

Développement d'un système d'assistance à la marche pour les
personnes en perte d'autonomie

par

Xavier Andrew ABRAM

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
COMME EXIGENCE PARTIELLE À L'OBTENTION DE LA MAÎTRISE
AVEC MEMOIRE EN GÉNIE
M. Sc. A.

MONTRÉAL, LE 21 MARS 2019

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

© Tous droits réservés

Cette licence signifie qu'il est interdit de reproduire, d'enregistrer ou de diffuser en tout ou en partie, le présent document. Le lecteur qui désire imprimer ou conserver sur un autre média une partie importante de ce document, doit obligatoirement en demander l'autorisation à l'auteur.

PRÉSENTATION DU JURY

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE:

M. Guy Gauthier, Directeur de Mémoire
Génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

M. Maarouf Saad, Co-directeur
Génie électrique à l'École de technologie supérieure

M. Rachid Aissaoui, Président du Jury
Génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

M. Vincent Duchaine, Examineur Externe
Génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

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

LE 20 FÉVRIER 2019

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Je tiens tout d'abord à remercier Guy Gauthier et Maarouf Saad de m'avoir guidé tout au long de ma maîtrise. Votre confiance, vos connaissances et votre appui ont été très importants dans la réalisation de ce projet.

Bien que le dépôt du mémoire ne soit qu'un petit travail dans le continuum de la vie, il amène à réfléchir sur les réalisations et les apprentissages qui y ont mené. Je constate que je suis le résultat de l'influence de personnes que j'admire et je ne peux qu'en être reconnaissant et fier. Il est dit qu'il ne faut jamais rencontrer ses héros. Les miens le sont devenus à travers les expériences et à force de les côtoyer.

À ma mère, Sophie Cochenec, qui m'a appris à me tenir droit et à rester vrai envers moi-même. Je t'aime de tout mon cœur.

À mon père, François Abram, qui m'a appris à travailler dur sans avoir d'attente. Je t'aime de tout mon cœur.

À mes amis, avec qui j'ai eu tant de plaisir :

Patrick Quock Nam Nguyen, qui m'a appris à être responsable de mes actions ;

Justin Fontolliet, qui m'a appris l'organisation et la rigueur ;

Jean-Christophe Lavoix, qui m'a appris à penser différemment et à éviter le statuquo ;

Étienne Saint-Laurent, qui m'a appris à être fier et futé ;

Charly Brault, qui m'a appris le travail acharné et la beauté de l'ingénierie ;

Charles Ratelle, qui m'a appris à être intelligent et qui m'a poussé à faire cette maîtrise.

Aux sœurs Pham, qui sont parmi les femmes les plus inspirantes du monde :

My Lien Pham, qui m'a appris qu'un leader peut être calme et doux ;

My Hanh Pham, pour son énergie inspirante et son âme guerrière ;

My Phuong Pham, qui m'a montré la maturité et la modestie.

Et à Marie Bilodeau. Tu m'as appris la nuance, l'optimisme et l'esprit entrepreneurial. Tu es la personne la plus inspirante que je connaisse.

VI

Je vous aime et vous remercie mille fois.

Développement d'un système d'assistance à la marche pour les personnes en perte d'autonomie

Xavier Andrew ABRAM

RÉSUMÉ

L'espérance de vie des populations occidentales a augmenté de manière considérable durant le dernier siècle. Malheureusement, la perte d'autonomie associée avec le vieillissement représente un défi de taille pour la société de demain. Un des aspects précipitant la perte d'autonomie est la perte de mobilité, car la diminution des capacités physiques a des conséquences directes sur l'autonomie, la vie sociale, l'estime de soi et éventuellement les capacités cognitives. Les personnes en perte de mobilité deviennent donc rapidement dépendantes de leur communauté.

Ce projet a comme objectif la conception d'un système d'assistance à la marche de type exosquelette, dénommé HRMS-I (Hermès-un), spécifiquement adapté aux besoins des personnes en perte de mobilité. Les recherches sur les exosquelettes étant généralement orientées vers le développement de solutions militaires ou portées sur la mobilité des personnes ayant un handicap, il est essentiel de définir les besoins spécifiques à la problématique du projet. Afin d'y parvenir, une analyse des efforts typiques de la vie quotidienne est menée et les caractéristiques anthropomorphiques de la population visée sont identifiées. Ensuite, une étude du type de motorisation optimal et une conception mécanique préliminaire sont effectuées. Une architecture électrique est proposée, le dimensionnement du bloc-pile pour rencontrer les requis de mobilité quotidienne est couvert et une solution de mesure des efforts d'interface au sol à l'aide de quatre cellules de force conçues sur mesure est développée. Finalement, les approches de commandes sont abordées et un modèle cinématique est développé et comparé avec les résultats d'un système de mesure optoélectronique.

Mots-clés: assistance à la marche, perte de mobilité, vieillissement de la population, exosquelette robotique, modélisation, commande par amplification de sensibilité, chaussure instrumentée

Development of a Gait Assisting Technology for People in Loss of Autonomy

Xavier Andrew ABRAM

ABSTRACT

Life expectancy went up drastically in the last century for occidental populations. Sadly, loss of autonomy associated with ageing is a considerable challenge for tomorrow's society. One aspect speeding up the loss of autonomy is the loss of mobility. Indeed, the loss of physical capacities has direct consequences on autonomy, social life, self-esteem and eventually cognitive faculties.

The main objective of this project is the development of a gait-assisting exoskeleton device, dubbed HRMS-I (Hermes One), specifically designed for the needs of people in loss of autonomy. Research on exoskeletons' focus being primarily on military or paraplegic solutions, it is paramount to define the requirements of the target population. In order to define those requirements, we carried out an analysis of typical activities of everyday life and the anthropomorphic characteristics of the population are identified. Then follows a selection of best drive package and a preliminary mechanical concept. The electrical architecture is defined followed by battery cell capacity estimation and instrumented sole development using four custom-made load-cells. Finally, we choose a control algorithm best suited for the application, develop a kinematic model and compare its torque estimation with optoelectronic measurements.

Keywords: gait assisting technology, loss of autonomy, ageing of the population, robotic exoskeleton, modelisation, sensitivity amplification control, instrumented shoe

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 MISE EN CONTEXTE	3
1.1 Besoin d'assistance à la marche	3
1.2 Revue de littérature	3
CHAPITRE 2 DÉFINITION DES REQUIS	9
2.1 Le pilote	10
2.2 La marche	11
2.2.1 La cheville	12
2.2.2 Le genou	15
2.2.3 La hanche	18
2.3 Les escaliers	20
2.3.1 Ascension	21
2.3.2 Descente	23
2.4 La transition assis-debout	24
2.5 Le plan frontal	26
2.5.1 La cheville	27
2.5.2 Le genou	28
2.5.3 La hanche	29
2.6 Paramètres de conception	30
2.6.1 Degrés de liberté assistés	30
CHAPITRE 3 CONCEPTION MÉCANIQUE	33
3.1 Choix de transmission	33
3.2 Sélection des moteurs	35
3.2.1 Modélisation des performances des moteurs	36
3.3 Concept final	42
3.3.1 Mécanisme de motorisation	44
3.3.2 Sac à dos	45
3.3.3 Mécanisme de la hanche	46
3.3.4 Mécanisme du genou	48
3.3.5 Mécanisme de la cheville	49
3.3.6 Propriétés mécaniques	50
CHAPITRE 4 CONCEPTION ÉLECTRIQUE	53
4.1 Architecture	53
4.2 Dimensionnement du bloc-pile	55
4.2.1 Énergie durant la marche	55
4.2.2 Calculs de capacité	56

4.3	Développement de semelles instrumentées	57
4.3.1	Revue de littérature	58
4.3.1.1	Jauges de déformation	58
4.3.1.2	Capteurs piézorésistifs	59
4.3.1.3	Capteurs piézoélectriques	61
4.3.1.4	Capteurs optiques	63
4.3.1.5	Discussion	64
4.3.2	Solution retenue	65
4.3.2.1	Géométrie de la cellule de force	66
4.3.2.2	Théorie des jauges des déformations	66
4.3.3	Corrélation	69
4.3.3.1	Résultats	71
4.3.3.2	Discussion	71
CHAPITRE 5 APPROCHE DE COMMANDE		75
5.1	Revue de littérature	75
5.1.1	Commande par amplification de sensibilité	77
5.1.1.1	Facteur humain	79
5.1.1.2	Étude de la stabilité - Assistance complète	79
5.1.1.3	Étude de la stabilité - Assistance partielle	81
5.2	Cinématique	83
5.2.1	Évaluation de la méthode	85
CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS		89
ANNEXE I	DÉFINITION DES REQUIS	91
ANNEXE II	DÉVELOPPEMENT D'UNE TRANSMISSION À PALAN	113
ANNEXE III	ESTIMATION DES PARAMÈTRES	121
ANNEXE IV	MATRICES D'ESTIMATION DES EFFORTS	125
ANNEXE V	ÉVALUATION DES EFFORTS À L'AIDE D'UN SYSTÈME OPTIQUE	135
BIBLIOGRAPHIE		174

LISTE DES TABLEAUX

		Page
Tableau 2.1	Tableau résumé des dimensions du 95 ^{ième} percentile masculin américain et de la tranche d'âge 70-79 ans Tirées de McDowell <i>et al.</i> (2008, p. 7, 9, 11 et 13)	10
Tableau 2.2	Énergie [J] dépensée par jambe durant l'exécution d'un cycle de marche et d'ascension d'escaliers pour un 95 ^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg).....	30
Tableau 3.1	Pointage des différentes technologies de transmission. Échelle du plus faible (1) au plus élevé (5)	35
Tableau 3.2	Données utilisées dans les calculs de validation des performances moteurs.....	39
Tableau 3.3	Propriétés mécaniques de HRMS-I sans pilote. Les distances des centres de gravité sont exprimées en proportion de la distance entre pivots d'articulation	51
Tableau 4.1	Hypothèses de départ pour la conception du bloc-pile	55
Tableau 4.2	Capacité nécessaire estimée pour différents pilotes dans la tranche d'âge 70-79 ans	57
Tableau 4.3	Nomenclature des demi-ponts	66
Tableau 4.4	Paramètres utilisés pour l'algorithme CSO (<i>Cat Swarm Optimization</i>)	69
Tableau 4.5	Forces [N] et moments [Nm] extrêmes attendus.	70
Tableau 4.6	Coefficients de détermination des corrélations des demi-ponts	71
Tableau 5.1	Paramètres Denavit-Hartenberg modifiés du modèle	84

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1	De gauche à droite : L'exosquelette BLEEX, le Harvard Soft Exosuit et le Hardiman Tirées de Dollar & Herr (2008, p. 147), Asbeck <i>et al.</i> (2013, p. 1) et Rick & Makinson (1971, p. 1) respectivement 4
Figure 1.2	Gauche : exosquelette d'assistance des infirmiers. Droite : exosquelette HAL Tirées de Dollar & Herr (2008, p. 147) et Cyberdyne Inc (2018) respectivement 6
Figure 2.1	À partir du coin supérieur gauche dans le sens des aiguilles d'une montre : position, vitesse, puissance et moment dans le plan sagittal à la cheville durant un cycle de marche pour un 95 ^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg) 13
Figure 2.2	À partir du coin supérieur gauche dans le sens des aiguilles d'une montre : position, vitesse, puissance et moment dans le plan sagittal à la cheville durant un cycle de marche pour un 95 ^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg) 14
Figure 2.3	À partir du coin supérieur gauche dans le sens des aiguilles d'une montre : position, vitesse, puissance et moment dans le plan sagittal au genou durant un cycle de marche pour un 95 ^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg) 16
Figure 2.4	À partir du coin supérieur gauche dans le sens des aiguilles d'une montre : position, vitesse, puissance et moment dans le plan sagittal au genou durant un cycle de marche pour un 95 ^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg) 17
Figure 2.5	Moment dans le plan sagittal à la hanche durant un cycle de marche pour un 95 ^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg) 18
Figure 2.6	À partir du coin supérieur gauche dans le sens des aiguilles d'une montre : position, vitesse, puissance et moment dans le plan sagittal à la hanche durant un cycle de marche pour un 95 ^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg) 19
Figure 2.7	À partir du coin supérieur gauche dans le sens des aiguilles d'une montre : position, vitesse, puissance et moment dans le plan sagittal

	durant un cycle d'ascension d'escalier pour un 95 ^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg)	22
Figure 2.8	Puissance instantanée dans le plan sagittal à la cheville, au genou et à la hanche durant la descente d'escalier pour un 95 ^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg)	24
Figure 2.9	À partir du coin supérieur gauche dans le sens des aiguilles d'une montre : position, vitesse, puissance et moment à la cheville dans le plan sagittal durant une transition assis-debout pour un 95 ^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg). BI : borne inférieure / BS : borne supérieure	25
Figure 2.10	À partir du coin supérieur gauche dans le sens des aiguilles d'une montre : position, vitesse, puissance et moment à la cheville dans le plan frontal durant un cycle d'ascension d'escalier et de marche pour un 95 ^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg)	27
Figure 2.11	À partir du coin supérieur gauche dans le sens des aiguilles d'une montre : position, vitesse, puissance et moment au genou dans le plan frontal durant un cycle d'ascension d'escalier et de marche pour un 95 ^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg)	29
Figure 3.1	Circuit équivalent d'un moteur à courant continu	37
Figure 3.2	Demande normale en couple et limites moteur à la hanche dans le plan sagittal	40
Figure 3.3	Demande normale en couple et limites moteur au genou dans le plan sagittal	41
Figure 3.4	Demande normale en couple et limites moteur à la cheville dans le plan sagittal	42
Figure 3.5	Vue d'ensemble du prototype HRMS-I : on y voit les mécanismes de motorisation aux articulations, les fixations et la structure de sac à dos	43
Figure 3.6	Mécanisme de motorisation des articulations	45
Figure 3.7	Sac à dos de type A.L.I.C.E. (les bretelles et la ceinture ne sont pas modélisées), bloc-pile (avec cellules de type 18650) et	

	module contenant l'ordinateur principal et le système de gestion des batteries (BMS).....	46
Figure 3.8	Gauche : mécanisme de motorisation de la hanche. Droite : mécanisme de motorisation au genou.....	47
Figure 3.9	Mécanisme d'assistance à la cheville. Gauche : assemblage complet de la chevillère. Droite : vue explosée de la semelle instrumentée.....	49
Figure 4.1	Architecture électrique proposée pour HRMS-I Note : les lignes rouges, bleues et vertes représentent l'alimentation haute-puissance 48V, basse-puissance 5V et la communication respectivement et les lignes noires définissent des connexions IO des modules aux capteurs.....	53
Figure 4.2	Gauche : semelle de mesure des moments à la 1 ^{ière} et 5 ^{ière} tête métatarsienne; Droite : semelle de mesure de forces normales utilisée dans le design de l'Exoshoe Tirées de Stief & Peikenkamp (2015, p. 2) et Mateos <i>et al.</i> (2016, p. 101).....	59
Figure 4.3	Solution de sandale instrumentée équipée de capteurs piézocapacitifs et de deux stations inertielles Tirée de Rouhani <i>et al.</i> (2011, p. 2713).....	61
Figure 4.4	Matériaux hybrides composés d'un matériau déformable et d'une matrice de fibres optiques Tirées de Zhang <i>et al.</i> (2013, p. 1479) et Wang <i>et al.</i> (2005, p. 317).....	64
Figure 4.5	Cellule de force 6 DDL.....	67
Figure 4.6	Pont de Wheatstone.....	68
Figure 4.7	Résultats des estimations pour les différents demi-ponts en utilisant les coefficients tirés de la régression linéaire multiple et de l'optimisation par meute de chats (CSO).....	73
Figure 4.8	Erreur (gauche) et erreur relative absolue (droite) des estimations pour les demi-ponts de HB1 (haut) à HB6 (bas) en utilisant les coefficients tirés de la régression linéaire multiple et de l'optimisation par meute de chats (CSO).....	74
Figure 5.1	Représentation du modèle de cinématique de HRMS-1 pour la jambe droite. Les axes en rouge, vert et bleu représentent les axes « x », « y » et « z » locaux.....	84

Figure 5.2 Comparaison des résultats entre la mesure des efforts aux articulations à l'aide d'un système optoélectronique et la méthode d'estimation de HRMS-I 87

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

ALICE	All-purpose Lightweight Individual Carrying Equipment
BLEEX	Berkeley Lower Extremity Exoskeleton
BMS	Battery Management System
CAN	Controller Area Network
CG	Centre de gravité
CSO	Cat Swarm Optimization
DARPA	Defence Advanced Research Projects Agency
ETS	École de technologie supérieure
GRÉPCI	Groupe de recherche en électronique de puissance et commande industrielle
GRF	Ground Reaction Force
HAL	Hybrid Assistive Limb
HB	Half-Bridge (demi-pont)
HRMS-I	Hermès 1 (Nom du projet)
IRM	Imagerie par résonance magnétique
RLM	Régression linéaire multiple
ROM	Range of Motion
ZMP	Zero-Moment Point

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

a_b	Vecteur des accélérations linéaires de la référence en (m/s^2)
B_m	Coefficient de friction d'un moteur électrique en ($N\ m\ s\ rad^{-1}$)
C	Gain de vitesse pour les chats chasseur
C_{bp}	Capacité du bloc-pile en (Wh)
c_p	Chaleur spécifique ($J\ kg^{-1}\ K$ ou $J\ kg^{-1}\ ^\circ C$)
E	Module de Young d'un matériau en (MPa)
E_{bp}	Énergie totale d'une charge en (J)
E_c	Énergie consommée par cycle de marche en (J)
E_m	Énergie consommée totale en (J)
f	Vecteur des forces f_x et f_y et du moment m_z appliqué l'effecteur
$F_{x,y,z}$	Forces appliquées selon l'axe x , y et z en (N)
FM	Matrices des cas de chargements
FS_e	Facteur de sécurité appliqué sur l'énergie totale
G	Vecteur des couples causés par la gravité
G_b	Matrice des couples causés par l'accélération de la référence
Gen	Nombre de génération d'un algorithme CSO
GF	Facteur de jauge
$I_{1,1exo}$	Inertie de la cuisse du pilote et de l'exosquelette en (kgm^2)
$I_{2,2exo}$	Inertie du tibia du pilote et de l'exosquelette en (kgm^2)
$I_{3,3exo}$	Inertie du pied du pilote et de l'exosquelette en (kgm^2)
I_a	Courant circulant dans l'armature d'un moteur électrique en (A)
k	Ratio de transmission

K_{ass}	Niveau d'assistance en (%)
K_b	Constante contre-électromotrice d'un moteur électrique en (Vsrad^{-1})
K_t	Constante de couple d'un moteur électrique en (NmA^{-1})
L_0	Longueur entre le centre du bassin et le pivot de la hanche en (m)
L_1	Longueur entre le pivot de la hanche et du genou en (m)
L_2	Longueur entre le pivot du genou et de la cheville en (m)
L_3	Longueur entre le pivot de la cheville et du point de contact au pied en (m)
L_a	Inductance équivalente de l'armature d'un moteur électrique en (H)
$L_{\text{cg1,cg1exo}}$	Longueur entre le pivot de la hanche et le CG de la cuisse du pilote et de l'exosquelette en (m)
$L_{\text{cg2,cg2exo}}$	Longueur entre le pivot du genou et le CG du tibia du pilote et de l'exosquelette en (m)
$L_{\text{cg3,cg3exo}}$	Longueur entre le pivot de la cheville et le CG du pied du pilote et de l'exosquelette en (m)
$m_{0\text{exo}}$	Masse de la ceinture de l'exosquelette en (kg)
$m_{1,1\text{exo}}$	Masse de la cuisse du pilote et de l'exosquelette en (kg)
$m_{2,2\text{exo}}$	Masse du tibia du pilote et de l'exosquelette en (kg)
$m_{3,3\text{exo}}$	Masse du pied du pilote en (kg)
m_{exo}	Masse totale de l'exosquelette en (kg)
$M_{x,y,z}$	Moments appliqués selon l'axe x, y et z en (N)
M	Matrice des masses
M_b	Matrice des masses (mouvement de la référence)
N	Nombre de chats d'un algorithme CSO
N_c	Nombre de chats chasseurs d'un algorithme CSO
n_c	Nombre de cycles de marche par charge

q, \dot{q}, \ddot{q}	Position, vitesse et accélération générale en (m, ms^{-1} et m/s^2) ou en (rad, rads^{-1} et rad/s^2)
R	Résistance d'une jauge de déformation inerte en (Ω)
R	Matrice diagonale d'éléments aléatoires
R_a	Résistance équivalente de l'armature d'un moteur électrique en (Ω)
r_{amp}	Ratio d'amplification de l'exosquelette
$R_{1,\dots,4}$	Résistances des jauges de déformation d'un pont de Wheatstone en (Ω)
R_m	Résistance mesurée d'une jauge de déformation en (Ω)
R_{th}	Résistance thermique en ($\text{W}^\circ\text{C}^{-1}$)
SMP	Nombre de copies par chat
SRD	Déplacement des chats chercheurs
SPC	Utilisation de la position du chat source
T	Matrice des couples induits par les forces et moments à l'interface avec le sol
T_a	Vecteur des couples aux articulations fournis par l'exosquelette en (Nm)
T_{amb}	Température ambiante en ($^\circ\text{C}$)
T_{bp}	Durée d'utilisation d'une charge en (h)
T_c	Durée d'un cycle de marche en (s)
T_m	Couple fourni par un moteur électrique en (Nm)
$T_{\text{max,mot}}$	Température maximum permise d'un moteur électrique en ($^\circ\text{C}$)
T_p	Vecteur des couples aux articulations fournis par le pilote en (Nm)
V_b	Matrice des forces centrifuges et effets de Coriolis (mouvement de la référence)
V_{bemf}	Tension contre-électromotrice d'un moteur électrique en (V)
V_c	Vitesse d'un chat chasseur

V_{cc}	Tension d'alimentation d'un pont de Wheatstone en (V)
V_m	Tension de commande d'un moteur électrique en (V)
V_m	Matrice des forces centrifuges et effets de Coriolis
V_{nom}	Tension nominale du système d'alimentation en (V)
V_o	Tension mesurée d'un pont de Wheatstone en (V)
α	Coefficient d'amplification
$\beta_{i1,...i3}$	Coefficient des forces selon x, y et z du modèle d'un pont de Wheatstone en (mVN^{-1})
$\beta_{i4,...i6}$	Coefficient des moments selon x, y et z du modèle d'un pont de Wheatstone en ($mVN^{-1}m$)
β_{i7}	Coefficient fixe du modèle d'un pont de Wheatstone en (mV)
$\Delta\dot{T}_{mot}, \Delta T_{mot}$	Différence entre la température du moteur électrique et la température ambiante en ($^{\circ}C$)
ε	Déformation
ε	Résiduels de l'estimation d'un pont de Wheatstone en (mV)
η_c	Efficacité des contrôleurs en (%)
η_m	Efficacité des moteurs en (%)
η_t	Efficacité des transmissions en (%)
$\omega_b, \dot{\omega}_b$	Vecteur des vitesses et accélérations angulaires de la référence en ($rad s^{-1}$)
ω_m	Vitesse angulaire d'un moteur électrique en ($rad s^{-1}$)
σ	Contrainte mesurée en (MPa)
τ	Vecteur des couples aux articulations en (Nm)
$\theta_{1,2,3}, \dot{\theta}_{1,2,3}, \ddot{\theta}_{1,2,3}$	Position, vitesse et accélération à la hanche, au genou et à la cheville respectivement en (rad, $rad s^{-1}$ et rad/s^2)

INTRODUCTION

L'espérance de vie des populations occidentales a augmenté de manière considérable dans le dernier siècle (Greenberg, 2016; Bushnik *et al.*, 2018) et la proportion des citoyens de plus de 65 ans est de plus en plus importante, au point de composer environ 25 % de la population canadienne d'ici 2060 (Gouvernement du Canada, 2014). Dans cette optique, la perte d'autonomie associée avec le vieillissement représente un défi de taille pour la société de demain et le développement de solutions axées vers le maintien de l'indépendance des personnes d'âge mûr doit être une priorité (Gouvernement du Canada, 2014). Un des aspects précipitant la perte d'autonomie est la perte de mobilité (Bonney *et al.*, 2015). En effet, la diminution des capacités physiques a des conséquences directes sur l'autonomie, la vie sociale, l'estime de soi et éventuellement les capacités cognitives. Les personnes en perte de mobilité deviennent donc rapidement dépendantes de leur communauté.

