 2 : Estimation des angles et couples articulaires dans le laboratoire.

Frequency (Hz)	Mean														
	Angle (deg)			Angular velocity (rad/s)			Angular acceleration (rad/s ²)			Angular jerk (rad/s ³)			Torque (Nm)		
	Ankle	Knee	Hip	Ankle	Knee	Hip	Ankle	Knee	Hip	Ankle	Knee	Hip	Ankle	Knee	Hip
0.1	1.0	0.4	0.7	0.01	0.02	0.03	0.2	0.4	0.4	6.6	16.2	18.8	7.5	7.0	6.2
0.2	1.3	1.4	1.3	0.03	0.05	0.05	0.3	0.7	0.7	9.1	20.4	20.8	9.3	8.0	7.1
0.3	1.8	2.0	2.0	0.05	0.09	0.08	0.5	1.1	1.0	13.5	29.5	29.5	14.7	10.5	7.5
0.4	2.0	2.5	2.9	0.09	0.13	0.15	0.8	1.7	1.5	20.8	45.7	39.6	20.1	13.3	8.5
0.5	3.2	3.5	4.0	0.18	0.20	0.26	1.1	2.3	2.2	26.7	60.8	55.7	26.7	17.2	10.2
0.6	4.6	6.2	5.2	0.32	0.39	0.36	2.2	4.2	3.7	46.8	106.8	94.3	39.8	25.0	18.1
0.7	5.1	6.4	4.0	0.39	0.46	0.30	2.1	3.4	2.8	36.8	81.0	74.1	41.0	26.3	17.0
0.8	5.8	7.3	4.6	0.51	0.58	0.38	3.0	4.5	3.4	41.5	90.2	83.9	52.9	32.6	18.8
0.9	5.9	8.0	8.2	0.54	0.52	0.73	3.6	5.3	5.3	63.0	136.6	109.4	63.4	38.8	25.0

Titre de la thèse : Conception d'une plateforme mobile omnidirectionnelle pour l'analyse de l'équilibre postural dans les transports.

Résumé :

Dans ce travail de thèse, nous nous sommes consacrés au développement d'un système robotique permettant de reproduire en laboratoire l'ensemble des perturbations subies par un sujet humain dans un transport en commun afin d'analyser et de comprendre le mécanisme de son équilibre postural. La reproduction en laboratoire des perturbations nécessitent la conception d'une plateforme dynamique non contrainte dans son déplacement. L'analyse de l'équilibre humain nécessite également le développement d'un modèle du pendule inversé de l'homme afin de définir des indices quantitatifs d'équilibre et de procéder à des analyses statistiques et comparatives. Grâce aux objectifs fixés par ce travail de recherche, nous avons réalisé une plateforme mobile omnidirectionnelle compacte pouvant supporter un sujet pesant 120kg. Cette plateforme confère au sujet placé dessus une meilleure perception de confort et de sécurité. Ses performances en termes de poursuite de trajectoire et de commande des accélérations ont été effectuées et évaluées. Ces performances sont très satisfaisantes par rapport aux expérimentations menées dans le métro puisque les accélérations réalisées sont supérieures aux valeurs exigées par ce moyen de transport. Ainsi, la plateforme est capable de reproduire une perturbation compatible avec le métro. Nous avons proposé deux méthodes d'analyse basées sur des accéléromètres triaxiaux connectés et synchronisés à la plateforme pour l'évaluation des paramètres de couple et de position articulaires de la cheville, du genou et de la hanche du sujet. Les résultats obtenus sont comparables à ceux obtenus par un système plus coûteux de capture de mouvement avec logiciel biomécanique. De nouveaux indices d'équilibre ont été proposés à partir des paramètres biomécaniques de 22 sujets. Ces indices peuvent être exploités par les thérapeutes pour analyser et prévoir la capacité de maintien de l'équilibre d'un passager dans le métro ou plus généralement dans les transports en commun.

Mots clés : Robotique, biomécanique, plateforme mobile omnidirectionnelle, estimation posturale par accéléromètre, Newton-Euler, équilibre postural.

Title of the thesis : Design of omnidirectional mobile platform for analysis of postural balance in transport.

Abstract :

In this thesis, we achieved the development of a robotic system to reproduce in laboratory all the disturbances undergone by a human subject in public transport in order to make an analysis of postural balance. Reproductive simulated disturbances in laboratory require developing a dynamic platform unconstrained in its movement. Analysis of postural balance also requires the development of an inverted pendulum model to define quantitative indices of stability and to make comparative and statistical analysis. According the objectives of this research work, we realized a compact omnidirectional mobile platform capable of supporting a weight of about 120kg. This platform gives the subject placed on it a better perception of comfort and safety. Its performances in terms of trajectory tracking and acceleration control are carried out and evaluated. These performances are very satisfactory compared to experiments in the subway since the produced accelerations are higher than the values required by this means of transport. Thus, the platform is able to reproduce the perturbation compatible with the subway. We proposed two methods of analysis based on triaxial accelerometers connected and synchronized platform for evaluating torque and joint position of the ankle, knee and hip of the subject. The results obtained are comparable to those obtained by more expensive motion capture system with biomechanical software. New postural balance indices have been proposed from the biomechanical parameters of 22 subjects. These indices can be used by therapists to analyze and predict the ability of maintaining the balance of a passenger in the subway or more generally in public transport.

Keywords : Robotics, biomechanics, omnidirectional mobile platform, accelerometer posture estimation, Newton-Euler, postural balance.