Les projets de recherche sur les systèmes d'assistance à la marche, et plus spécifiquement les exosquelettes, sont nombreux. Habituellement, ces recherches sont axées sur des problématiques reliées au domaine militaire (port de charges, amplification des performances, etc.) et au domaine des handicaps physiques de type paraplégie (réhabilitation, déplacement analogue à la marche saine, etc.). Les exosquelettes développés peuvent être classés dans deux grandes catégories : les exosquelettes d'amplification, qui ont comme objectif de décupler la force du porteur, et les exosquelettes d'assistance du mouvement, qui visent à faire suivre au porteur des trajectoires de jambes prédéfinies. Actuellement, très peu, voire aucune, recherche n'a porté sur l'utilisation de ces technologies pour la mobilité des personnes saines ou en déclin des capacités motrices (épuisement, faiblesse, etc.).

L'objectif de ce travail de recherche est de définir les besoins spécifiques à l'utilisation d'un exosquelette pour les membres inférieurs axé sur la mobilité des personnes d'âge mûr, de définir les défis techniques à résoudre et de proposer une conception préliminaire de solution. Le

chapitre 1 apporte une revue de littérature de la problématique entourant le besoin de mobilité et couvre les recherches sur les exosquelettes afin de lister les défis techniques. Le chapitre 2 fait une revue de la littérature sur les efforts de la marche afin de déterminer les requis techniques en matière de force, amplitude, puissance et énergie liées aux activités de la mobilité. Le chapitre 3 explore les solutions de motorisation et présente les détails mécaniques du concept préliminaire. Le chapitre 4 propose une architecture électrique, détermine la capacité nécessaire du bloc-pile et explore la faisabilité d'un système de mesure des forces d'interface au sol. Finalement, le chapitre 5 couvre les algorithmes de commande et sélectionne le plus approprié à l'implémentation pour la problématique actuelle. Il définit un modèle cinématique de l'exosquelette et compare les résultats de ce modèle aux mesures prises avec un système optoélectronique.

CHAPITRE 1

MISE EN CONTEXTE

1.1 Besoin d'assistance à la marche

À une époque où l'espérance de vie de la population occidentale augmente (Greenberg, 2016; Decady & Greenberg, 2014), il est important de se soucier de la qualité de vie des personnes âgées. Un des facteurs les plus impactants est la perte d'autonomie et il est démontré que la perte de mobilité précède la perte d'autonomie (Bonney *et al.*, 2015). (Portegijs *et al.*, 2014) mentionnent qu'« être capable de sortir dehors est important dans le maintien de la santé physique et mentale, et pour la qualité de vie et le bien-être chez les personnes âgées qui évoluent au sein de la communauté (traduction libre) ». Selon (Rantakokko *et al.*, 2016), les facteurs les plus importants sont la présence de difficultés telles que la neige et la glace, les collines, la chaussée délabrée, le manque de zones de repos adéquates et la distance entre les services. Une étude menée sur 1872 personnes âgées de 65 à 100 ans au Japon démontre qu'il y a un lien direct entre le nombre de sorties extérieures et la taille de l'espace de vie, et les limitations physiques et mentales (Shimada, *et al.*, 2010). L'objectif de ce mémoire est donc de déterminer la faisabilité d'un mécanisme d'aide à la marche de type exosquelette permettant aux personnes d'âge mûr de se déplacer.

1.2 Revue de littérature

Cette section couvre brièvement les exosquelettes existants. Pour plus de références sur le sujet, le lecteur peut consulter des articles portant sur la documentation des exosquelettes pour les membres inférieurs (Chen *et al.*, 2016; Dollar & Herr, 2008; Baldovino & Jamisola, 2017). (Yang *et al.*, 2013) comporte un chapitre complet dédié à l'historique des exosquelettes.

Il existe deux grandes familles d'exosquelettes : les exosquelettes d'amplification de force et les exosquelettes d'assistance du mouvement. La première famille a comme objectif de donner des capacités physiques supérieures au porteur, lui permettant de soulever des charges plus élevées. La deuxième vise à aider le porteur dans ses mouvements afin de lui permettre d'effectuer des mouvements autrement impossibles à cause d'un handicap physique. L'exosquelette développé dans le cadre de ce projet de maîtrise est un exosquelette d'amplification, car il a comme objectif de soulager le porteur des difficultés de se mouvoir sur de longues distances et à travers des obstacles. Cette revue de littérature ne couvrira donc que les exosquelettes d'amplification ayant un lien potentiel avec le projet.

Les exosquelettes d'amplification sont généralement développés pour répondre à des besoins spécifiques comme permettre à un travailleur de porter des charges plus lourdes et les domaines d'intérêt sont souvent reliés à l'armée. En effet, un grand nombre de ces projets a vu le jour sous des programmes de recherche militaires comme le DARPA (*Defense Advanced Research Projects Agency*) aux États-Unis.

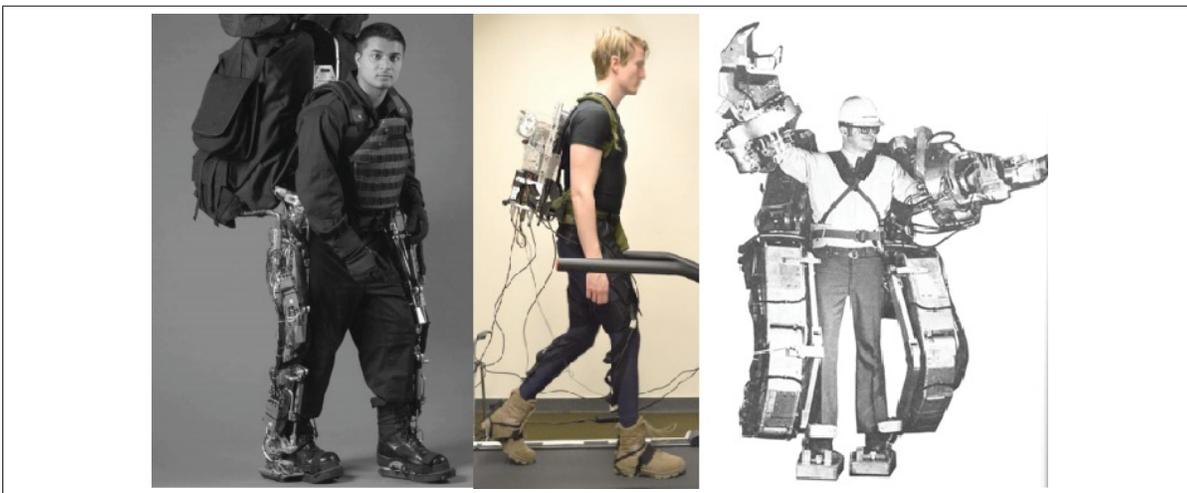


Figure 1.1 De gauche à droite : L'exosquelette BLEEX, le Harvard Soft Exosuit et le Hardiman

Tirées de Dollar & Herr (2008, p. 147), Asbeck *et al.* (2013, p. 1) et Rick & Makinson (1971, p. 1) respectivement

Dans les années soixante, le gouvernement américain avait mandaté la compagnie GE de développer un exosquelette d'amplification. Le Hardiman (Fick & Makinson, 1971) est un exosquelette complet (haut et bas du corps) visant à permettre à un travailleur de soulever des charges extrêmes à l'aide d'actuateurs, visant un ratio d'amplification d'autour de 10. Cet exosquelette est la première tentative documentée d'amplification active de l'humain. Bien que le projet n'a jamais atteint la phase de test, il a néanmoins permis de paver la voie à la recherche dans le domaine.

À la suite des recherches sur le Hardiman, le gouvernement américain a continué à subventionner la recherche sur les exosquelettes, avec un accent sur l'application militaire, à travers son programme DARPA. L'exosquelette Sarcos est un exosquelette complet dont l'objectif principal est de permettre d'effectuer des efforts surhumains. Les actuateurs sont des vérins hydrauliques à haute-pression. Les décisions sont prises à l'aide de jauges de contraintes placées entre le porteur et l'exosquelette. Bien que fonctionnel, l'exosquelette est jugé peu efficace, encombrant et surtout très cher.

L'exosquelette BLEEX, développé à l'université de Berkeley en Californie, a comme objectif de permettre à un soldat de porter une charge de 75 kg (Kazerooni *et al.*, 2005; Chu, 2005; Steger, 2003; Zoss, 2005) sans effort additionnel. L'exosquelette amplifie la hanche, le genou et la cheville dans le plan sagittal à travers des vérins hydrauliques. Une pompe hydraulique et un moteur, ainsi que les systèmes de contrôle, sont attachés dans la partie inférieure du sac à dos en dessous des charges. Éventuellement, l'amplification de la cheville est abandonnée sur les modèles subséquents au prototype initial.

Le Soft-Exosuit (Asbeck *et al.*, 2015a,b, 2013; Panizzolo *et al.*, 2016), conçu par l'institut Wyss de Harvard, est une approche différente par rapport aux autres exosquelettes présentés, car il ne contient pas d'articulations rigides. Le mécanisme d'amplification se porte comme un vêtement et l'activation se fait à l'aide de câbles qui glissent le long des membres et qui viennent tirer

sur des endroits spécifiques. Les câbles sont tendus à travers des moteurs électriques attachés à des bobines et positionnés à la ceinture. Le concept est protégé par brevet (Walsh *et al.*, 2016).

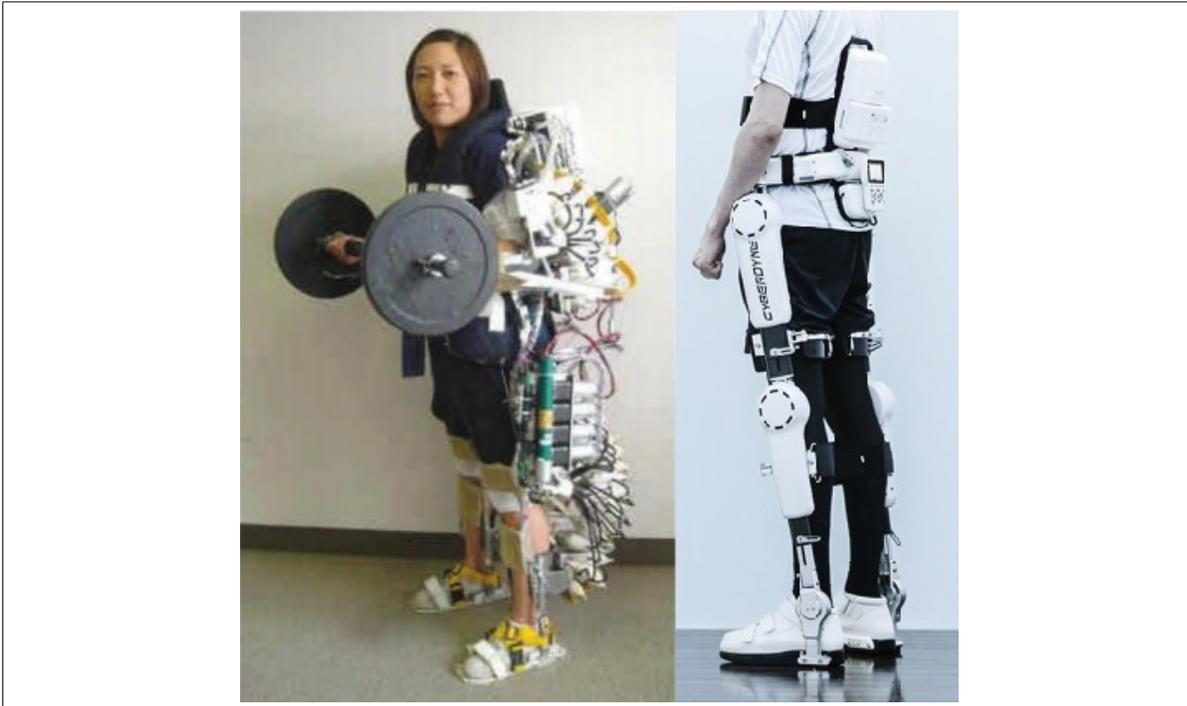


Figure 1.2 Gauche : exosquelette d'assistance des infirmiers. Droite : exosquelette HAL
Tirées de Dollar & Herr (2008, p. 147) et Cyberdyne Inc (2018) respectivement

L'Institut de technologie de Kanagawa a développé un exosquelette d'assistance pour les infirmiers (Yamamoto *et al.*, 2002). L'exosquelette amplifie la force des membres inférieurs et supérieurs à l'aide d'actuateurs pneumatiques actionnés par des pompes installées à même les actuateurs (Yamamoto *et al.*, 2003).

L'université de Tsukuba a conçu un exosquelette d'amplification (HAL) utilisant l'électromyographie (EMG) pour l'estimer les mouvements désirés du pilote (Kiguchi *et al.*, 2001; Kawamoto *et al.*, 2003). L'exosquelette est présenté comme ayant deux parties, bien que la majorité des recherches portent sur l'actuation des membres inférieurs. Cette actuation est faite à l'aide de moteurs électriques à travers des transmissions harmoniques, et l'assistance est fournie aux

genoux et aux hanches dans le plan sagittal. Cet exosquelette est actuellement commercialisé par la compagnie Cyberdyne (Cyberdyne Inc, 2018).

La compagnie Honda a développé un système d'assistance à la marche nommée le « *Walk Assist* » (Honda, 2016). Cet appareil produit un couple assistant à la hanche durant certaines phases de la marche.

Bien que certains concepts puissent être utilisés dans le contexte d'un exosquelette axé sur la mobilité des personnes âgées, il n'y a actuellement pas de solutions disponibles pour répondre à leurs besoins. Parmi les défis identifiés dans la littérature, l'approche de commande, le dimensionnement de la source d'énergie et la mesure de l'interface entre la chaussure et le sol nécessitent une attention particulière. L'approche de commande est étudiée au chapitre 5, le dimensionnement de la source d'énergie est couvert à la 4.2 et une solution de mesure d'interface est proposée à la section 4.3.

CHAPITRE 2

DÉFINITION DES REQUIS

Dans l'optique de développer un exosquelette adapté à la problématique, il est essentiel de connaître les paramètres qui régissent les activités de l'utilisateur. Ces paramètres sont définis en termes de positions et vitesses angulaires, de couples, de puissances et d'énergie durant les activités qui seront normalement réalisées lors du port de l'exosquelette. La connaissance des positions angulaires permet d'assurer que l'exosquelette est capable de suivre les mouvements du pilote à travers l'intégralité de sa plage active sans blocage ou restriction. La compréhension des moments et puissances facilite le dimensionnement des composantes et le choix des moteurs. Finalement, l'appréciation de l'énergie consommée lors des différentes activités va permettre de dimensionner les batteries.

Malgré l'importance de ces données, elles sont rarement partagées dans les projets de recherche. (Zoss, 2005) fait une très bonne revue des données d'analyse clinique de la marche disponibles (Kirtley)(Linsell), de rapports du gouvernement américain (Harman *et al.*, 2000a,b) et d'articles (Duncan *et al.*, 1997; Redfem & DiPasquale, 1997) utilisés dans la conception de l'exosquelette BLEEX. Afin d'améliorer la qualité de l'analyse et la rendre plus adaptée à notre population cible, l'article (Nadeau *et al.*, 2003), qui couvre l'analyse de la marche et l'ascension d'escaliers chez les personnes d'âge moyen, et l'article (Wretenberg & Arborelius, 1994), qui permet la compréhension de la transition assis-debout, sont ajoutés aux données d'analyse. Ces données, une fois mises à l'échelle, poseront les bases des requis techniques utilisés durant la conception de l'exosquelette HRMS-I. Une attention particulière sera portée sur les moments extrêmes, aux vitesses et amplitudes extrêmes, la puissance moyenne et efficace et l'utilisation potentielle de méthodes d'accumulation d'énergie.

L'objectif de ce chapitre est de définir des paramètres de conception liés à l'utilisation réaliste de l'exosquelette. Pour ce faire, le pilote sera d'abord défini pour ensuite couvrir les mouvements dans le plan sagittal, puis dans le plan frontal. La section 2.1 couvre le dimensionnement du pilote. La section 2.2 couvre la marche dans le plan sagittal avec une attention particulière aux différentes articulations. La section 2.3 couvre l'ascension et la descente d'escaliers dans le plan sagittal. La section 2.4 couvre la transition assis-debout dans le plan sagittal. Finalement, la section 2.5 couvre le plan frontal.

2.1 Le pilote

La méthode utilisée pour mesurer les efforts durant la marche sans intrusion sur le participant consiste à recueillir ses données anthropométriques et ensuite enregistrer simultanément des positions de marqueurs à l'aide d'un outil de mesure 3D et des mesures de forces de réaction avec l'environnement. Les données anthropométriques sont utilisées pour l'estimation des masses et inerties des membres et permettent, en parallèle avec les positions des marqueurs et des forces, de faire la cinématique inverse pour obtenir les forces et moments aux articulations.

Tableau 2.1 Tableau résumé des dimensions du 95^{ième} percentile masculin américain et de la tranche d'âge 70-79 ans
Tirées de McDowell *et al.* (2008, p. 7, 9, 11 et 13)

Variable	Unités	95 ^{ième} perc.	Source
Groupe d'âge	années	70-79	
Poids	kg	117.9	Table 3 et Table 5
Taille	cm	184.7	Table 9 et Table 11

Il est important de préciser que la mise à l'échelle des données est une pratique courante dans l'analyse clinique du mouvement (Pierrynowski & Galea, 2001). Afin de rendre les données comparables entre participants de tailles et masses différentes, la pratique consiste à normaliser les moments et puissances mesurés par le poids du participant. De ces données normalisées, il est donc possible de générer des courbes de moments et puissances instantanées pour un pilote

de poids différents. Dans le cas de l'exosquelette HRMS-I, le pilote le plus grand est défini comme le 95^{ième} percentile masculin américain dans la tranche d'âge 70-79 ans. Les données proviennent de bases de données anthropométriques (McDowell *et al.*, 2008; Fryar *et al.*, 2012) des *Centers for Disease Control and Prevention* (CDC), organismes gouvernementaux américains qui ont parmi leurs mandats la collecte et la présentation de données anthropométriques de la population américaine. Toutes les données présentées sont donc mises à l'échelle pour un pilote de 117.9 kg. Ce groupe d'âge a été choisi, car il est jugé être le début des troubles moteurs associés avec la perte d'autonomie (Portegijs *et al.*, 2014). Le tableau 2.1 présente les dimensions importantes pour la mise à l'échelle des données. Les données d'efforts aux articulations ont été corrigées pour respecter la convention utilisée dans ce document, c'est-à-dire position neutre quand la jambe est en position debout et déplacements positifs en flexion pour la hanche, en flexion pour le genou et en dosiflexion pour la cheville.

2.2 La marche

Les données des rapports techniques (Harman *et al.*, 2000a,b) et de l'article (Nadeau *et al.*, 2003) ont été utilisées dans l'analyse de la marche.

Les participants sont les mêmes pour les deux rapports techniques, soit des hommes en santé de taille ($181,2 \pm 7,5$ m), d'âge ($30,3 \pm 9,2$ ans) et de poids ($76,8 \pm 8,9$ kg) relativement similaires. Les deux rapports explorent les effets du chargement (6 kg, 20 kg, 33 kg et 40 kg) et de la vitesse de marche (1.1 m/s, 1.3 m/s et 1.5 m/s) sur les amplitudes et efforts de la marche d'un soldat américain moyen. Bien que normalisées selon le poids total, c'est-à-dire le poids du participant plus son chargement, il existe des différences entre les différents tests. Les données de consommation d'énergie sont donc tirées des situations de marche naturelle, soit la vitesse de marche à 1.33 m/s et 6 kg.

L'article (Nadeau *et al.*, 2003) est intéressant, car la tranche d'âge des participants est plus proche du pilote cible avec un groupe de participants composé de 6 hommes et 5 femmes en santé de 41 à 70 ans (médiane 53 ans). L'article couvre les différences entre la marche et l'ascension d'escaliers chez des personnes d'âge mûr avec une attention particulière au plan frontal.

Bien que les sources permettent de couvrir une population relativement large, il est évident que la sous-représentation d'autres groupes de population, que ce soit au niveau du sexe, de groupe géographique, de l'âge, de la taille ou du niveau d'aptitude physique, pose plusieurs problèmes dans l'extrapolation à la population totale et plus spécifiquement au groupe d'âge visé de 70-79 ans. Il y a aussi des différences notables entre les groupes étudiés, car la marche change selon l'âge et la forme physique. Il est donc important de noter que les données de références présentées dans les sections à venir ne servent qu'à définir grossièrement la problématique, car il y aura assurément une différence avec l'utilisation d'un exosquelette (Zoss, 2005). Il est essentiel de recueillir des données d'utilisation de l'exosquelette pour le développement de prototypes subséquents au prototype initial. Par contre, il est intéressant de noter que les valeurs tirées de cette analyse sont similaires à d'autres analyses spécifiques, notamment (Jansen *et al.*, 2004).

2.2.1 La cheville

Les figures 2.1 et 2.2 présentent les courbes de positions, de vitesses, de moments et de puissances instantanées pour la cheville dans le plan sagittal. Le travail à l'articulation se résume à un pic élevé en puissance durant la phase d'envol du pied. Le reste de la phase d'appui est en légère absorption et le moment est négligeable durant la phase aérienne à cause de l'inertie relativement faible du pied. Un mécanisme de dissipation d'énergie est donc peu justifiable pour cette articulation, car il n'y a pas d'absorption de puissance.

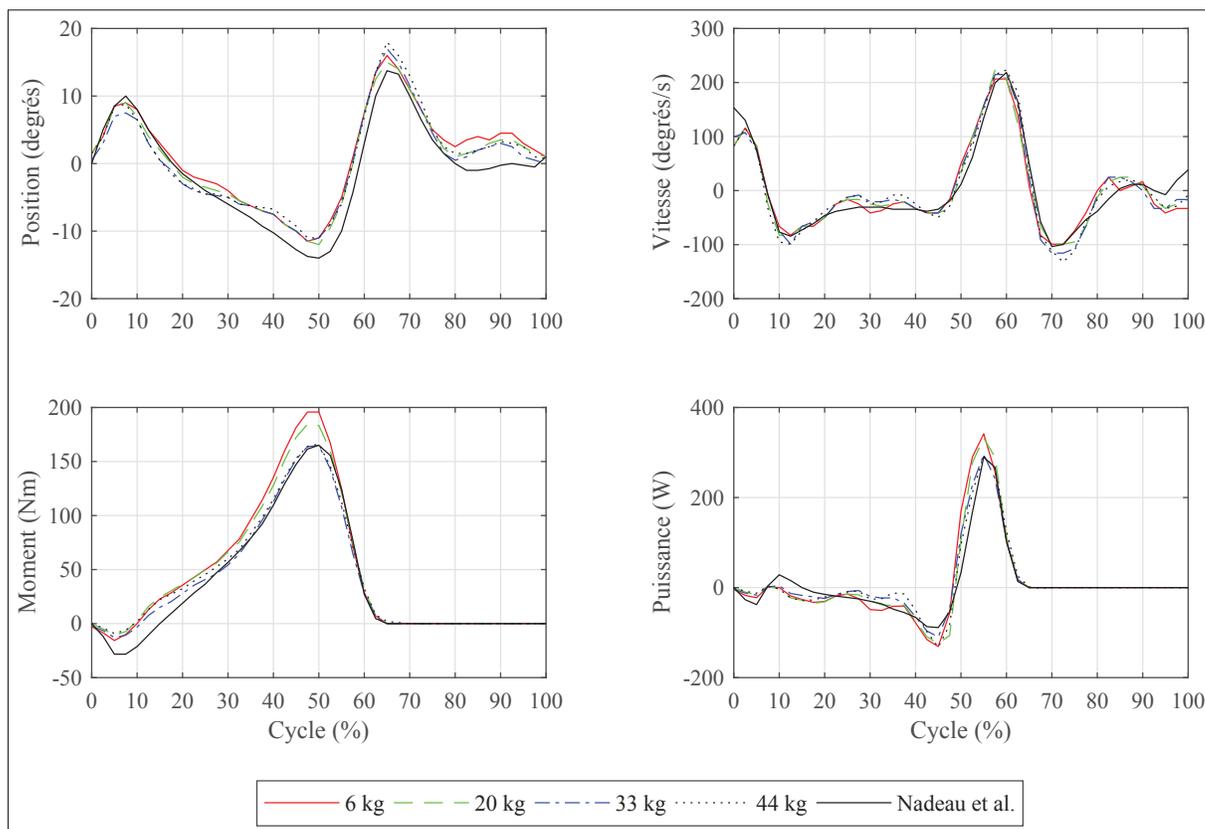


Figure 2.1 À partir du coin supérieur gauche dans le sens des aiguilles d’une montre : position, vitesse, puissance et moment dans le plan sagittal à la cheville durant un cycle de marche pour un 95^{ième} percentile masculin dans la tranche d’âge 70-79 ans (117.9 kg)

Même si 1.33 m/s n’est pas la vitesse de marche la plus rapide, c’est le cycle de marche qui a vu la plus grande puissance instantanée avec 375 W. La puissance efficace (*RMS*) la plus élevée est étonnement à la vitesse la plus faible, soit 50 W à 1.15 m/s, probablement parce que les participants avaient de la difficulté à conserver cette vitesse de marche relativement basse (Harman *et al.*, 2000b).

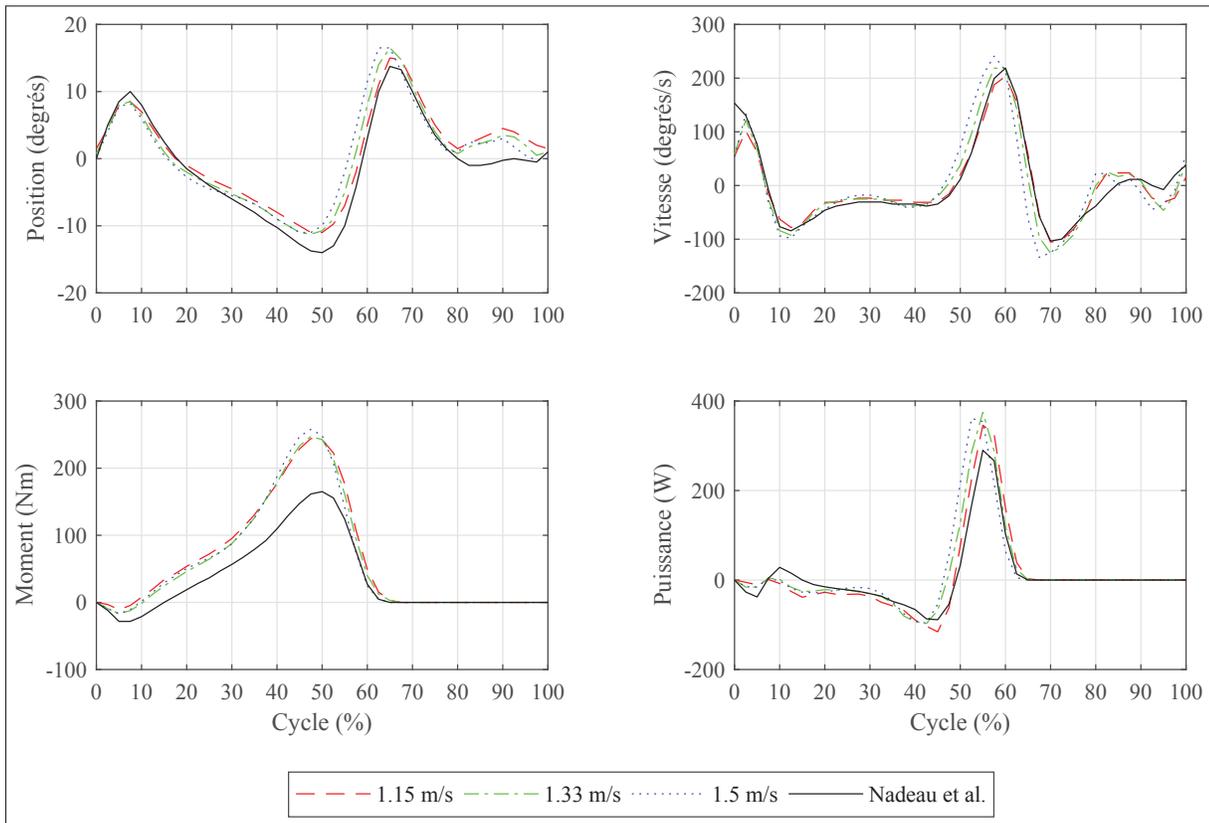


Figure 2.2 À partir du coin supérieur gauche dans le sens des aiguilles d’une montre : position, vitesse, puissance et moment dans le plan sagittal à la cheville durant un cycle de marche pour un 95^{ième} percentile masculin dans la tranche d’âge 70-79 ans (117.9 kg)

Bien que la forme soit similaire, la majorité des courbes présentent un écart entre les extrêmes atteints pour la marche par le groupe d’hommes plus jeunes et le groupe de participants d’âge mûr. Il est intéressant de constater que bien que les courbes de position et vitesse soient similaires entre les deux groupes, avec une forme générale et des événements clés similaires, le groupe de jeunes hommes présente un moment et une puissance plus élevés par environ 25% durant la transition entre la fin de la phase d’appui et la phase d’envol.

La marche la plus naturelle étant à 1.33 m/s pour le groupe de jeunes participants, les valeurs de puissance RMS (46 W) et d’énergie dissipée par cycle de marche (55 J) seront utilisées dans le dimensionnement du système d’alimentation.

La cheville ne voit pas des amplitudes de mouvement élevées durant la marche. La position angulaire varie entre -14 et 20 ° pour une amplitude totale de 34 °. La vitesse angulaire varie entre -132 °/s et 241 °/s et le couple entre -29 Nm et 257 Nm. Curieusement, le couple et la vitesse maximum sont légèrement décalés l'un par rapport à l'autre chez les deux groupes, ce qui a pour effet de diminuer la puissance maximale. Les tableaux I-2, I-3 et I-4 à l'Annexe I font un bref rappel des valeurs de base utilisées pour la cheville dans le plan sagittal. Finalement, la figure I-1 définit la plage d'utilisation du moteur pour une assistance totale de la cheville en flexion/extension.

2.2.2 Le genou

Les figures 2.3 et 2.4 présentent les courbes de positions, de vitesses, de moments et de puissances instantanées pour le genou. Le genou est une articulation particulière, car beaucoup de son travail consiste à dissiper de l'énergie. Durant la marche, il est souvent en situation d'absorption particulièrement au début du contact du pied au sol et durant la phase d'envol. C'est pour cette raison que plusieurs tentatives d'assistance ont comme objectif de dissiper l'énergie avec des éléments tels que des amortisseurs ou des disques de friction. L'utilisation d'un mécanisme de régénération devient alors très intéressante, car il permettrait de réutiliser une partie de l'énergie à dissiper et ainsi réduire la taille du système d'alimentation.

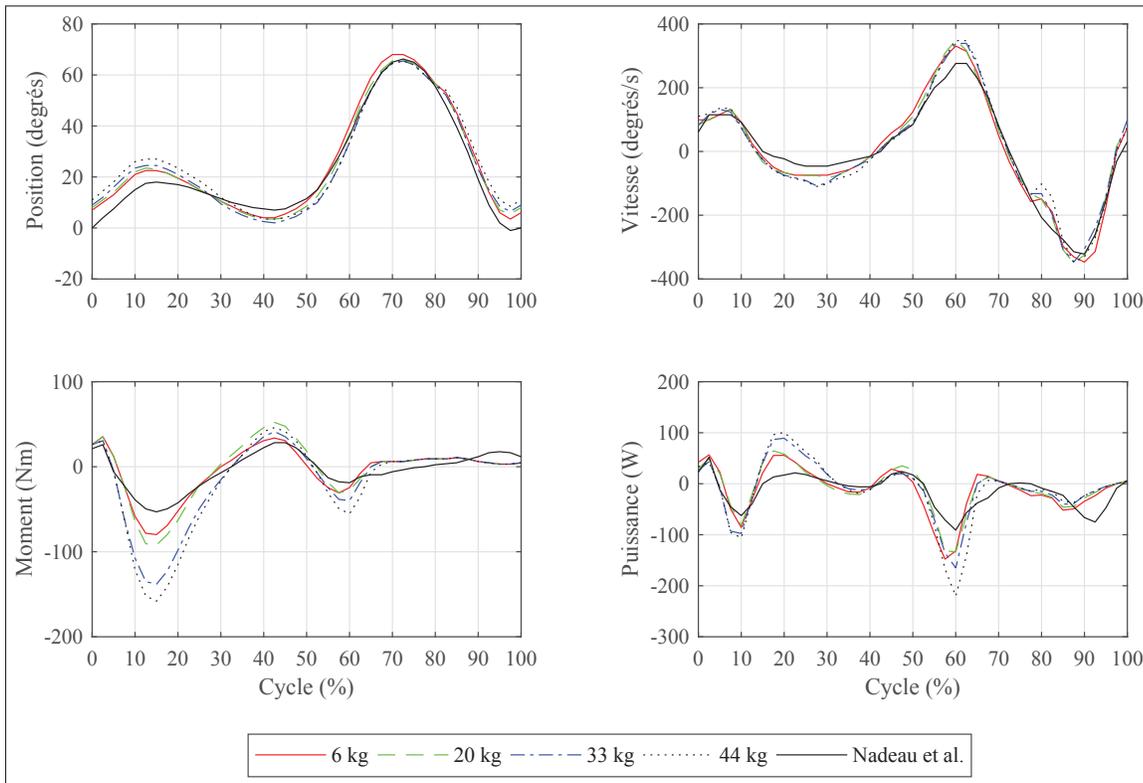


Figure 2.3 À partir du coin supérieur gauche dans le sens des aiguilles d’une montre : position, vitesse, puissance et moment dans le plan sagittal au genou durant un cycle de marche pour un 95^{ième} percentile masculin dans la tranche d’âge 70-79 ans (117.9 kg)

Le genou voit un effet du chargement et de la vitesse lié à l’augmentation du poids ou de la vitesse et causant une amplification des puissances moyenne, efficace et extrême. C’est aussi l’articulation qui voit la plus grande disparité entre les groupes d’âge différents avec une augmentation de plus de 300% du couple extrême et 200% de la puissance instantanée extrême entre le groupe jeune et le groupe d’âge mûr. Les valeurs les plus élevées sont utilisées dans l’optique de s’assurer de rencontrer toutes les situations possibles. La puissance instantanée extrême est de 220 W et survient en dissipation.

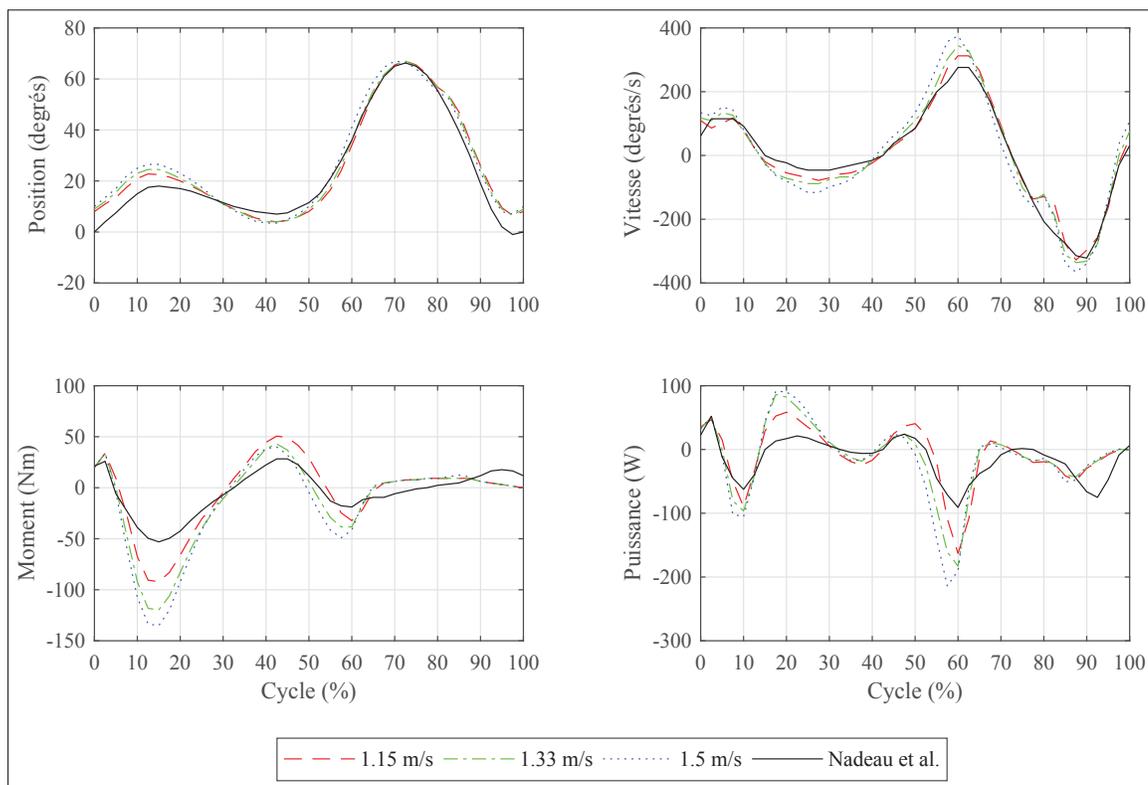


Figure 2.4 À partir du coin supérieur gauche dans le sens des aiguilles d’une montre : position, vitesse, puissance et moment dans le plan sagittal au genou durant un cycle de marche pour un 95^{ième} percentile masculin dans la tranche d’âge 70-79 ans (117.9 kg)

Dans l’optique de mieux définir la taille du système d’alimentation, les données utilisées sont tirées des situations les plus conventionnelles du pire groupe, soit les données des tests avec 6 kg de chargement ou en marche naturelle à 1.33 m/s du groupe jeune. Dépendamment si un mécanisme de régénération est utilisé ou non, la puissance moyenne que le système doit fournir au genou est de -11.7 W ou 37.2 W respectivement, donnant une consommation par cycle de marche de -14 J avec régénération et 45 J sans régénération. Il apparaît donc important de considérer un mécanisme de régénération, car le genou peut devenir une source d’énergie importante lors de long déplacement.

La vitesse angulaire du genou est apparemment symétrique avec des maximum et minimum très similaires. La vitesse de marche a un effet évident sur la vitesse au genou. Les vitesses les

plus élevées enregistrées surviennent lors de la marche la plus rapide. Les vitesses extrêmes sont $375^\circ/\text{s}$ et $-366^\circ/\text{s}$. Le couple le plus élevé est de 135 Nm. Le genou couvre des déplacements angulaires allant de la quasi-extension, $> 4^\circ$ à 67° . La figure I-2, disponible à l'Annexe I, présente la plage d'utilisation du genou en termes de couple en fonction de la vitesse.

2.2.3 La hanche

Les courbes de positions, de vitesses, de moments et de puissances instantanées de la hanche dans le plan sagittal sont présentées à la figure 2.6. À l'exception de la courbe du couple, présentée à la figure 2.5, le rapport sur l'effet du chargement sur les efforts aux articulations (Harman *et al.*, 2000a) ne fournissait pas de courbes pour la hanche.

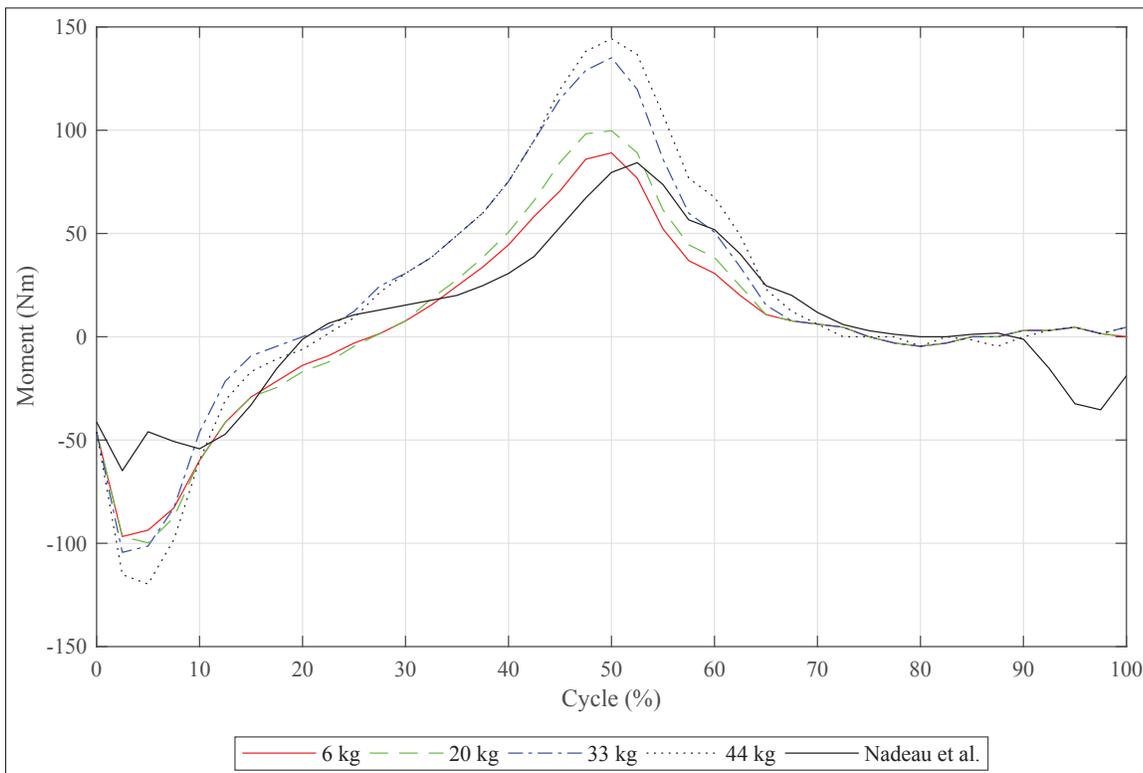


Figure 2.5 Moment dans le plan sagittal à la hanche durant un cycle de marche pour un 95^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg)

Bien qu'agissant sur l'ensemble de la jambe, la hanche est l'articulation qui voit les couples et les puissances instantanées les moins élevés dans le plan sagittal. Ce phénomène est principalement dû au fait que la ligne d'action de la force de réaction au sol passe très près du centre de l'articulation tout au long du cycle de marche. Son déplacement est de forme quasi sinusoïdale avec un pic à 41° et un vallon à -17° . La hanche voit ses vitesses maximales augmentées avec la vitesse de marche, atteignant $200^\circ/\text{s}$ lors de la marche à 1.5 m/s .

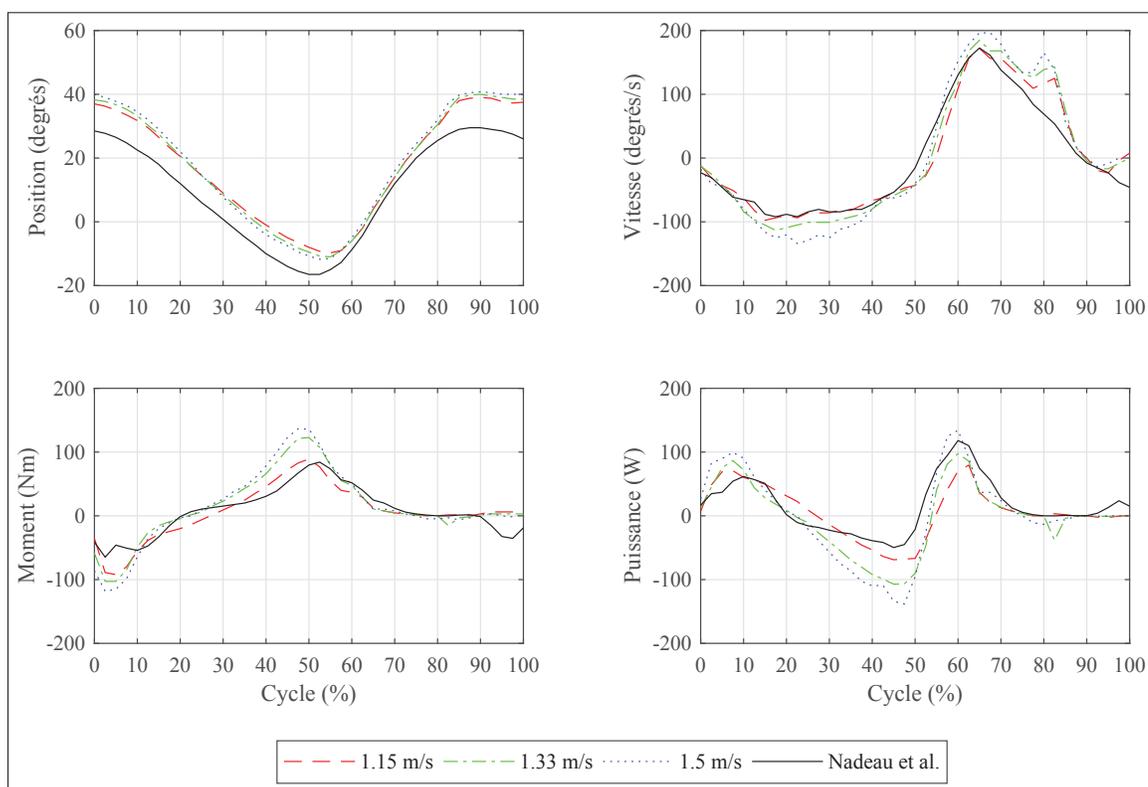


Figure 2.6 À partir du coin supérieur gauche dans le sens des aiguilles d'une montre : position, vitesse, puissance et moment dans le plan sagittal à la hanche durant un cycle de marche pour un 95^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg)

Comme le genou, la hanche voit des couples et puissances plus élevés chez le groupe jeune par rapport au groupe d'âge mûr. Notamment, l'absorption est plus élevée chez les jeunes participants. Les couples et la puissance sont relativement balancés et la vitesse a un impact marqué. Les couples maximum et minimum surviennent lors de la marche à 1.5 m/s avec

136 Nm et -118 Nm respectivement. La puissance instantanée maximum est de 94 W et la puissance instantanée minimum est de -97 W.

Comme pour la cheville et le genou, la situation la plus conventionnelle étant 1.33 m/s, les puissances RMS et moyenne à cette vitesse sont utilisées pour le dimensionnement du système d'alimentation. Dépendamment si un système de régénération est utilisé ou non, la puissance durant un cycle est de -2 W et 32 W respectivement. L'énergie dissipée par cycle est de -2 J (avec régénération d'énergie) et de 38 J (sans régénération d'énergie). Comme pour le genou, il est donc intéressant de considérer un mécanisme de régénération à la hanche. Pour le dimensionnement adéquat du moteur, la figure I-3 présente la plage couple-vitesse de la hanche durant la marche.

2.3 Les escaliers

L'ascension et la descente d'escaliers sont des éléments importants de la mobilité. La circulation en milieu urbain peut engendrer d'avoir à prendre les marches souvent, que ce soit à domicile ou à l'extérieur. La compréhension des puissances instantanées nécessaires pour permettre l'utilisation d'escaliers est donc primordiale. Cette section couvre les données recueillies dans la littérature afin de définir la taille des moteurs.

Les données d'ascension proviennent de deux articles scientifiques. Le premier article (Duncan *et al.*, 1997) compare l'effet de considérer 1, 3 ou 6 degrés de liberté par articulation sur les résultats de couples dans le plan sagittal. Les mesures sont prises sur un groupe composé de 6 hommes et 4 femmes âgés entre 22 et 40 ans et pesant 65.8 ± 11.9 kg. Le deuxième article (Nadeau *et al.*, 2003) compare les différences entre la marche et l'ascension d'escaliers chez des personnes plus âgées. Les données de marche et d'ascension de 6 hommes et 5 femmes en santé de 41 à 70 ans (médiane 53 ans). Les données de descente sont tirées du même groupe (Duncan *et al.*, 1997) que les données d'ascension. Dans tous les cas, ces données sont limitées

à la géométrie de l'escalier utilisé. « Il faut s'attendre à voir plus de différence entre les paramètres de l'ascension que ceux observés durant la marche à cause de la géométrie de l'escalier. » [Traduction libre] (Nadeau *et al.*, 2003)

2.3.1 Ascension

L'ascension d'escaliers est caractérisée par des moments et puissances plus élevés dans le plan sagittal (Duncan *et al.*, 1997; Nadeau *et al.*, 2003). Ces résultats concordent avec des résultats d'études antérieures (McFayden and Winter, 1988; Joseph and Watson, 1967; James and Parker, 1989) et sont présentés à la figure 2.7. Le groupe de participants duquel sont adaptées une grande partie des données, (Nadeau *et al.*, 2003), est le même que celui couvert dans la marche et l'objectif de l'article était de couvrir les différences entre la marche et l'ascension chez les personnes d'âge mûr. Il apparaît notamment que les pics de moment au genou sont deux fois plus élevés que durant la marche. Ce phénomène est typique des mouvements du bas du corps lors de l'évitement d'obstacle. Le genou passe aussi moins de temps en absorption d'énergie. Finalement, les moments à la hanche sont moins élevés que durant la marche.

La hanche, le genou et la cheville voient des puissances instantanées de +101/-22 W, 257/-54 W et 324/-45 W respectivement. Les puissances moyennes et efficaces sont 42 W et 49 W pour la cheville, 51 W et 65 W pour le genou et 27 W et 31 W pour la hanche respectivement. L'énergie consommée totale par cycle est de 156 J avec régénération et 189 J sans régénération. Un système de récupération d'énergie est donc beaucoup moins important pour l'ascension que pour la marche. Les moments extrêmes sont de 133 Nm pour la cheville, 114 Nm pour le genou et 50 Nm pour la hanche.

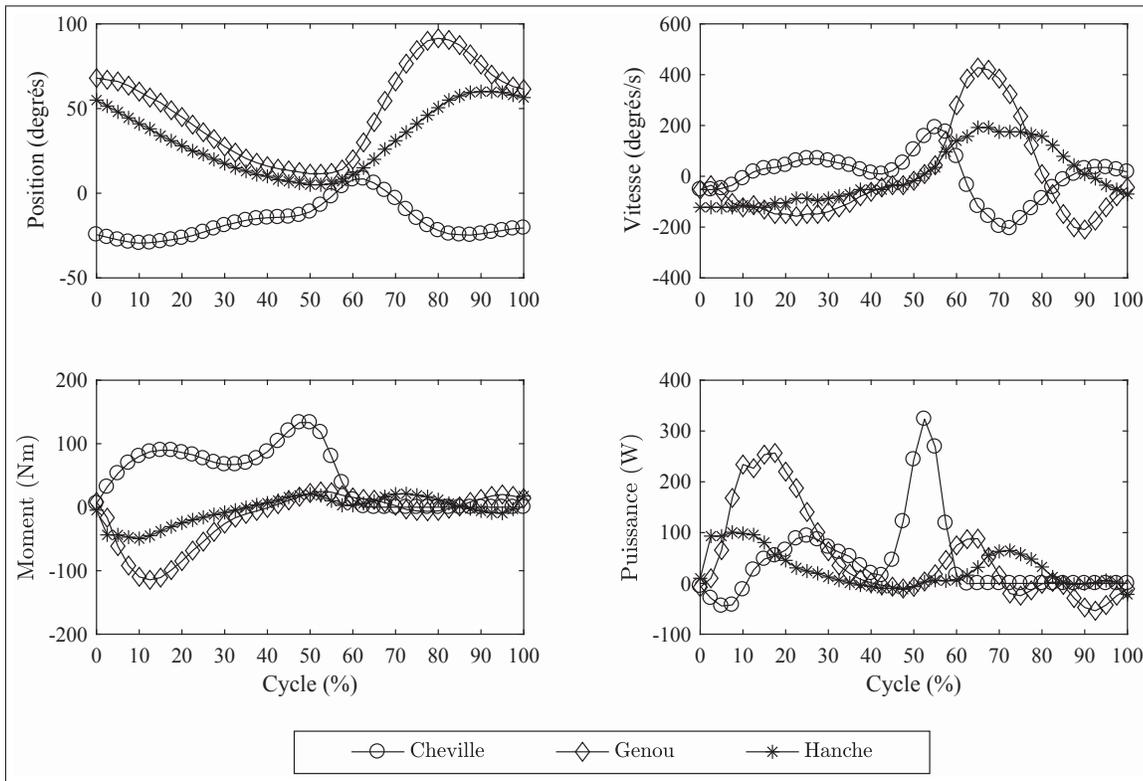


Figure 2.7 À partir du coin supérieur gauche dans le sens des aiguilles d’une montre : position, vitesse, puissance et moment dans le plan sagittal durant un cycle d’ascension d’escalier pour un 95^{ième} percentile masculin dans la tranche d’âge 70-79 ans (117.9 kg)

En général, les articulations ont des amplitudes de mouvement plus élevées, avec le genou allant jusqu’à 92° de fermeture. La hanche se dégage moins vers l’arrière que pendant la marche. Selon (Nadeau *et al.*, 2003), le besoin de refermer les articulations pour enjamber les marches peut engendrer une réduction des performances d’ascension d’escaliers chez les personnes souffrant de restrictions articulaires.

Un autre problème rencontré par les personnes souffrant de perte d’autonomie est celui du pied tombant. En effet, la nécessité d’amplitudes élevées durant l’ascension peut causer des problèmes de contact entre le pied et la marche à enjamber chez les personnes souffrant de troubles articulaires. La jambe monte jusqu’à atteindre 60° à la hanche, le genou se referme jusqu’à 92° et la cheville passe la majorité du cycle entre 20° et 30° d’extension. Les vitesses de

rotation extrêmes sont de 205, 428 et 192 °/s pour la cheville, le genou et la hanche respectivement. Les vitesses sont donc relativement similaires aux vitesses vues pendant la marche pour la cheville et la hanche, mais le genou voit une augmentation de la vitesse d'environ 15%.

2.3.2 Descente

Contrairement à l'ascension, seulement les puissances à travers le cycle sont disponibles. Ces puissances sont tirées de (Duncan *et al.*, 1997). L'élément qui diffère le plus de l'ascension est l'absorption que fait le genou. En effet, le genou passe la majorité de son temps en puissance négative compte tenu du fait que le corps est en chute contrôlée pendant la descente. La cheville voit de l'absorption au contact du pied avec la marche et fournit environ le même niveau de puissance lors de la phase d'envol. Les niveaux de puissances extrêmes sont inférieurs à l'ascension principalement parce que le pilote n'a pas à combattre la gravité. La descente n'est donc pas considérée dans le dimensionnement de l'exosquelette.

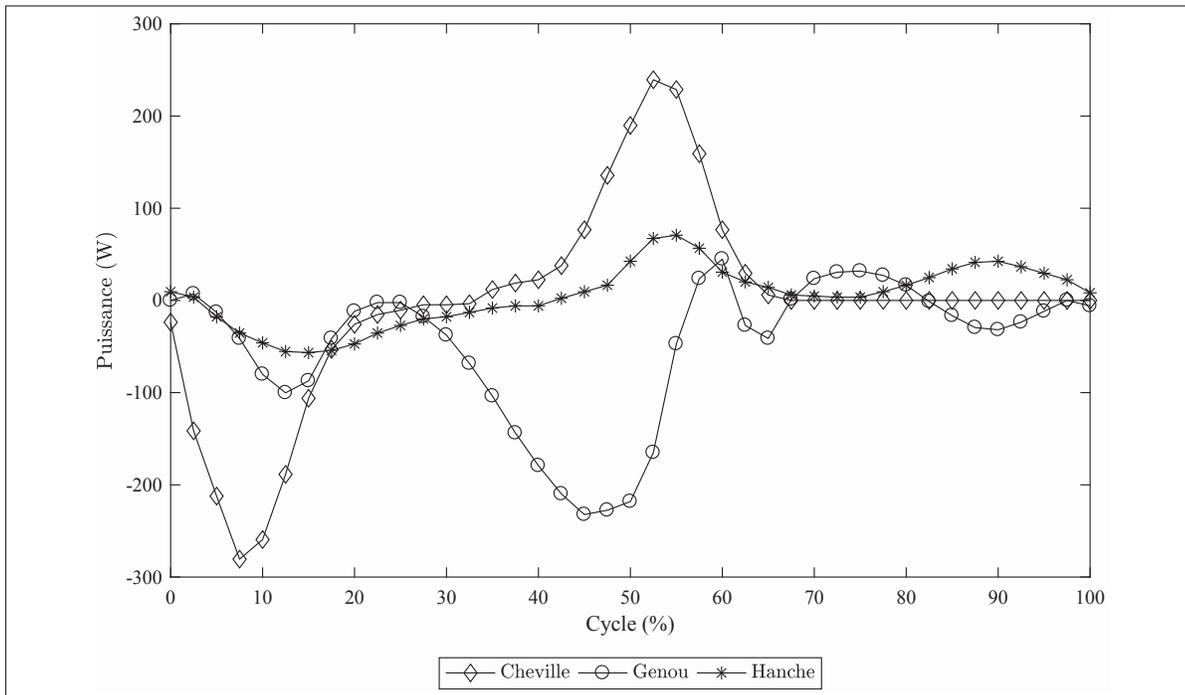


Figure 2.8 Puissance instantanée dans le plan sagittal à la cheville, au genou et à la hanche durant la descente d'escalier pour un 95^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg)

2.4 La transition assis-debout

La transition assis-debout est un élément extrêmement important, car il fait partie de l'interaction avec le milieu. La compréhension des déplacements, vitesses, couples et puissances instantanées est donc aussi essentielle que pour la marche ou pour l'ascension d'escaliers. Les données de cette section sont tirées de (Wretenberg & Arborelius, 1994). Elles consistent en résultats de positions et vitesses angulaires, de couples et de puissances instantanées au genou et à la hanche pour de jeunes hommes en santé d'âge moyen 26 ans (20-32 ans), de poids moyen 71 kg (62-87 kg) et de taille moyenne 181 cm (173-194 cm). Le test consiste à mesurer les forces au sol et les positions angulaires des articulations durant la transition. Les participants commençaient avec les bras croisés et assis sur un tabouret en bois et devaient se lever de manière naturelle. Les données sont redimensionnées pour

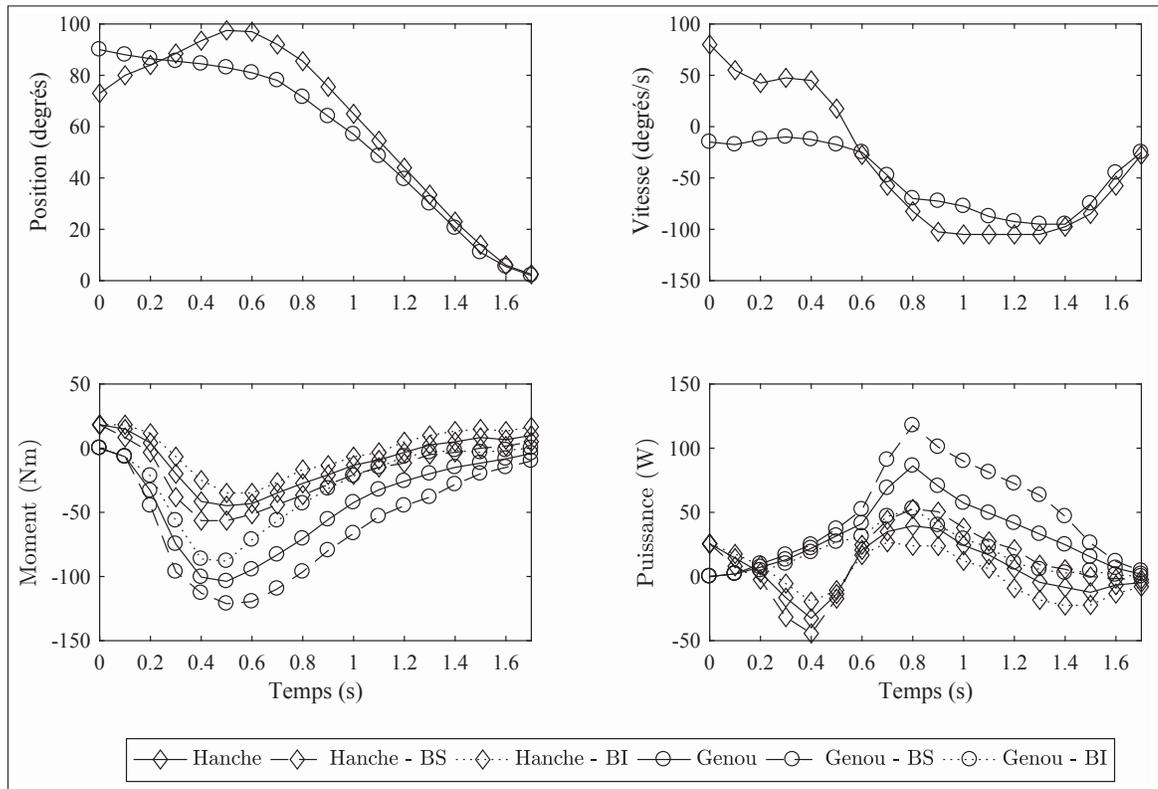


Figure 2.9 À partir du coin supérieur gauche dans le sens des aiguilles d’une montre : position, vitesse, puissance et moment à la cheville dans le plan sagittal durant une transition assis-debout pour un 95^{ième} percentile masculin dans la tranche d’âge 70-79 ans (117.9 kg). BI : borne inférieure / BS : borne supérieure

La figure 2.9 présente plusieurs particularités intéressantes. Premièrement, le mouvement n’est pas normalisé selon un cycle standardisé. L’axe horizontal des graphiques est le temps. Deuxièmement, les auteurs ont ajouté les limites qui représentent les bornes supérieures et inférieures de l’intervalle de confiance à 95%. Malheureusement, les chevilles ne sont pas incluses dans l’analyse.

Parmi les différentes mesures, seules les positions angulaires surpassent celles de la marche et de l’ascension d’escaliers. Elles seront donc considérées dans les requis de conception. Bien que commençant la manœuvre à moins de 80 °, la hanche se referme jusqu’à 100 ° durant la phase initiale de la transition, au moment où le participant ramène son centre de gravité

au-dessus de ses pieds. Bien que le fait que les participants aient à croiser les bras amène à réfléchir sur la pertinence des résultats, il est démontré que les personnes âgées ont tendance à utiliser la même technique, car ils ne sont plus aptes à utiliser l'impulsion initiale pour se projeter verticalement. Le genou commence la manœuvre à 90 °, probablement à cause de la hauteur du banc, et s'ouvre ensuite de manière continue durant la transition.

La manœuvre engendre des puissances principalement positives pour les deux articulations. Les niveaux de puissances ne sont pas aussi élevés que pour l'ascension, car le travail est distribué sur les deux jambes simultanément.

2.5 Le plan frontal

Il est défini que la majorité de la dépense énergétique liée au déplacement chez les humains se passe dans le plan sagittal (Zoss, 2005). Par contre, les efforts dans le plan frontal ont un rôle différent. En effet, le contrôle de la balance latérale se fait principalement au niveau de la hanche et de la cheville (Reimann *et al.*, 2017). Cette section survole rapidement les amplitudes de mouvement, de vitesse, de couple et les puissances instantanées nécessaires pour l'assistance à la balance dans le plan frontal tel qu'appliqué par le pilote. Les résultats sont tirés de (Nadeau *et al.*, 2003), une étude sur les différences entre la marche et l'ascension d'escaliers chez des personnes d'âge mûr couverte en détail dans la section sur l'ascension. Les données présentées sont redimensionnées pour un 95^{ième} percentile masculin américain de la tranche d'âge 70-79 ans. Il est important de préciser que la section actuelle ne couvre que les efforts et ne discutera que brièvement des mécanismes de commandes envisageables pour la stabilité du pilote dans le plan frontal.

2.5.1 La cheville

Selon les mesures recueillies par (Nadeau *et al.*, 2003) et redimensionnées pour le pilote de 117.9 kg, la cheville ne travaillerait pas beaucoup dans le plan frontal avec des puissances extrêmes de 5 W pendant la marche, soit durant la phase d'envol, et de 6 W pour l'ascension d'escaliers au moment du contact au sol. Par contre, (Reimann *et al.*, 2017) discute de l'utilisation de la cheville comme méthode de stabilisation durant la phase d'appui. Il est donc intéressant de considérer une implémentation d'un mécanisme pouvant aider à la stabilisation à travers la cheville. Par contre, l'alignement du pivot naturel créé par la ligne virtuelle entre les deux métatarses pourrait être la cause de l'apparition de cette composante dans le plan frontal.

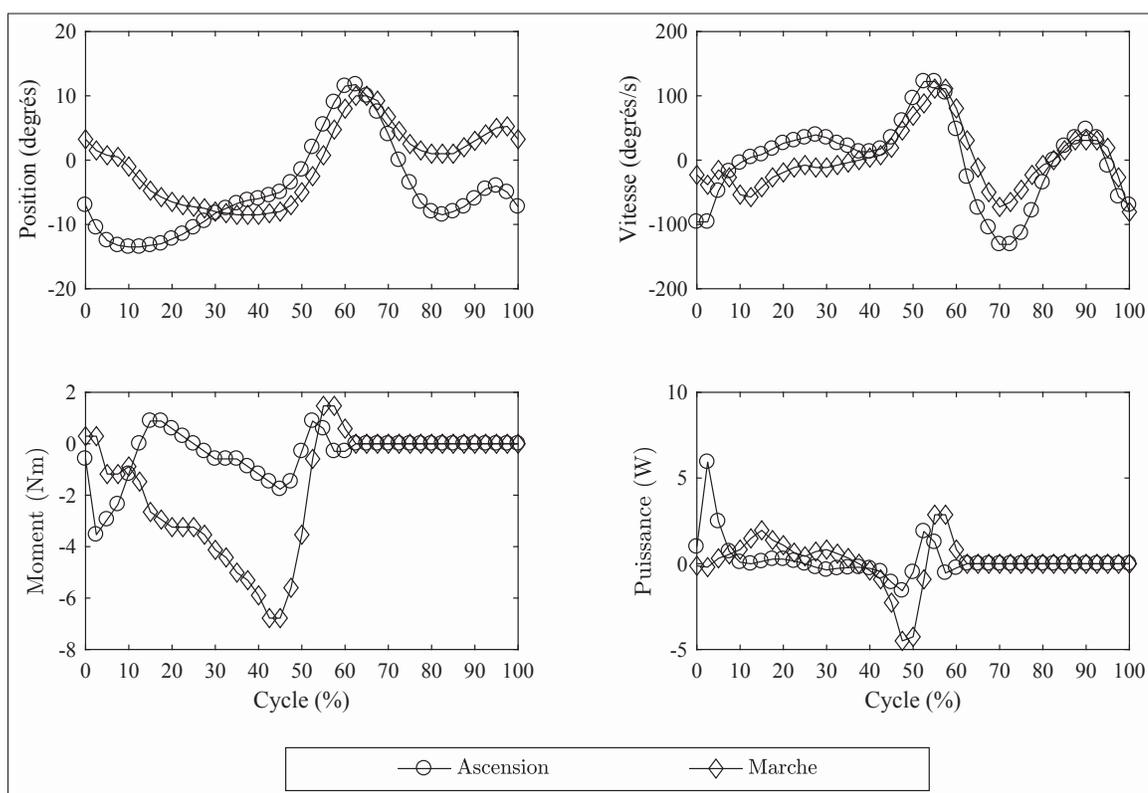


Figure 2.10 À partir du coin supérieur gauche dans le sens des aiguilles d'une montre : position, vitesse, puissance et moment à la cheville dans le plan frontal durant un cycle d'ascension d'escalier et de marche pour un 95^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg)

2.5.2 Le genou

Le genou est souvent considéré comme une articulation de type penture agissant dans le plan sagittal seulement. En réalité, sa géométrie est plus complexe, car le genou est effectivement le contact linéique de deux paires de sphères de diamètres différents. Les efforts du genou dans le plan frontal sont considérés comme étant repris par l'appui du fémur sur le tibia, mais le déplacement effectif est non négligeable : le genou oscille entre -9° et 2° dans l'ascension d'escaliers avec l'extrémum coïncident avec le début de la phase de contact du pied avec la nouvelle marche. Il est estimé que le genou peut dégager jusqu'à 60 W durant la phase d'appui de la marche. Finalement, bien que l'exosquelette actuel ne vise pas à appliquer de couple dans ce plan au genou, il serait intéressant d'évaluer si un exosquelette offrant un couple dans le plan frontal peut aider à soulager les douleurs liées à certaines pathologies du genou.

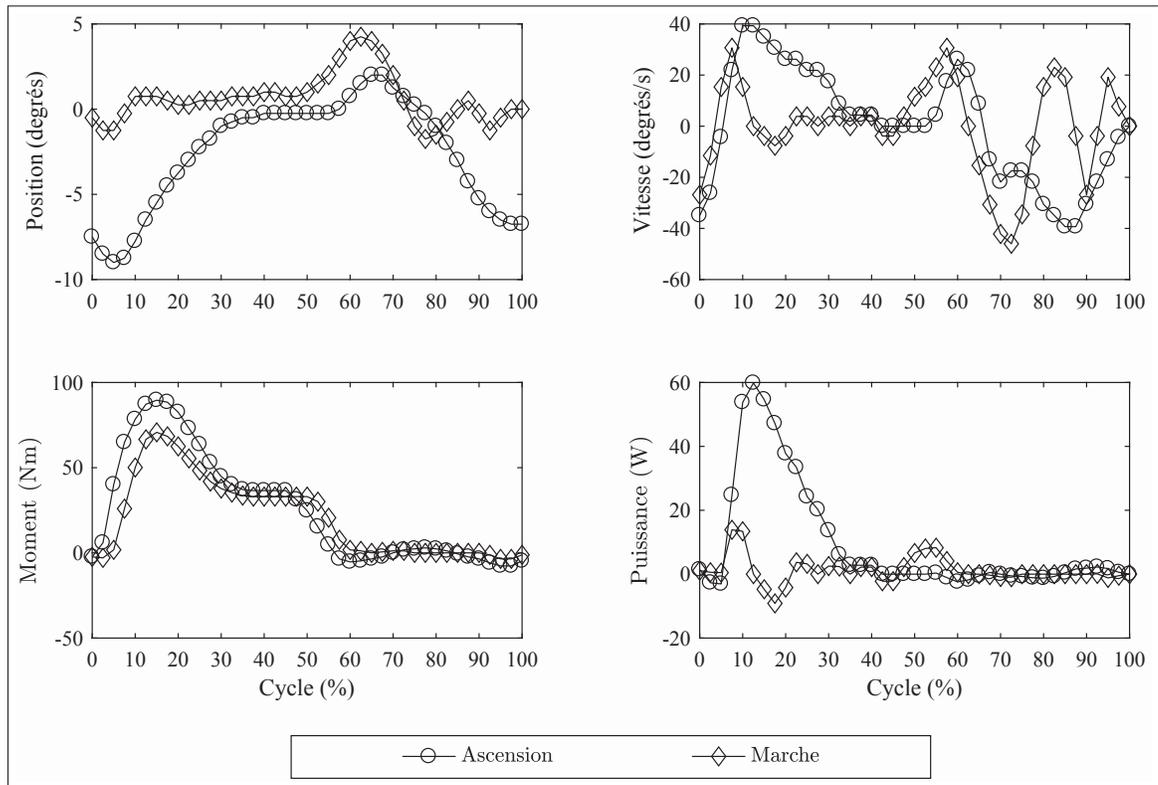


Figure 2.11 À partir du coin supérieur gauche dans le sens des aiguilles d’une montre : position, vitesse, puissance et moment au genou dans le plan frontal durant un cycle d’ascension d’escalier et de marche pour un 95^{ième} percentile masculin dans la tranche d’âge 70-79 ans (117.9 kg)

2.5.3 La hanche

La majorité du contrôle de l’équilibre se fait à travers la hanche, car il est estimé que c’est la méthode de prévention de chute la plus économe (Reimann *et al.*, 2017). La hanche voit donc un moment constant et de forme similaire avec celle de la force de réaction au sol tout au long de la phase de contact, que ce soit pour la marche ou pour l’ascension d’escaliers avec des maximums autour de 120 N.m. Par contre, la puissance instantanée est de forme cyclique et balancée entre les phases de contact et d’envol, ayant des extrémums d’environ 60 W, alors que l’ascension d’escaliers cause une consommation d’énergie positive durant une bonne partie de la phase d’appui. (Nadeau *et al.*, 2003) explique qu’il existe un phénomène d’application de

puissance qui se crée au niveau du genou lors de la marche non traditionnelle, généralement causée par l'évitement d'obstacles. Il est possible que le même phénomène survienne au niveau de la hanche. Finalement, les amplitudes de mouvement sont minimales, allant de -10° à 4° lors de l'ascension. Les vitesses sont basses comparativement aux mouvements dans le plan sagittal, ne dépassant pas $60^\circ/\text{s}$.

2.6 Paramètres de conception

Maintenant que les activités du pilote ont été établies et quantifiées, il est possible de définir les paramètres régissant la conception de l'exosquelette. Les tableaux I-28 et I-29 listent ces paramètres pour le plan sagittal et le plan frontal respectivement.

2.6.1 Degrés de liberté assistés

Les efforts présentés dans ce chapitre permettent de définir les degrés de liberté à assister. Dans l'optique d'offrir une assistance durant les activités, le niveau d'énergie dissipé est utilisé comme critère principal dans la sélection des articulations propices à l'amplification. Le tableau 2.2 présente la dépense énergétique pour chaque articulation associée à un cycle de marche et d'ascension d'escaliers. Ces résultats sont tirés de (Nadeau *et al.*, 2003) et redimensionnés pour un pilote de 117.9 kg.

Tableau 2.2 Énergie [J] dépensée par jambe durant l'exécution d'un cycle de marche et d'ascension d'escaliers pour un 95^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg)

	Marche		Ascension	
	Sagittal	Frontal	Sagittal	Frontal
Hanche	47.9	14.1	39.8	21.3
Genou	44.3	2.8	85.3	13.1
Cheville	57.6	0.9	63.4	0.6

La majorité des dépenses caloriques sont dues aux mouvements dans le plan sagittal avec une répartition relativement égale, à l'exception de la demande élevée placée sur le genou durant l'ascension d'escaliers. L'assistance est donc nécessaire sur toutes les articulations dans le plan sagittal. Dans le plan frontal, la hanche consomme le plus d'énergie. Il peut être intéressant d'évaluer la faisabilité de l'assistance à la hanche.

CHAPITRE 3

CONCEPTION MÉCANIQUE

Une fois les requis déterminés, il est possible d'aborder la conception de l'exosquelette. Cette conception est un processus itératif qui englobe plusieurs sphères d'activités menées en parallèle et ayant un impact entre elles. Ce chapitre couvre la partie mécanique de l'exosquelette. Dans un premier temps, les mécanismes de transmission seront développés et comparés. Ensuite, une courte section portera sur la sélection des moteurs. Finalement, le concept global sera présenté avec une attention portée aux particularités propres à l'implémentation sur chaque articulation.

3.1 Choix de transmission

L'assistance du mouvement par un moteur à courant continu impose l'utilisation d'une transmission ayant un rapport élevé, pouvant aller jusqu'à 1:200, et un poids faible. Il existe une multitude d'options, notamment la transmission harmonique, le train planétaire ou des séries d'engrenages et l'utilisation de câbles ou de systèmes hydrauliques.

Il est possible d'utiliser plusieurs étages de dentures afin d'atteindre le ratio élevé nécessaire. Malheureusement, les trains planétaires et les systèmes contenant plusieurs paliers d'engrenages sont lourds et le coût associé à l'usinage des dentures est conséquent. Par contre, la rigidité apparente du système de transmission est très élevée et ne limite pas la bande passante de l'exosquelette. La transmission harmonique, qui consiste en une roue dentée déformable actionnée par un rouleau ovale, est capable de fournir le couple nécessaire tout en maintenant un poids minimal. Cette solution est une des solutions les plus utilisées (Zoss, 2005) dans les articulations d'exosquelette. Par contre, ce type de transmission est cher rendant cette option difficile à justifier pour un exosquelette abordable.

Une autre option consiste à utiliser des câbles et des enrouleurs. Une équipe de recherche de l'université Harvard, en partenariat avec l'organisme militaire américain DARPA, utilise des enrouleurs montés à la ceinture et qui assistent différents degrés de liberté, particulièrement la cheville (Asbeck *et al.*, 2013, 2015b,a). Cette méthode permet de réduire l'encombrement de l'exosquelette autour du porteur, car le mécanisme ne requiert pas de pivot aux articulations. Malheureusement, cette solution est protégée par brevet (Walsh *et al.*, 2016) et l'opération du mécanisme requiert une compréhension avancée de la rigidité de l'interface entre l'exosquelette et le porteur. De plus, les enrouleurs occupent un espace considérable autour de la taille rendant la ceinture volumineuse.

Une autre méthode consiste à amplifier le couple moteur par une série de courroies et d'actionner une poulie montée sur le degré de liberté assisté (Patton *et al.*, 2008). Cette solution a comme désavantage de nécessiter des poulies de gros diamètres, rendant l'exosquelette encombrant.

Une dernière option serait d'utiliser une transmission utilisant de l'hydraulique pour transmettre le mouvement. Cette transmission peut être effectuée de plusieurs manières, soit par contrôle sur un circuit hydraulique sur l'exosquelette complet avec un moteur C.C. agissant sur une pompe comme l'exosquelette BLEEX (Zoss, 2005) ou par l'utilisation de vérins maitrea et servants confinés à l'articulation. Les avantages de cette solution sont la légèreté du système à l'articulation et la taille du système. Par contre, ces systèmes sont complexes, hautement non-linéaires et leur efficacité est faible comparativement à un système électrique.

Afin de décider quel mécanisme de transmission est le plus adéquat dans le cas d'un exosquelette, une analyse comparative est proposée. Les approches présentées plus haut sont évaluées en tenant compte d'une série de critères :

1. *Poids* - Poids général des solutions dans la littérature ;
2. *Coût* - Coût estimé d'implémentation ;
3. *Complexité* - Difficulté et complexité entourant l'utilisation de la technologie ;

4. *Taille* - Encombrement éventuel de la solution ;
5. *Commande* - Difficulté estimée d'implémentation en asservissement ;
6. *Brevet* - Brevabilité de la technologie (0 = brevet sur la technologie, 3 = pas brevetable, 5 = possibilité de brevabilité).

Les notes pour chacun des critères sont additionnées en un pointage final. Il est important de noter que les notes attribuées aux différents critères ne sont qu'une analyse préliminaire des technologies envisagées et le reflet de la vision de l'auteur de la littérature. Le tableau 3.1 présente un pointage de chacune des technologies de transmission.

Tableau 3.1 Pointage des différentes technologies de transmission. Échelle du plus faible (1) au plus élevé (5)

	Poids	Coût	Complexité	Taille	Commande	Brevet	Total
Train planétaire	2	2	2	2	5	3	16
Transmission harmonique	4	2	5	3	5	3	23
Transmission par câble et enrouleur	5	5	2	4	2	0	18
Transmission par câble et courroie	4	4	4	1	4	3	20
Transmission par palan	3	4	1	3	4	5	20
Transmission hydraulique	2	2	2	3	3	3	15

Malgré son coût élevé, la transmission harmonique est la solution retenue, car elle permettra une implémentation de taille raisonnable à l'articulation. Le désavantage principal de cette technologie, le coût, est principalement lié au faible volume de production de ces transmissions.

3.2 Sélection des moteurs

Cette section couvre le choix de motorisation pour l'exosquelette. La sélection est basée sur l'estimation des efforts et des vitesses durant les activités aux diverses articulations, le choix

des degrés de liberté à assister ainsi que le type de transmission. Bien que la décision d'utiliser des moteurs à courant continu ait été prise tôt dans le projet, plusieurs avenues restent à explorer, notamment la conception d'un moteur spécifiquement conçu pour les requis ou l'utilisation d'un produit disponible. Bien que la conception d'un moteur électrique présente des avantages évidents (dimensions adaptées, puissance et couple disponibles suffisants, etc.), le temps de développement et la complexité ajoutée rendent difficile de justifier cette option. Par contre, le choix d'un moteur disponible est difficile : les familles de moteurs disponibles sont des moteurs de modèles réduits ou drones amateurs ayant l'architecture et la légèreté nécessaire, mais qui manquent généralement de puissance, ou des moteurs industriels dont l'encombrement et le poids créent des problématiques majeures d'implémentation.

Le choix final est une combinaison des deux avenues possibles. Le moteur sélectionné est un moteur de drone pour caméra de niveau professionnel dont le stator est démonté et adapté à l'assemblage d'articulation. Ce moteur, le SunnySky M8, peut être bobiné pour différentes constantes de vitesse allant de 100 RPM/V à 200 RPM/V.

3.2.1 Modélisation des performances des moteurs

Les performances d'un moteur électrique à courant continu sont régies par la relation entre le couple et le courant qui circule à travers son armature :

$$T_m = K_t \cdot I_a \quad (3.1)$$

Dans le cas d'un moteur électrique à courant continu dit parfait, la constante de couple K_t est égale à la constante contre-électromotrice K_b , constante qui définit la relation entre la force contre-électromotrice, le potentiel qui se bâtit dans l'armature quand le rotor bouge, et la vitesse :

$$V_{bemf} = K_b \cdot \omega_m \quad (3.2)$$

En traitant le moteur comme étant la combinaison, en série, d'une résistance, d'une bobine et d'un convertisseur vitesse-tension comme illustré à la figure 3.1, il est possible d'établir la relation entre la tension de commande et le courant dans l'armature :

$$V_m - V_{bemf} = R_a \cdot I_a + L_a \cdot \frac{dI_a}{dt} \quad (3.3)$$

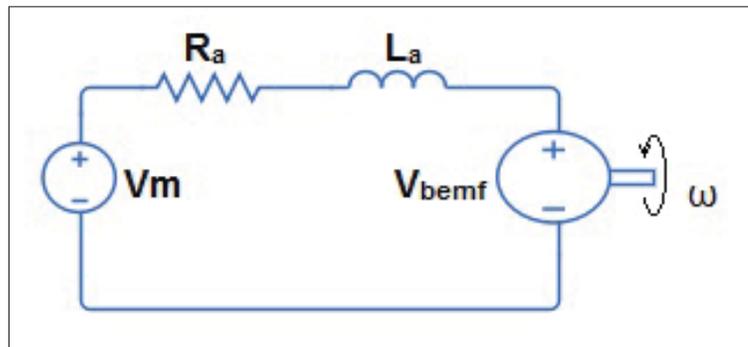


Figure 3.1 Circuit équivalent d'un moteur à courant continu

En substituant les équations (3.1) et (3.2) dans l'équation (3.3), et en considérant que le régime permanent est atteint, c'est-à-dire que la dérivée du courant est nulle, la relation entre le couple et la vitesse devient :

$$V_m - K_b \cdot \omega_m = \frac{R_a \cdot T_m}{K_t} \quad (3.4)$$

$$T_m = \frac{K_t}{R_a} \cdot (V_m - K_b \cdot \omega_m) \quad (3.5)$$

Maintenant, advenant une vitesse nulle et une tension de commande élevée, le courant peut atteindre des valeurs élevées. En réalité, le courant doit être limité afin de protéger le moteur.

Généralement, la fiche technique du moteur va imposer une limite de courant, mais il est important de considérer la dissipation de chaleur dans cette limitation du courant. Pour ce faire, le moteur est modélisé comme un échange thermique. Les principales sources sont le courant dans l'armature ainsi que le frottement du moteur, et l'échange se fait avec l'environnement à travers une résistance thermique :

$$m \cdot c_p \cdot \dot{\Delta T}_{mot} = \frac{\Delta T_{mot}}{R_{th}} + I_a^2 \cdot R_a + B_m \cdot \omega_m^2 \quad (3.6)$$

$$\Delta T_{mot} = T_{amb} - T_{max,mot} \quad (3.7)$$

En considérant que l'échange a atteint le régime permanent, la relation entre la température moteur et le courant devient :

$$I_a = \sqrt{\frac{T_{max} - T_{amb}}{R_{th}R_a} - \frac{B_m \cdot \omega_m^2}{R_a}} \quad (3.8)$$

Le couple étant proportionnel au courant à travers l'équation 1.1, le couple maximum en fonction de la température moteur est :

$$T_m = K_t \sqrt{\frac{T_{max} - T_{amb}}{R_{th}R_a} - \frac{B_m \cdot \omega_m^2}{R_a}} \quad (3.9)$$

Bien entendu, ce couple maximum dépend de plusieurs facteurs. La température ambiante, la qualité de l'échange thermique entre le moteur et l'environnement, la température moteur maximum permise (d'un point de vue de la sécurité) ainsi que les pertes en frictions dans le moteur ont toutes un impact sur le couple maximum permis. Les données utilisées durant la vérification des performances sont listées dans le tableau 3.2.

Tableau 3.2 Données utilisées dans les calculs de validation des performances moteurs

Paramètre	Symbole	Valeur	Unités
Température maximum permise	T_{\max}	75	$^{\circ}\text{C}$
Température ambiante	T_{amb}	30	$^{\circ}\text{C}$
Tension nominale	V_{nom}	48	V
Limite de courant dans l'armature	I_{\max}	25	A
Constante moteur	K_b ou K_t	0.0477	V s rad^{-1} ou Nm A^{-1}
Résistance électrique de l'armature	R_a	0.181	Ω
Résistance thermique du moteur*	R_{th}	1.5	$^{\circ}\text{C W}^{-1}$
Frottement moteur*	B_m	0.000025	Nm s rad^{-1}
Efficacité du contrôleur	η_c	90	%
Efficacité des moteurs	η_m	85	%
Efficacité des transmissions	η_t	95	%
Ratio d'amplification de l'effort	r_{amp}	2	-
Ratio de transmission	k	160:1	-
* ces données sont prises sur un moteur de taille similaire et seront à vérifier.			

Afin d'assurer le dimensionnement des moteurs, il est pratique courante de présenter les performances moteur attendues et les demandes en couple dans un graphique de couple en fonction de la vitesse (Zoss, 2005). Bien entendu, les demandes en couple ne devraient pas sortir de l'enveloppe de performance du moteur. La figure 3.2 présente les demandes et performances attendues du moteur à la hanche dans le plan sagittal. Le moteur est capable de satisfaire les demandes sans nécessiter d'ajustement particulier.

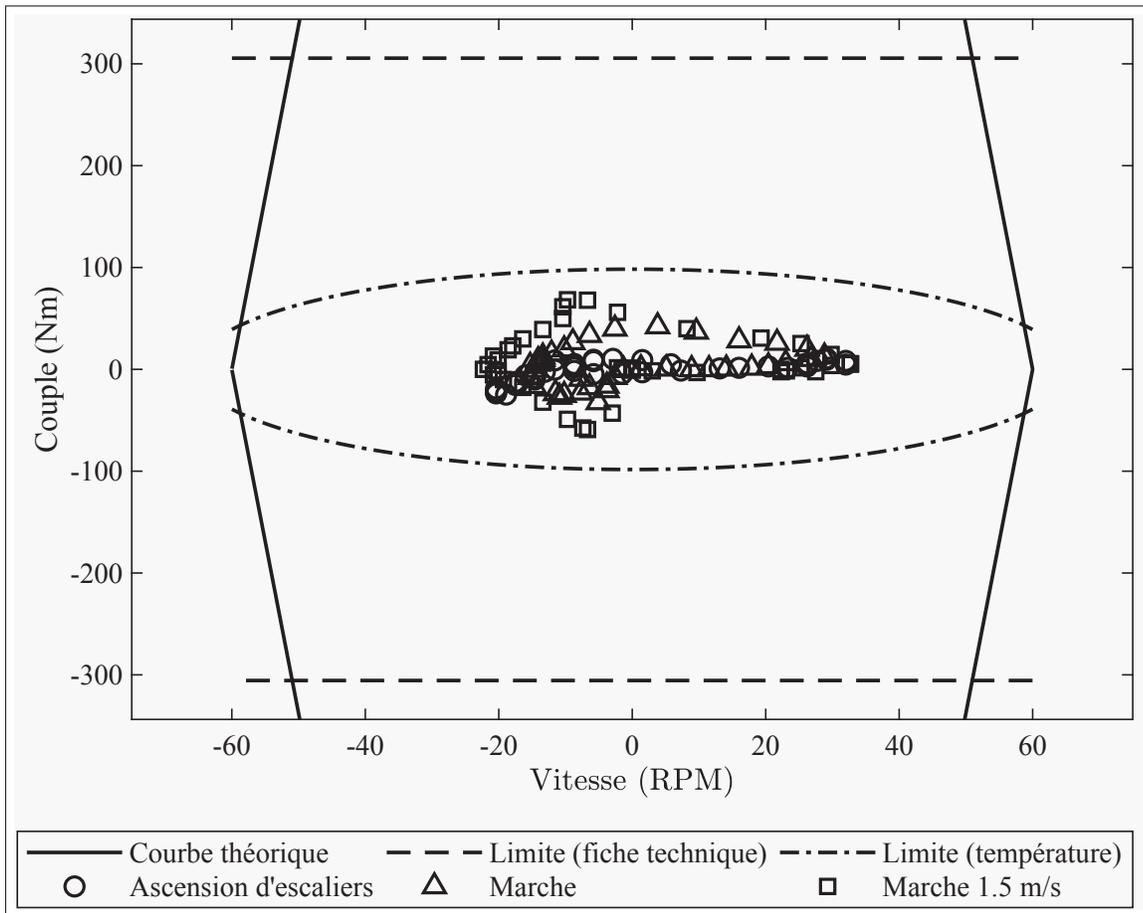


Figure 3.2 Demande normale en couple et limites moteur à la hanche dans le plan sagittal

Les demandes et performances attendues du moteur au genou dans le plan sagittal sont présentées à la figure 3.3. Bien que le moteur satisfasse les besoins en termes de vitesse maximum, un ajustement de ratio de transmission pourrait être nécessaire afin d'assurer que la plage de vitesse soit toujours assez large pour accommoder des mouvements anormalement rapides du pilote.

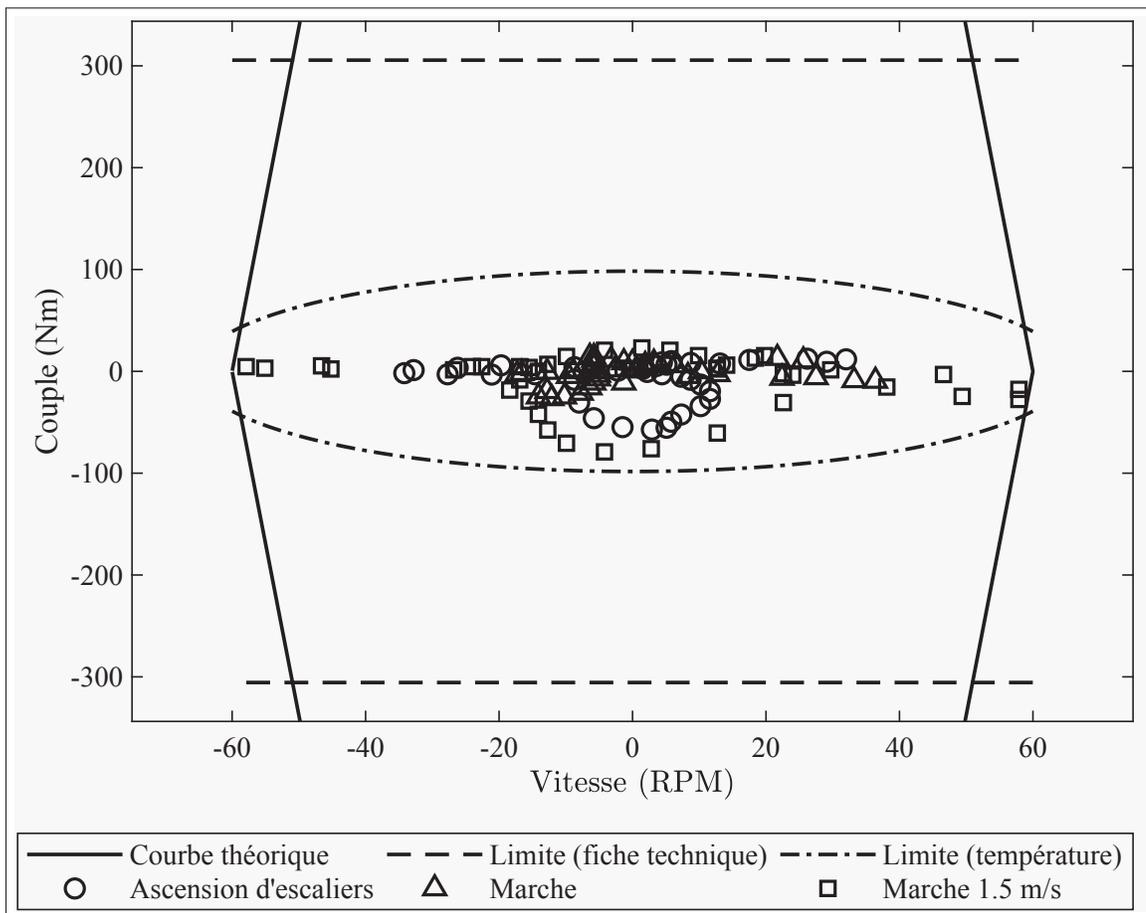


Figure 3.3 Demande normale en couple et limites moteur au genou dans le plan sagittal

Enfin, les performances du moteur à la cheville dans le plan sagittal sont présentées à la figure 3.4. La limite de couple causée par la température maximum permise est dépassée pour un bref instant durant le cycle. Comme la limite est calculée en régime permanent, il est possible que le bref dépassement en demande de couple ne cause pas obligatoirement de surchauffe. La vitesse de marche utilisée pour la vérification est de 1.5 m/s, alors que la vitesse de marche normale est d'environ 1.3 m/s. Par contre, il est essentiel de considérer une méthode de refroidissement pour le mécanisme actuel à la cheville afin d'assurer que l'utilisation de l'exosquelette à la limite des performances ne cause pas de problèmes de sécurité ou de fiabilité.

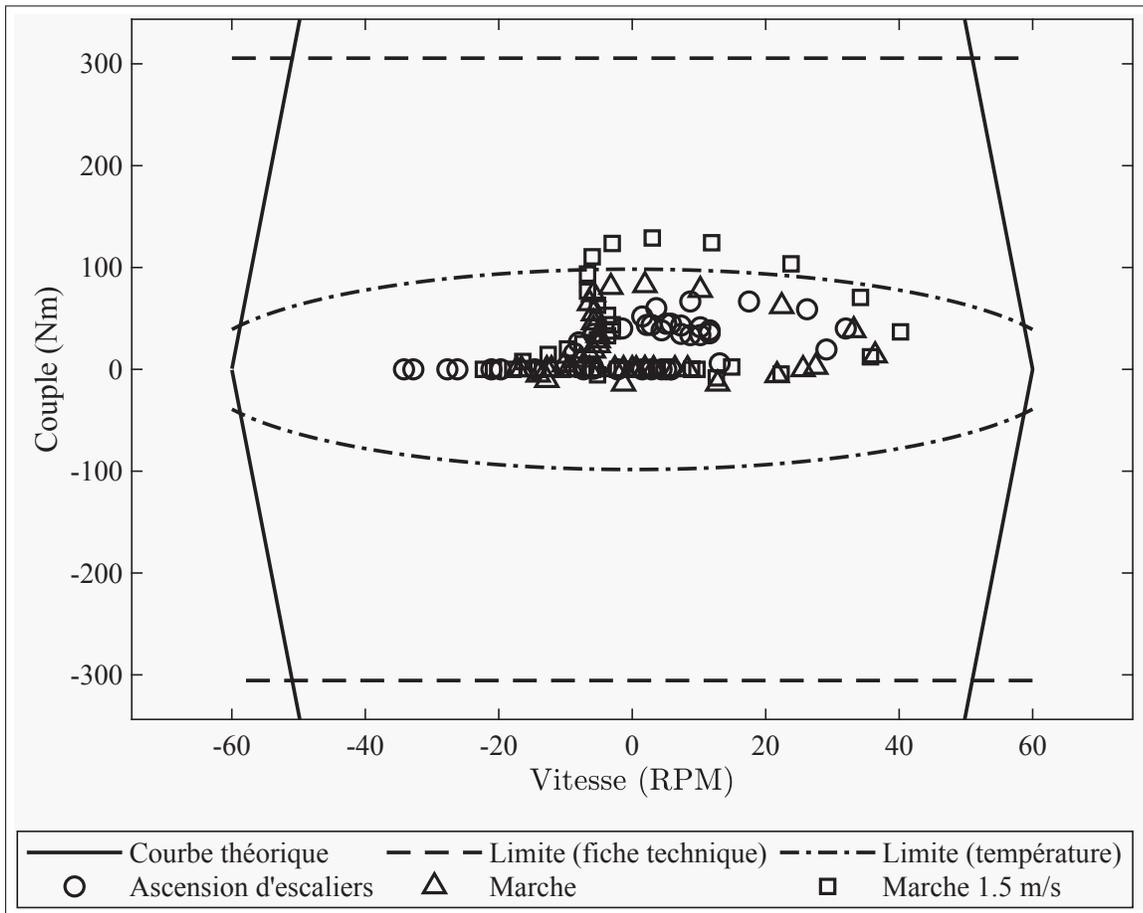


Figure 3.4 Demande normale en couple et limites moteur à la cheville dans le plan sagittal

3.3 Concept final

Avec la sélection des moteurs et du concept de transmission terminée, il est maintenant possible de finaliser la conception du prototype. Cette section couvre les différents assemblages qui composent l'exosquelette HRMS-I présenté à la figure 3.5. L'exosquelette est de type amplification et agit sur les articulations des jambes, soit la cheville, le genou et la hanche, dans le plan sagittal. Le système incorpore un sac à dos afin de soutenir la ceinture et les moteurs des hanches ainsi que les batteries électriques, le système de gestion des batteries et le contrôleur principal. Les mécanismes du genou et de la cheville sont reliés entre eux et à la hanche

à travers des glissières permettant d'adapter l'exosquelette au pilote. Les contrôleurs locaux, en charge de gérer la commande des moteurs C.C. des articulations, seront attachés aux mécanismes des articulations mêmes. Finalement, des cellules de force sont dissimulées dans les semelles des chaussures afin de fournir de l'information sur les forces et moments à l'interface avec l'environnement. Actuellement, le poids du prototype est évalué à un total de 13.0 kg incluant 4.2 kg de batteries et canalisations électriques (*busbars*).

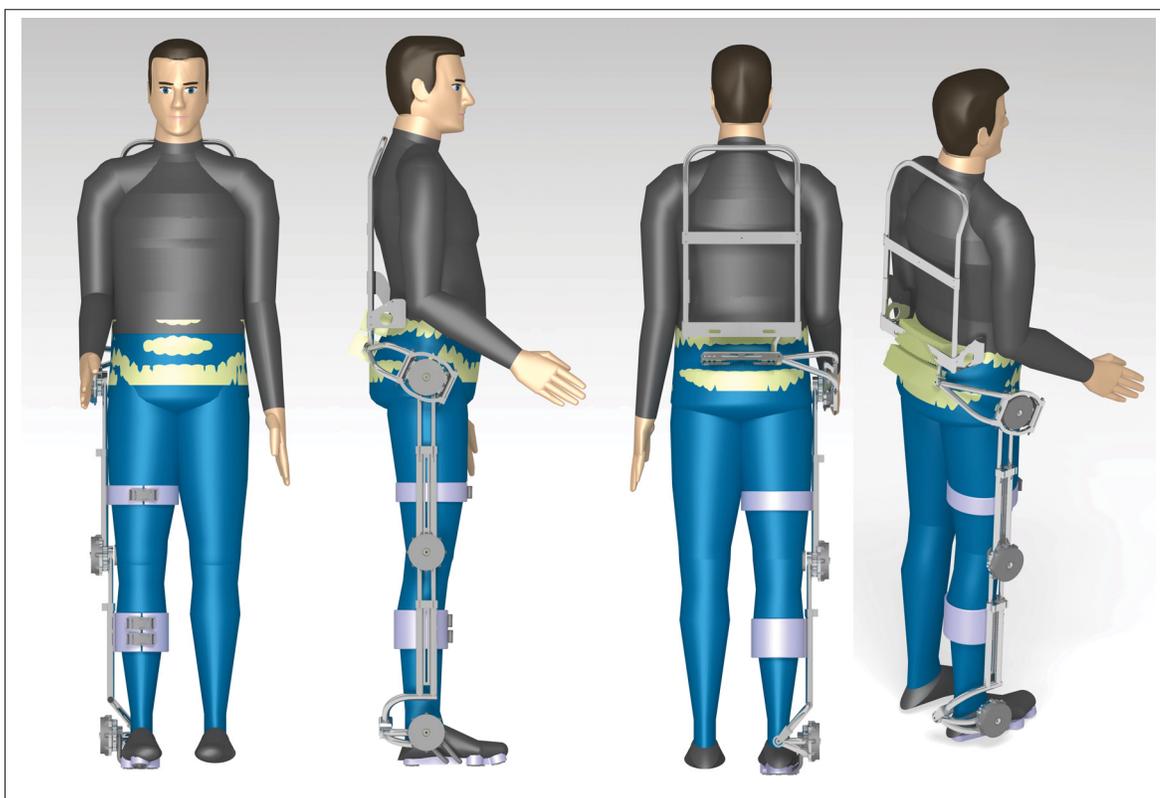


Figure 3.5 Vue d'ensemble du prototype HRMS-I : on y voit les mécanismes de motorisation aux articulations, les fixations et la structure de sac à dos

Les critères importants à garder en tête durant la conception sont la rigidité, le poids et la simplicité d'utilisation. Bien que ce dernier critère ne soit pas facilement mesurable, il reste qu'il est essentiel à considérer dans toutes les étapes de conception. Effectivement, des décisions majeures dans le design, la modélisation et la commande ont été prises de manière à simpli-

fier l'opération. Dans cette section, le nombre de boucles d'attache des sangles a été réduit le plus possible. Le système était initialement une ceinture, une genouillère et une chevillère avec leurs propres boucles, rendant l'habillage sur le pilote long et difficile, particulièrement pour des utilisateurs ayant de la difficulté avec leurs mains. Des modifications ont été apportées afin de permettre un habillage facile en ne gardant que la structure extérieure et en reliant les articulations.

3.3.1 Mécanisme de motorisation

Le même concept de motorisation s'applique aux trois articulations. Le mécanisme incorpore dans un boîtier fermé et scellé un moteur C.C. et une transmission harmonique. Le moteur C.C. est conçu autour du stator d'un moteur de drone professionnel SunnySky RC M800, bobiné pour un Kv de 200 RPM/V. Les transmissions harmoniques permettent des rapports et des couples très élevés tout en maintenant un poids et une taille relativement faibles. La transmission utilisée est de modèle Harmonic Drive LLC CSD-25-160-2A-GR et a un rapport de 1 :160 pour les trois articulations avec un couple maximal permis d'environ 120 Nm. La figure 3.6 montre 1) le moteur CC (Stator et Rotor), 2) le bâti en deux morceaux, 3) la transmission harmonique et 4) l'arbre de sortie ainsi que les roulements à billes nécessaires.

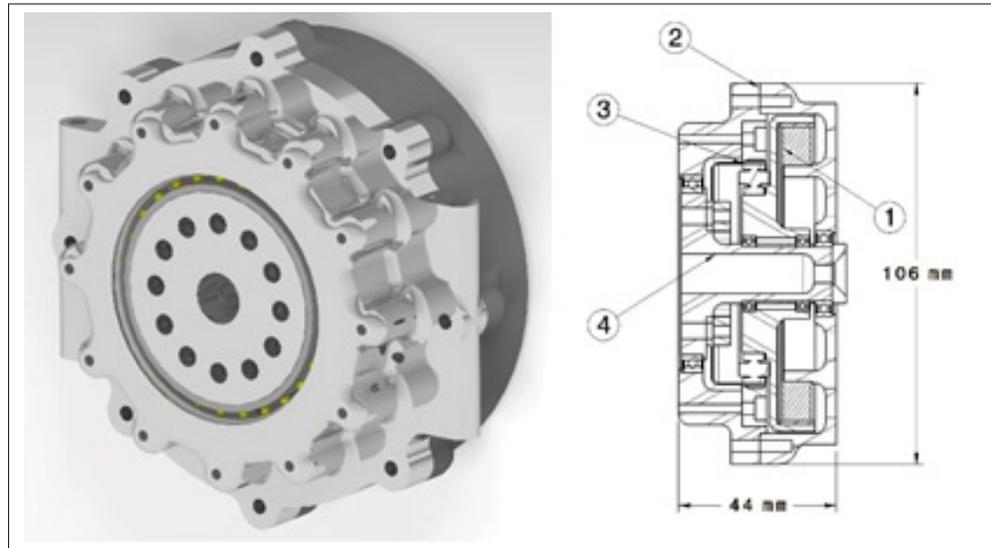


Figure 3.6 Mécanisme de motorisation des articulations

L'assemblage complet pèse un total de 750 g par articulation. Le système a un diamètre de 106 mm et une épaisseur de 44 mm. Une meilleure intégration serait possible avec le développement d'une transmission et d'un moteur C.C. dédié à cette application, réduisant la taille et le poids. Actuellement, le système comporte une bonne quantité de quincaillerie et ses dimensions sont gérées par la nécessité d'utiliser la bride standard de la couronne de la transmission. Par exemple, il serait possible d'incorporer la denture de la couronne extérieure de la transmission harmonique dans le bâti et ainsi enlever le matériel excessif et les huit vis qui retiennent la couronne au bâti.

3.3.2 Sac à dos

Le sac à dos, qui a pour fonction de supporter les batteries, le contrôleur principal et la structure du mécanisme de la hanche est inspiré des structures de sac à dos de l'armée américaine de type A.L.I.C.E. (*All-purpose Lightweight Individual Carrying Equipment*) LC-2 comme illustré à la figure 3.7. L'idée est que l'ergonomie de la ceinture est un projet en tant que tel et l'utilisation de standards existants facilite l'implémentation et l'ajout rapide de composantes dans

une preuve de concept comme le HRMS-I. La structure standard est modifiée afin d'inclure une fixation ajustable pour le pivot de la hanche dans le plan pseudo frontal. Effectivement, l'axe de pivot est orienté vers le bas afin de dégager l'assise. Le poids de la structure du sac à dos est d'environ 1.0 kg incluant les sangles et bretelles. Incluant un bloc-pile dimensionné pour un 95^{ième} percentile masculin et l'ordinateur principal, l'assemblage pèse 5.53 kg. Le poids peut être réduit grâce à l'utilisation d'injection de plastique lors de futurs développements, ainsi qu'en réduisant son encombrement total. Éventuellement, l'ensemble devrait être contenu dans une ceinture au lieu d'un sac à dos.

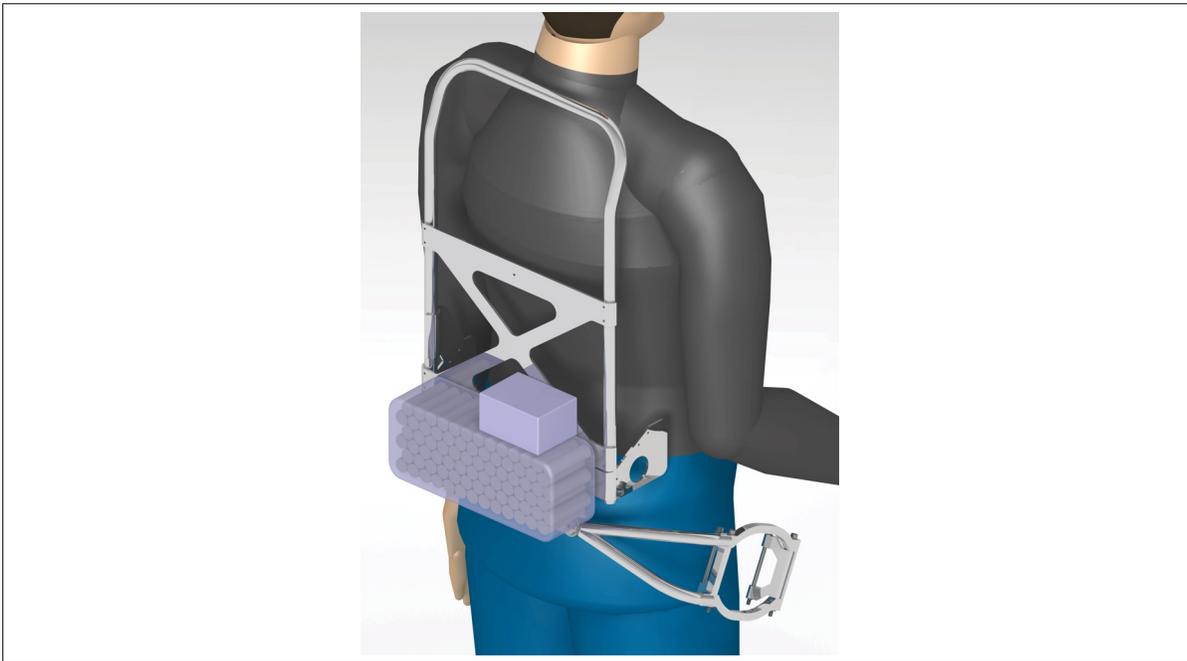


Figure 3.7 Sac à dos de type A.L.I.C.E. (les bretelles et la ceinture ne sont pas modélisées), bloc-pile (avec cellules de type 18650) et module contenant l'ordinateur principal et le système de gestion des batteries (BMS)

3.3.3 Mécanisme de la hanche

Le mécanisme de la hanche, illustré à la figure 3.8, relie le sac à dos au support placé à la cuisse. Il contient un pivot dans le plan frontal, aligné avec la position du pivot naturel qu'est la

hanche, un pivot dans le plan sagittal, le degré de liberté assisté, et finalement un pivot virtuel dans le plan transversal. Vu que cet assemblage doit permettre les mouvements d'abduction et adduction de manière naturelle, un ensemble de bras permet un pivot de rotation désaxé. Habituellement, les concepteurs d'exosquelettes (Chu, 2005; Cyberdyne Inc, 2018; Honda, 2016) se contentent de faire pivoter le mécanisme de la hanche selon un axe qui n'est pas aligné avec le pivot naturel de la hanche. Le système développé sur HRMS-I incorpore un parallélogramme dont les liens définissent la position du centre de rotation. Ce centre de rotation se déplace avec le mouvement et s'éloigne de la tête du fémur, mais le déplacement reste minime, soit autour de 7 mm pour 9 deg. La fixation à la hanche est relativement simple avec une boucle au milieu de la cuisse. L'assemblage total est estimé à 1.46 kg.



Figure 3.8 Gauche : mécanisme de motorisation de la hanche.
Droite : mécanisme de motorisation au genou

3.3.4 Mécanisme du genou

Le genou est l'articulation qui nécessite l'assemblage le plus simple. Ce mécanisme, illustré à la figure 3.8, est relié à la hanche et à la cheville par des glissières permettant d'ajuster l'exosquelette au pilote. À cause de son mouvement principalement sagittal, il existe un axe naturel qui est facile à faire coïncider avec celui de l'exosquelette. Afin d'assurer la coaxialité des axes de rotation du genou et du mécanisme, des coussins sont installés de manière à aligner l'assemblage avec les épicondyles fémoraux. Bien que le genou soit facile à assister, l'assemblage du genou contient une extension pour rejoindre un des pivots de la cheville, ce qui a pour effet d'augmenter son poids de manière considérable. L'assemblage genouillère pèse un total d'environ 1.52 kg et est l'assemblage le plus lourd de l'exosquelette après le bloc-pile.

Le concept initial était une genouillère indépendante des autres systèmes. Bien que la structure de la genouillère offrait des bénéfices tels que d'avoir la capacité d'amplifier le genou seulement et de permettre un soutien analogue à des genouillères de réhabilitation, son poids considérable (environ 1.7 kg) a guidé le concept vers une implémentation plus classique. Cette nouvelle implémentation, qui relie la motorisation du genou à celle de la hanche et de la cheville, diminue le nombre de points d'attache et permet de supporter le poids de la structure afin d'éviter les glissements ou déplacements. Parmi les améliorations, le poids est un facteur clé qui devra être étudié. Les structures étant en aluminium, il y aurait place à amélioration en utilisant des injections de plastiques ou des matériaux composites et en offrant plusieurs tailles différentes au lieu d'un système de glissières. De plus, vu que le genou est en réalité un mouvement de rotation de deux cylindres, un système de doubles pivots intégré de manière à mieux adapter le mouvement de la genouillère à celui du genou et créer un mouvement encore plus naturel pourrait être implémenté.

3.3.5 Mécanisme de la cheville

Le mécanisme de la cheville est le mécanisme le plus complexe. En effet, la cheville peut effectuer trois mouvements de rotation. Permettre cette flexibilité d'opération nécessite des assemblages avec des pièces de renvoi complexes. Actuellement, l'assemblage de la cheville, présenté à la figure 3.9, ne permet que deux des ces rotations, soit la flexion/dorsiflexion, le mouvement assisté par le moteur, et l'inversion/éversion grâce au pivot installé à l'arrière de la chaussure. Le mouvement d'adduction/abduction est fixé et nécessiterait l'implémentation d'un pivot vertical. En général, la majorité des exosquelettes n'amplifie pas les efforts à la cheville et ne permet que les mouvements de flexion et dorsiflexion. Le système pèse 0.77 kg. Vu la complexité du mécanisme, deux boucles au tibia sont utilisées en raison des couples importants transmis par la chevillère durant la phase d'envol. Ces couples sont transmis au sol à travers un bras en tubes d'acier et une semelle en plastique contenant les cellules de forces utilisées pour la mesure des efforts d'interface avec le sol.

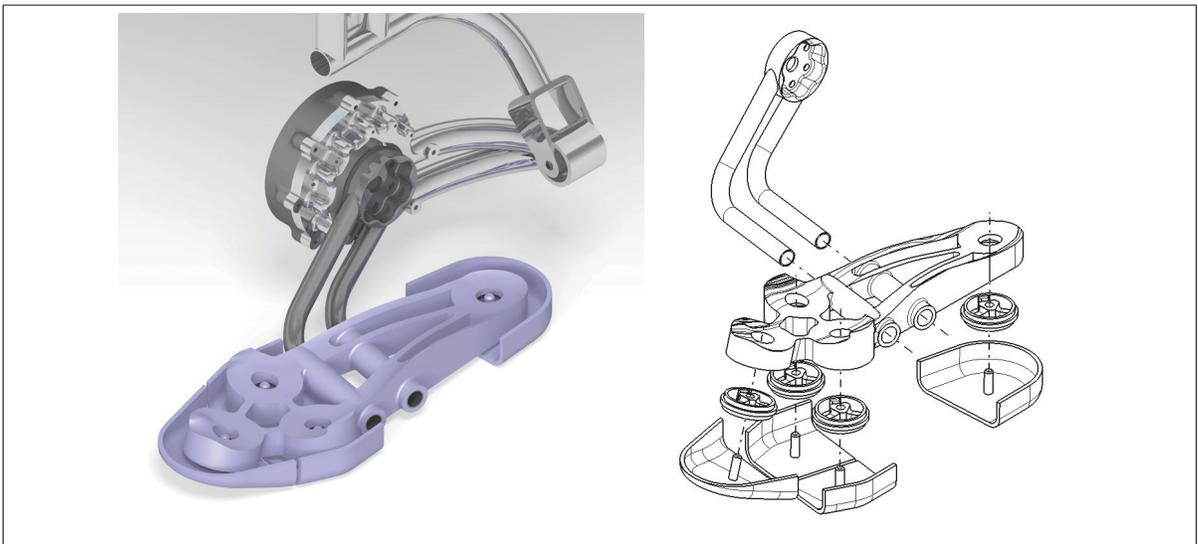


Figure 3.9 Mécanisme d'assistance à la cheville. Gauche : assemblage complet de la chevillère. Droite : vue explosée de la semelle instrumentée

Parmi les difficultés rencontrées lors de la phase de design, l'implémentation de la motorisation à la cheville a été la plus compliquée. En effet, beaucoup d'exosquelettes n'assistent pas cette articulation, car il est difficile de créer un mécanisme permettant les mouvements naturels et l'application de moment dans un format compact. La meilleure implémentation est celle de l'*Exosuit* de Harvard (Asbeck *et al.*, 2013) en termes d'encombrement et de simplicité. Le système développé pour ce projet utilise un câble, un enrouleur et une structure en tissu afin d'appliquer une force au talon. Bien que le système est léger et relativement simple à implémenter, il présente des défis de commande vu l'utilisation d'un seul câble en tension et est protégé par brevet (Walsh *et al.*, 2016). Le développement d'une solution spécifique à la cheville serait donc une étude intéressante dans le futur.

Pour ce qui est de l'application du moment de la cheville au sol, le moteur est relié à la semelle de la chaussure à travers un bras comme l'illustre la figure 3.9. La structure de la semelle est fabriquée en plastique et est conçue pour s'intégrer à un design de partie supérieure de chaussure de course conventionnelle. Cette structure supporte quatre cellules de force utilisées dans la mesure des interactions avec le sol. La section 4.3 couvre en détail le développement des cellules.

3.3.6 Propriétés mécaniques

Une fois la conception terminée, il est essentiel d'obtenir une estimation des propriétés mécaniques des différentes articulations. Le tableau 3.3 résume les masses, inerties et positions des différents centres de gravité. Ces valeurs sont utilisées pour l'estimation des couples aux articulations conjointement avec les propriétés mécaniques des membres du corps présentées à l'Annexe IV en utilisant l'approche cinématique présentée à la section 5.2.

Actuellement, l'exosquelette a un poids bien inférieur à celui du pilote. Par contre, la proportion des inerties par rapport aux poids des différents mécanismes est beaucoup plus élevée que

Tableau 3.3 Propriétés mécaniques de HRMS-I sans pilote. Les distances des centres de gravité sont exprimées en proportion de la distance entre pivots d'articulation

Paramètre	Symbole	Valeur	Unités
Masse totale	m_{exo}	13.03	kg
Masse de la ceinture	m_{0exo}	5.53	kg
Masse de la cuisse	m_{1exo}	1.46	kg
Masse du tibia	m_{2exo}	1.52	kg
Masse du pied	m_{3exo}	0.77	kg
Inertie de la cuisse autour de la hanche	I_{1exo}	0.198	kg m ²
Inertie du tibia autour du genou	I_{2exo}	0.202	kg m ²
Inertie du pied autour de la cheville	I_{3exo}	0.014	kg m ²
Position du CG de la cuisse	l_{cg1exo}	78.2	%
Position du CG du tibia	l_{cg2exo}	84.3	%
Position du CG du pied	l_{cg3exo}	67.3	%

celle des membres du corps. Ce phénomène est causé en grande partie par la position éloignée des centres de gravité des différents assemblages par rapport à leurs pivots. Les moteurs étant montés directement au pivot de la prochaine articulation, leur masse agit au bout d'un levier important. Un mécanisme permettant l'actuation à distance permettrait de réduire ce phénomène et la consommation d'énergie associée.

CHAPITRE 4

CONCEPTION ÉLECTRIQUE

Ce chapitre couvre les développements apportés à la partie électrique et électronique de HRMS-I. La section 4.1 traite de l'architecture électrique. La section 4.2 aborde le dimensionnement préliminaire du bloc-pile. Finalement, la section 4.3 porte sur le développement d'une solution de mesure d'interface entre la combinaison pilote/exosquelette et le sol et la modélisation de cette relation pour la solution développée.

4.1 Architecture

L'architecture électrique définit les modules et leurs interconnexions. Elle est présentée à la figure 4.1.

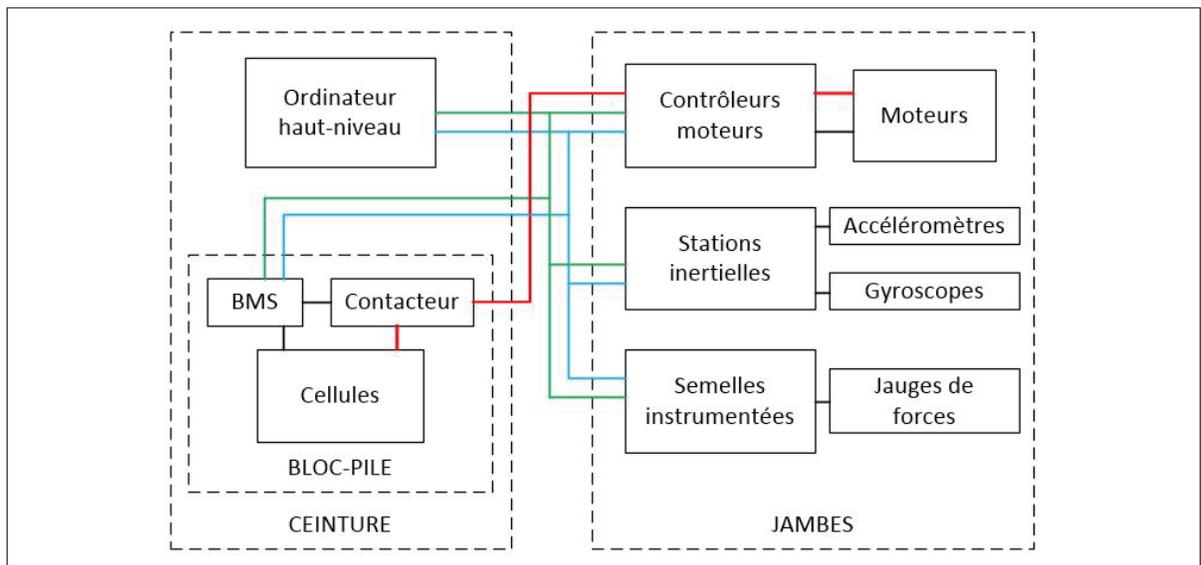


Figure 4.1 Architecture électrique proposée pour HRMS-I

Note : les lignes rouges, bleues et vertes représentent l'alimentation haute-puissance 48V, basse-puissance 5V et la communication respectivement et les lignes noires définissent des connexions IO des modules aux capteurs

L'ordinateur haut-niveau est responsable de la gestion de tous les modules. Ces modules incluent le BMS (*Battery Management System*), les contrôleurs des moteurs, les stations inertielles et les semelles instrumentées.

Le BMS s'occupe de la gestion des cellules du bloc-pile. Effectivement, il utilise les mesures de tension des différents groupes de cellules en série afin de les balancer. Éventuellement, des mesures de température pourraient être prises à différents points d'intérêt dans le bloc-pile dans l'optique de gérer le refroidissement et désactiver le système en cas d'anomalie. Le BMS s'occupe aussi de l'activation du contacteur principal, permettant ainsi aux contrôleurs moteurs de recevoir l'alimentation de puissance, et de la prédiction de l'état de charge du bloc-pile. Les contrôleurs moteurs s'occupent de la gestion locale des moteurs à travers une commande bas-niveau du courant et de la position. Ils mesurent aussi la position à l'articulation.

Les stations inertielles sont installées sur les différents membres : bassin, cuisses, tibias et pieds. Leur rôle est d'estimer l'orientation des membres dans l'éventualité qu'un algorithme de fusion soit utilisé pour l'estimation des vitesses et accélérations aux articulations. De plus, la station inertielle au bassin est nécessaire pour estimer les couples aux articulations comme présenté à la section 5.2.

Finalement, les semelles instrumentées mesurent les forces et moments à l'interface avec le sol. Ce module est responsable du traitement des signaux de jauges de contrainte et de l'estimation de la force appliquée et du moment résultant à la boule du pied. Ces modules maître et esclave sont alimentés par le BMS avec une tension de 5V. Les modules pourront être équipés de convertisseurs linéaires si une tension de 3.3V est nécessaire.

Le protocole de communication n'est pas encore défini. Parmi les options, la communication CAN ou Ethernet pourrait facilement être implémentée vu la disponibilité de solutions clés en

main. D'autres méthodes existent comme le réseau de communication haute vitesse développé pour l'exosquelette BLEEX (Kim *et al.*, 2004).

4.2 Dimensionnement du bloc-pile

Afin d'estimer les caractéristiques du bloc-pile, il est important de poser certaines hypothèses. Parmi ces hypothèses, les plus importantes sont notamment les efficacités, le choix de la tension nominale, le niveau d'assistance et la durée d'utilisation d'une charge des batteries. Le tableau 4.1 résume ces hypothèses :

Tableau 4.1 Hypothèses de départ pour la conception du bloc-pile

Paramètre	Symbole	Valeur	Unités
Niveau d'assistance	K_{ass}	50	%
Tension nominale	V_{nom}	45-50	V
Efficacité du contrôleur	η_c	90	%
Efficacité des moteurs	η_m	85	%
Efficacité des transmissions	η_t	95	%
Durée d'utilisation d'une charge	T_{bp}	2	h

4.2.1 Énergie durant la marche

Une fois les hypothèses de conception posées, il est possible de calculer la capacité du bloc-pile. D'après les résultats présentés au chapitre 2, il est possible d'estimer la puissance instantanée à travers un cycle de marche. La marche est l'activité utilisée pour définir le bloc-pile, car c'est l'activité principale des utilisateurs cibles de l'exosquelette. La puissance dissipée durant la marche sans assistance est proportionnelle au poids du pilote, car les moments aux articulations sont proportionnels au poids du pilote. Suite aux requis déterminés au tableau 2.2, l'énergie par cycle de marche et normalisée par le poids du pilote est de 4.0 J/kg ou 1.1×10^{-3} kW/kg.

4.2.2 Calculs de capacité

Afin de calculer la capacité de la batterie, il est important de calculer l'énergie fournie par le système durant la marche. L'énergie nécessaire pour la durée d'utilisation d'une charge est calculée à l'aide de l'équation :

$$n_c = \frac{T_{bp}}{T_c} \quad (4.1)$$

$$E_m = E_c n_c F S_e \quad (4.2)$$

où n_c est le nombre de cycles de marche pour la durée d'une charge T_{bp} , T_c est le temps d'un cycle de marche et E_c et E_m sont les énergies pour un cycle de marche et pour la durée d'une charge respectivement. Finalement, $F S_p$ est un facteur de sécurité appliqué sur l'énergie.

Une fois l'énergie totale pour la marche calculée, il est possible de définir l'énergie fournie par le bloc-pile :

$$E_{bp} = \frac{E_m K_{ass} F S_{bp}}{\eta_c \eta_m \eta_t} \quad (4.3)$$

Le facteur de sécurité $F S_{bp}$ permet de compenser pour la plage réelle d'utilisation du bloc-pile. Il est généralement de l'ordre de 125% (Warner, 2015). Finalement, cette énergie, exprimée en J, peut être convertie en Wh, les unités habituelles pour la capacité d'une batterie :

$$C_{bp} = \frac{E_{bp}}{3600} \quad (4.4)$$

En utilisant les différentes énergies par cycle en fonction du poids et les valeurs du Tableau 4.1, il est possible d'estimer la capacité du bloc-pile pour différents profils de pilote spécifiques. Le tableau 4.2 présente les besoins en capacité pour différents percentiles masculins et féminins :

Tableau 4.2 Capacité nécessaire estimée pour différents pilotes dans la tranche d'âge 70-79 ans

Sexe	Percentile	Poids (kg)	Capacité (Wh)
Femme	5 ^{ième}	49.9	290
Femme	50 ^{ième}	72.3	420
Femme	95 ^{ième}	109.2	630
Masculin	5 ^{ième}	62.6	360
Masculin	50 ^{ième}	84.7	490
Masculin	95 ^{ième}	117.9	680

Le choix des cellules n'a pas été fait dans le cadre de ce projet. Une des spécifications les plus importantes dans le dimensionnement d'un bloc-pile, et éventuellement la sélection des cellules, est la vitesse de décharge du bloc-pile. Cette vitesse de décharge est exprimé en terme de courant maximum durant un cycle de décharge. En pratique, le courant maximum de décharge demandé est considéré comme léger. Pour un cycle de marche conventionnel d'un pilote masculin de 117.9 kg, le courant de décharge maximum est d'environ 13.0 A alors que le courant de décharge pour vider un bloc-pile composé de cellules de type 18650 en une heure, soit à un taux de décharge « 1C » , serait de minimum 14.0 A pour des cellules modernes. Le courant de décharge maximum actuel permet donc un choix de cellules assez vaste et l'optimisation du type de cellule devient un compromis entre coût faible et contraintes en volume.

4.3 Développement de semelles instrumentées

Afin de rendre l'opération de l'exosquelette plus facile et éventuellement adaptative aux variations de chargements, il est pratique courante d'instrumenter l'interface entre le pilote et la machine et/ou l'exosquelette et l'environnement. Par contre, il n'y a actuellement pas de consensus sur la méthode de mesure. Cette section porte sur le développement d'une solution pour l'exosquelette HRMS-I.

4.3.1 Revue de littérature

La mesure de l'interface entre le pied et le sol est d'intérêt dans plusieurs domaines. Que ce soit pour l'étude de la marche, l'haptique, l'étude posturale ou même la prévention de blessures comme les ulcères du pied diabétique, maints chercheurs se sont penchés sur la problématique. Plusieurs avenues d'instrumentation de l'interface pied/sol ont été explorées avec notamment l'utilisation de jauges de déformation (Stief & Peikenkamp, 2015), de capteurs de force piezorésistifs (Mateos *et al.*, 2016; Martinez-Marti *et al.*, 2014; Tan *et al.*, 2015), de capteurs piézoélectriques (Rouhani *et al.*, 2010; Kärki *et al.*, 2009; Rajala *et al.*, 2017) et de capteurs photoélectriques (Zhang *et al.*, 2013; Wang *et al.*, 2005). Les paramètres mesurés aux interfaces sont aussi multiples que les technologies utilisées et dépendent des objectifs poursuivis par les chercheur(e)s. En effet, dépendamment de la technologie, de la forme et du nombre de capteurs utilisés, des observations sont faites sur la pression locale et globale, le moment de flexion sagittal et frontal et la force normale et en cisaillement, locale et globale. Les champs d'intérêt sont généralement l'étude de la marche, les activités sportives, l'étude et la prévention des ulcères et l'instrumentation d'exosquelette et/ou haptique. Cette sous-section vise à couvrir la littérature scientifique existante et de déterminer la pertinence des différentes technologies au cas spécifique de l'exosquelette HRMS-I.

4.3.1.1 Jauges de déformation

L'utilisation de jauges de déformation, que ce soit une application sur une structure fabriquée, comme développée par (Stief & Peikenkamp, 2015) et illustrée à la figure 4.2, ou enfermée dans une cellule de charge, est la méthode de mesure de force la plus répandue en instrumentation.

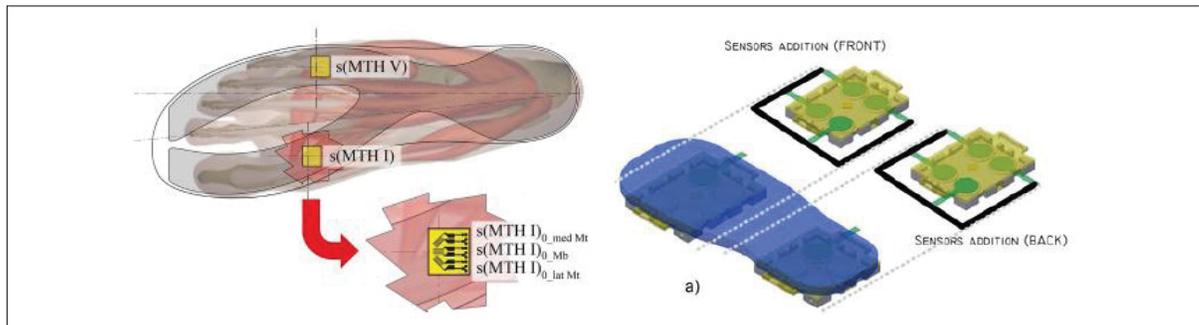


Figure 4.2 Gauche : semelle de mesure des moments à la 1^{ière} et 5^{ière} tête métatarsienne ;
Droite : semelle de mesure de forces normales utilisée dans le design de l'Exoshoe
Tirées de Stief & Peikenkamp (2015, p. 2) et Mateos *et al.* (2016, p. 101)

(Stief & Peikenkamp, 2015) développent une semelle fine en acier inox instrumentée de jauges de déformation au niveau de la première et du cinquième métatarse afin de mesurer les moments dans les plans sagittal et frontal. La calibration de la semelle donne une excellente corrélation ($R^2=0.999$) entre le couple appliqué et le couple mesuré. Finalement, l'utilisation de la semelle sur tapis roulant génère des profils de couple similaires à la littérature sur les couples dans le pied mesurés *in vivo*.

4.3.1.2 Capteurs piézorésistifs

Les capteurs piézorésistifs sont des capteurs qui changent de résistance selon la force appliquée dessus. Ils sont généralement métalliques ou en silicone.

(Martinez-Marti *et al.*, 2014) développent une semelle instrumentée de quatre capteurs piézorésistifs (Flexiforce A201, Tekscan, USA) et d'un accéléromètre (ADXL330, Analog Devices, USA) fixés entre deux feuilles de polyéthylène téréphtalate. Les capteurs sont reliés à un microcontrôleur qui s'occupe du transfert des données à un ordinateur via une communication sans-fil. Les capteurs sont positionnés au niveau du gros orteil, du talon et des 1^{ière} et 5^{ème} métatarses. Le nombre de capteurs est considéré comme le minimum nécessaire pour mesurer l'interface pied/sol. Les capteurs du gros orteil et du talon permettent de déterminer le début

et la fin de la période de contact et les capteurs des métatarses permettent de déterminer la répartition latérale de la pression.

(Mateos *et al.*, 2016) explorent l'utilisation de capteurs de force piézorésistifs pour la mesure de la force de réaction normale au sol dans une chaussure instrumentée pour des exosquelettes industriels, l'Exoshoe, illustrée à la figure 4.2. Ils comparent les mesures effectuées en utilisant deux groupes de quatre capteurs par pied, 16 par paire de chaussures, en les traitants 1) individuellement, 2) par groupe de quatre capteurs, soit effectivement deux capteurs par pied et 3) tous les capteurs d'un pied en série. La tâche à accomplir consiste à faire soulever d'une table une masse de 98N par un participant, lui demander de marcher et finalement lui faire soulever une autre masse de 98 N du sol tout en enregistrant les données des capteurs de force selon la configuration voulue ainsi que le signal de deux capteurs inertiels (un par chaussure). Les résultats démontrent que les trois configurations donnent une bonne mesure du poids statique du participant ainsi que le poids quand il ramasse l'objet de 98 N. Par contre, aucune des configurations n'est en mesure d'estimer le poids du participant pendant la marche. Effectivement, le poids total, soit la somme des capteurs des deux pieds, descend bien en dessous du poids statique du participant durant les événements de marche. Il ne semble pas y avoir d'explication pour ce phénomène.

(Tan *et al.*, 2015) conçoivent et testent une semelle composée d'une grille de capteurs piézorésistifs. La grille comporte 15 éléments dans l'axe antéropostérieur et 5 éléments dans l'axe médiolatéral pour un total de 75 cellules de mesure. Le matériau piézorésistif Rmat 3a, développé à l'université de RMIT, est utilisé pour les bandes de capteurs. Les données provenant des grilles sont interfacées à travers Bluetooth à un ordinateur en temps réel. Les résultats démontrent une bonne estimation de la pression plantaire comparativement à une paire de balances haute-précision Kistler, considérées comme la référence dans la mesure de forces et moments à l'interface pied-sol. La semelle est développée pour démontrer qu'une solution à

faible coût peut être développée pour la visualisation en temps réel des pressions plantaires. « Les champs d'utilisation sont l'analyse de la balance, la prévention des ulcères, la réhabilitation et l'analyse des performances sportives » [traduction libre] (Tan *et al.*, 2015).

4.3.1.3 Capteurs piézoélectriques

Contrairement aux capteurs piézorésistifs, dont la résistance varie avec la pression, les capteurs piézoélectriques génèrent une charge. Si la relation entre la charge émise et la pression est connue, la lecture de la charge permet d'estimer la pression appliquée. Ces capteurs sont aussi appelés capteurs piézocapacitifs. Les capteurs de pression piézoélectriques sont souvent assemblés sous forme de grille ayant la forme de la semelle et mesurant la pression entre le pied et la chaussure à plusieurs zones d'importance. Il est possible d'utiliser seulement l'information de pression normale et des techniques d'estimation afin de retrouver les GRF (Rouhani *et al.*, 2010, 2011, 2012, 2014) ou de jumeler plusieurs étages de capteurs et de comparer leurs signaux afin d'extraire les GRF (Kärki *et al.*, 2009).



Figure 4.3 Solution de sandale instrumentée équipée de capteurs piézocapacitifs et de deux stations inertielles
Tirée de Rouhani *et al.* (2011, p. 2713)

(Kärki *et al.*, 2009) conçoivent et testent une cellule d'un capteur piézoélectrique composé de quatre éléments de mesure fabriqués dans des feuilles de polyvinylidènefluorure empilés. En comparant les signaux des quatre éléments, il est possible d'obtenir une mesure tridimensionnelle de la force appliquée sur la cellule. (Rajala *et al.*, 2017) en font une semelle complète dans l'optique de mesurer les pressions locales chez les patients ulcéreux. Ils sont en mesure de créer une semelle légère et flexible qui mesure la pression normale. En utilisant une superposition d'éléments de mesure comme celle utilisée par (Kärki *et al.*, 2009), ils pensent être en mesure de fabriquer une solution de mesure tridimensionnelle multipoint. Un des désavantages des capteurs piézoélectriques est qu'ils sont aussi sensibles aux signaux pyroélectriques, c'est-à-dire qu'ils réagissent de manière différente selon la température. Une compréhension de la réaction du capteur à travers une plage de température est donc requise.

(Rouhani *et al.*, 2010) démontrent qu'il est possible d'estimer les GRF à l'aide d'une série de capteurs de pression piézoélectriques (Pedar, Novel, Allemagne) placée sous la plante du pied et d'un modèle de correspondance de données. Les modèles sont construits en utilisant les données des capteurs de pression et de balances haute-précision. Les différents algorithmes prédictifs des modèles de correspondance sont un modèle linéaire, un réseau perceptron multicouche (*MLP*) et un réseau neuro-flou localement linéaire (*LLMF*). Deux stratégies de prédictions sont considérées. La stratégie intra sujet utilise les données d'un même patient et d'un même pied pour construire le modèle et nécessite une calibration pour chaque participant. La stratégie inter sujet utilise toutes les données de tous les patients pour construire le modèle et nécessite une base de données. Ils concluent que l'estimation est la meilleure en utilisant un algorithme non-linéaire et qu'une calibration est effectuée avec le participant. La méthode d'estimation des GRF est éventuellement combinée avec une méthode d'orientation utilisant des capteurs inertiels (Rouhani *et al.*, 2012) afin d'évaluer la dynamique de la cheville lors de la marche (Rouhani *et al.*, 2011, 2014). La solution utilisée est illustrée à la figure 4.3.

(Mazumder *et al.*, 2012) créent un capteur piézoélectrique extrêmement simple consistant en 2 circuits imprimés espacés par une membrane de caoutchouc. Ils utilisent 4 capteurs précalibrés collés à une semelle de sandale. Les données sont recueillies par une carte d'acquisition qui les transmet à un ordinateur portable en temps réel par ondes radio. Ils jugent que l'hystérésis du capteur est d'un niveau acceptable et le capteur est relativement linéaire dans sa plage d'opération. Malheureusement, les résultats de pression mesurés ne sont pas comparés à une référence. Les capteurs piézoélectriques sont dits plus stables que les capteurs piézorésistifs permettant des intervalles plus grands entre les calibrations.

4.3.1.4 Capteurs optiques

Récemment, de nouveaux capteurs utilisant une relation entre une déformation et la variation induite dans un système de mesure des propriétés de la lumière ont vu le jour. Certains de ces capteurs utilisent des fibres optiques et le principe des réflecteurs de Bragg pour mesurer un changement de longueur d'onde causé par la déformation des réflecteurs (Zhang *et al.*, 2013; Domingues *et al.*, 2017). D'autres capteurs utilisent les pertes par courbure des fibres optiques comme principe de mesure de la force appliquée (Wang *et al.*, 2005).

(Zhang *et al.*, 2013) développent un capteur de force normale et de cisaillement basé sur le principe des réflecteurs de Bragg (figure 4.4). Ils enferment deux réseaux de fibres Bragg en polymère (PFBG) dans une matrice de polydiméthylsiloxane (PDMS), un polymère plus souple que les fibres. Une des fibres est horizontale et la deuxième est en angle permettant de mesurer l'amplitude et la direction d'application de la force. La mesure du spectre lumineux est effectuée avec un analyseur de spectre optique. Le capteur est d'abord développé à l'aide d'analyses par éléments finis (FEA) et un prototype est ensuite testé. Le capteur développé démontre une excellente linéarité dans la relation contrainte appliquée et variation de longueurs d'onde des fibres. La résolution finale de la solution est de 0.7 mN et 0.5 mN dans la direction normale et tangentielle respectivement.

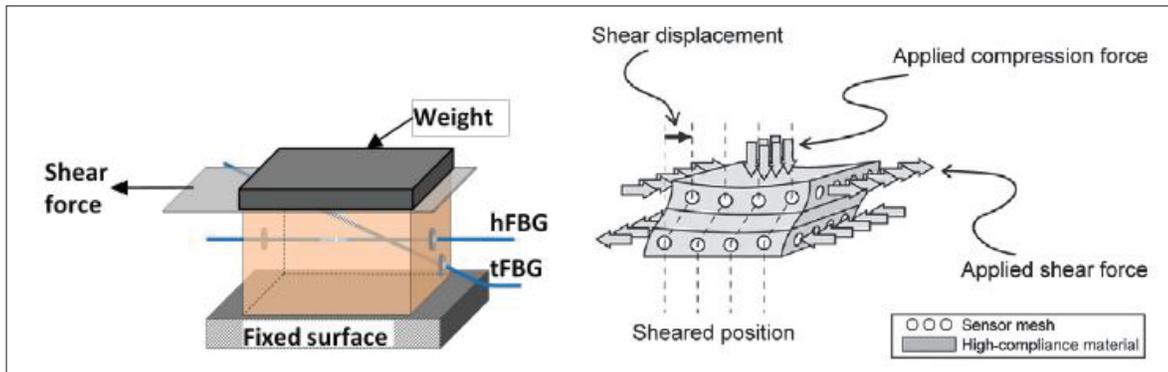


Figure 4.4 Matériaux hybrides composés d'un matériau déformable et d'une matrice de fibres optiques

Tirées de Zhang *et al.* (2013, p. 1479) et Wang *et al.* (2005, p. 317)

(Wang *et al.*, 2005) développent un capteur de force normale et tangentielle à l'aide de deux étages de réseaux de fibres optiques placées en maillage comme illustré à la figure 4.4. Les fibres sont alimentées en lumière par une source lumineuse à une de leurs extrémités et une lecture de la luminosité est prise à l'autre extrémité. L'équipe rencontre des problèmes à cause des effets de bord de la tête de la presse utilisée pour appliquer la force sur la matrice. Par contre, les résultats des tests en chargement normal et tangentiel démontrent une bonne répétabilité.

4.3.1.5 Discussion

Dans le cas de l'exosquelette HRMS-I, les forces importantes à connaître sont la force normale au sol, la force de cisaillement dans l'axe antéropostérieure et le moment autour de l'axe médiolatéral. L'assistance étant strictement dans le plan sagittal, les autres forces et moments ne sont pas considérés dans les équations d'estimation des moments aux articulations. Ces besoins spécifiques écartent certaines solutions développées qui ont pour objectifs de mesurer la position du centre de pression (*COP*) seulement. La solution développée doit être économique, mais aussi permettre un développement rapide. La conception d'une semelle instrumentée n'est

pas un objectif principal et l'implémentation doit être rapide. Malheureusement, il n'y a pas actuellement de solution clé en main disponible.

L'utilisation de cellules de mesure de pression, qu'elles soient de type piézoélectrique ou piézo-résistif, présente l'avantage d'un format réduit et facile à intégrer dans une semelle. Par contre, ce type de capteur n'est pas évident à utiliser pour la mesure des forces de cisaillement.

Parmi les solutions proposées, la solution la plus intéressante et prometteuse est celle développée par (Wang *et al.*, 2005). La solution consiste en une superposition de deux maillages de fibres optiques dont la lumière qui la traverse est mesurée. Ce maillage dépend de la flexibilité de la semelle et s'intègre très bien dans le moulage. Par contre, un élément important à noter est que cette solution semble sensible aux déformations locales causées par la forme du pied.

Malgré les avantages présentés par la fibre optique, la technologie n'est pas encore au point et facile à implémenter. Les jauges de déformation, particulièrement intégrées dans une cellule de force, restent la technologie la plus maîtrisée. L'utilisation des jauges de déformation est pratique courante en instrumentation dans une grande quantité de domaines. La mesure des forces à l'effecteur pour les robots est majoritairement faite à l'aide de cellules de forces multi axiales. Bien que les jauges de déformation soient souvent utilisées, elles présentent plusieurs désavantages. En effet, elles sont difficiles à installer, nécessitent de l'électronique de précision et sont sensibles à la chaleur et aux perturbations électromagnétiques. Malgré cela, cette solution semble la plus réaliste pour une implémentation rapide dans l'exosquelette HRMS-I.

4.3.2 Solution retenue

La solution développée est une cellule de force mesurant les 3 forces et les 3 moments utilisée en dessous du talon, des métatarses et des orteils. L'implémentation des cellules dans la semelle est présentée à la figure 3.9.

4.3.2.1 Géométrie de la cellule de force

Physiquement, la cellule de force consiste en trois branches attachées à un corps et une couronne. La couronne est encastrée dans la structure en plastique de la semelle. La surface en contact avec le sol est vissée au corps de la cellule. 12 jauges de déformation en silicone de très petite taille sont appliquées aux surfaces des branches. Les jauges de déformation appliquées aux surfaces opposées d'une poutre sont connectées à un demi-pont de wheastone comme l'illustre la figure 4.5. Le tableau 4.3 présente la nomenclature des différents demi-ponts utilisés pour le restant de cette section. Le développement de la géométrie est fait à l'aide d'éléments finis et les résultats des contraintes mesurées dans l'axe des ponts sont utilisés afin de vérifier la sensibilité de la cellule. La relation entre les forces et moments appliqués et les lectures de tension des demi-ponts est établie à l'aide d'un modèle linéaire en utilisant deux méthodes d'optimisation de paramètres, la régression linéaire multiple et le CSO (*Cat Swarm Optimization*). Le modèle et la corrélation sont présentés à la sous-section 4.3.3.

Tableau 4.3 Nomenclature des demi-ponts

Demi-pont	Nom	Couleur
Demi-pont 1	HB1	Rouge
Demi-pont 2	HB2	Bleu ciel
Demi-pont 3	HB3	Vert pâle
Demi-pont 4	HB4	Violet
Demi-pont 5	HB5	Bleu foncé
Demi-pont 6	HB6	Vert foncé

4.3.2.2 Théorie des jauges des déformations

Une pièce sur laquelle est appliquée une force va subir des contraintes sur ses surfaces. Ces contraintes entraînent des déformations locales. La mesure de cette déformation nécessite l'utilisation de jauges de déformation, car ces jauges changent de résistance électrique selon la déformation du matériau sur lequel elles sont appliquées. La loi de Hooke, soit la relation entre

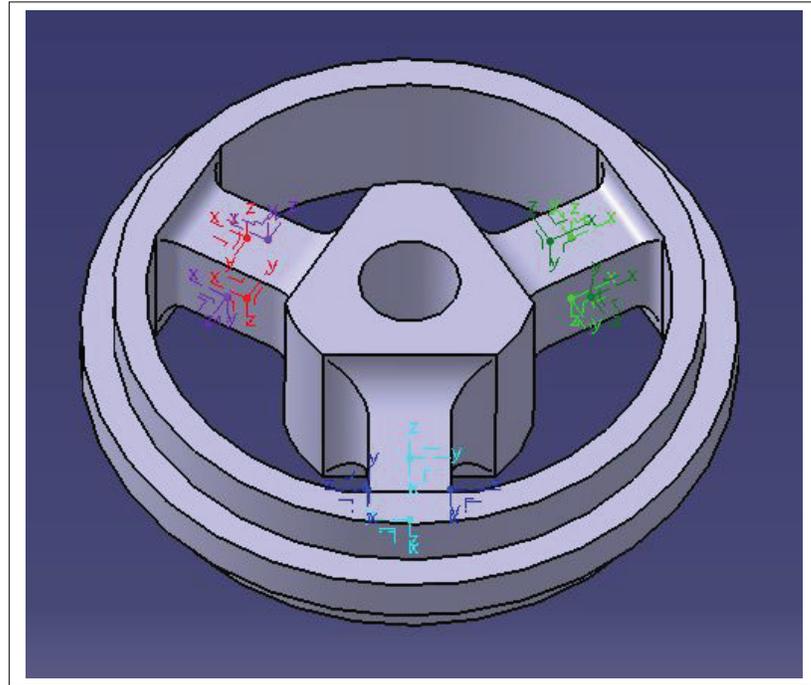


Figure 4.5 Cellule de force 6 DDL

la déformation et la contrainte du matériau sur lequel la force est appliquée, est :

$$\varepsilon = \frac{\sigma}{E} \quad (4.5)$$

où ε est la déformation, σ est la contrainte en MPa et E est le module de Young du matériau étudié en MPa. La relation entre la déformation d'une jauge de déformation et sa résistance se calcule comme suit :

$$R_m = R(1 + GF\varepsilon) \quad (4.6)$$

où R_m est la résistance mesurée en Ω , R la résistance nominale de la jauge en Ω et GF le facteur de jauge.

Une fois la déformation connue, que ce soit par analyse par éléments finis ou par calculs empiriques, il est donc possible d'estimer la variation de la résistance de la jauge dans l'axe d'intérêt.

Afin de mesurer la variation de résistance et isoler la mesure des efforts en fléchissement, les paires de jauges appliquées sur des faces opposées des branches de la cellule sont connectées à un demi-pont de Wheatstone.

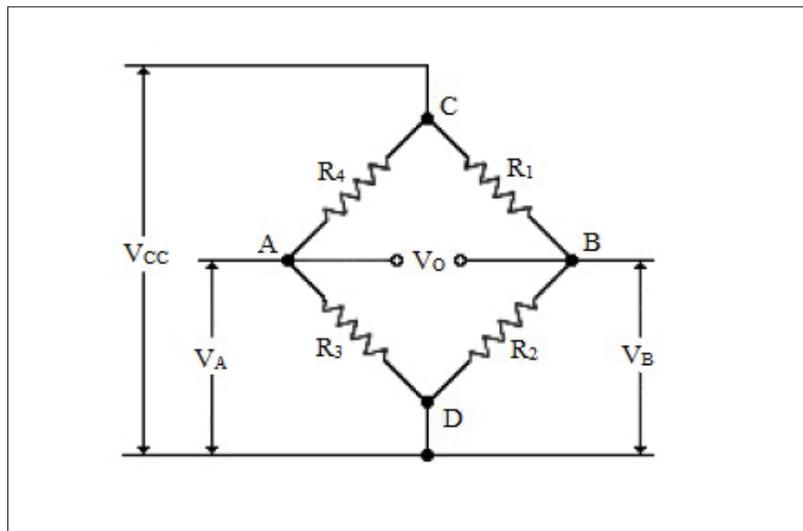


Figure 4.6 Pont de Wheatstone

Dans un demi-pont servant à mesurer le fléchissement, les deux jauges de déformation sont connectées à la place des résistances R_1 et R_2 . La mesure résultante du pont V_o peut être estimée à l'aide de l'équation :

$$V_o = V_{cc} \left(\frac{R_1}{R_1 + R_2} - \frac{R_4}{R_3 + R_4} \right) \quad (4.7)$$

où V_{cc} est la tension d'alimentation du pont et R_3 et R_4 sont des résistances fixes, généralement d'une valeur égale à la résistance nominale des jauges. Le signal V_o est ensuite amplifié et filtré pour être utilisé par le contrôleur.

4.3.3 Corrélation

Afin de s'assurer que le système soit capable de reconstruire les forces et moments à l'interface, une modélisation des relations forces appliquées et tensions mesurées dans les ponts est nécessaire. Vu le stade précoce du projet, les données de déformations aux jauges de déformations sont tirées d'analyses par éléments finis. Une population de tensions aux demi-ponts a donc été construite à partir d'une matrice de chargements - simples et combinés - de manière à assurer l'indépendance des différents axes. Deux approches d'optimisation ont été comparées afin de créer cette corrélation. La relation entre la force et la déformation étant linéaire, le modèle est le suivant :

$$V_{o,i} = \beta_{i1}F_x + \beta_{i2}F_y + \beta_{i3}F_z + \beta_{i4}M_x + \beta_{i5}M_y + \beta_{i6}M_z + \beta_{i7} + \varepsilon, \quad i = 1, \dots, 6 \quad (4.8)$$

où $V_{o,i}$ est la tension mesurée sur le pont de Wheastone i . Les algorithmes utilisés sont la régression linéaire multiple classique et une nouvelle approche d'optimisation appelée optimisation par meutes de chats (*Cat Swarm Optimization* ou CSO (Bahrami *et al.*, 2017)). Les deux approches sont couvertes en détail à l'Annexe III et présentent des résultats très similaires avec des coefficients de détermination excellents ($R^2 > 0.99$). Le tableau 4.4 présente les paramètres utilisés pour le CSO.

Tableau 4.4 Paramètres utilisés pour l'algorithme CSO
(*Cat Swarm Optimization*)

Paramètre	Symbole	Valeur
Nombre de Générations	Gen	6500
Nombre total de chats	N	60
Nombre de chats chasseurs	Nc	25
Nombre de copies par chat	SMP	10
Déplacement des chats chercheurs	SRD	0.025
Utilisation de la position du chat source	SPC	vrai

La fonction de coût utilisée pour l'optimisation du CSO est la somme des valeurs absolues des résiduels, c'est-à-dire des différences entre la valeur de pont $V_{o,i}$ et la valeur estimée $\hat{V}_{o,i}$ par le modèle pour les j cas de chargement :

$$\text{coût} = \sum_{i=1}^j |V_{o,i} - \hat{V}_{o,i}| \quad (4.9)$$

Le cas de chargement est tiré des efforts de marche. L'hypothèse de base est que chacune des cellules doit être en mesure de supporter le poids total du 95^{ème} percentile masculin pour le groupe d'âge 70-79 ans, soit 117.9 kg, pour un effort physique intense. Le facteur multiplicatif des efforts entre la course et la marche normale est de l'ordre de 8 pour 1 en ce qui a trait aux impacts du pied au sol. Les efforts de marche ainsi que les efforts extrêmes sont présentés au tableau 4.5.

Tableau 4.5 Forces [N] et moments [Nm] extrêmes attendus.

Axe	Efforts durant la marche	Effort durant l'exercice
Force antéropostérieure	218	1744
Force médiolatérale	56	450
Force distale proximale	1227	9812
Moment frontal	0.4	3.3
Moment latéral	0.4	3.4
Moment transversal	6.0	47.6

Les efforts appliqués lors de l'analyse par éléments finis sont de 10 kN à -10 kN pour les forces et de 10 Nm à -10 Nm pour les moments. Les forces et moments sont appliqués selon toutes les combinaisons possibles de forces et moments afin de couvrir l'ensemble des cas de chargements et définir la meilleure relation entre les forces et moments appliqués et les valeurs mesurées aux jauges de déformations.

4.3.3.1 Résultats

Les corrélations sont fortes pour tous les ponts et très similaires entre les deux méthodes. Les coefficients de détermination sont présentés au tableau 4.6. L'application de la régression

Tableau 4.6 Coefficients de détermination des corrélations des demi-ponts

Demi-pont	Nom	Coefficient de détermination	
		RLM	CSO
Demi-pont 1	HB1	0.9937	0.9934
Demi-pont 2	HB2	0.9937	0.9934
Demi-pont 3	HB3	0.9936	0.9935
Demi-pont 4	HB4	0.9941	0.9939
Demi-pont 5	HB5	0.9976	0.9973
Demi-pont 6	HB6	0.9970	0.9966

linéaire multiple prend moins de 5 s avec un logiciel comme Matlab. Le temps d'estimation est bien plus long pour le CSO avec environ 31-32 s par pont, soit 3 min pour estimer l'entièreté de la cellule de force. Les résultats d'estimation et l'erreur en fonction de la valeur réelle au pont sont présentés à la figure 4.7.

Les erreurs relatives absolues, présentées à la figure 4.8, sont légèrement inférieures à 15% pour les ponts HB1, HB2, HB3 et HB4 avec des erreurs augmentant en fonction de la valeur réelle mesurée au pont. Par contre, l'erreur est relativement constante pour les ponts HB5 et HB6 à travers la plage de mesures est en de ± 2.5 V.

4.3.3.2 Discussion

Les erreurs sont assez importantes et sont dues des effets de couplage entre les forces et les moments appliqués. Les ponts subissent des effets différents dépendamment de la direction de la force et du moment et de leurs position. Par exemple, la force F_z a un effet similaire sur les

lectures des ponts HB1, HB2 et HB3 alors que la force F_x n'est mesurée que par les ponts HB4 et HB5. De plus, les moments viennent introduire des biais à cause de la torsion induites dans les poutres. Une piste de solution serait d'introduire un modèle plus complexe contenant des facteurs pour les combinaisons de forces.

Dans le cas actuel, le temps d'optimisation associé à l'utilisation du CSO, bien supérieur à la régression linéaire multiple, est difficile à justifier. Le CSO est un algorithme plus adapté à des systèmes complexes. Les résultats finaux sont comparables avec un coefficient de détermination légèrement moins élevé pour le CSO. Par contre, avec un ajustement de paramètres, particulièrement en augmentant le nombre de générations (Gen) et en diminuant le déplacement des chats chercheurs (SRD), les résultats du CSO devraient tendre vers les mêmes coefficients que la régression. Éventuellement, si le modèle devient plus spécifique, cet algorithme sera plus adapté.

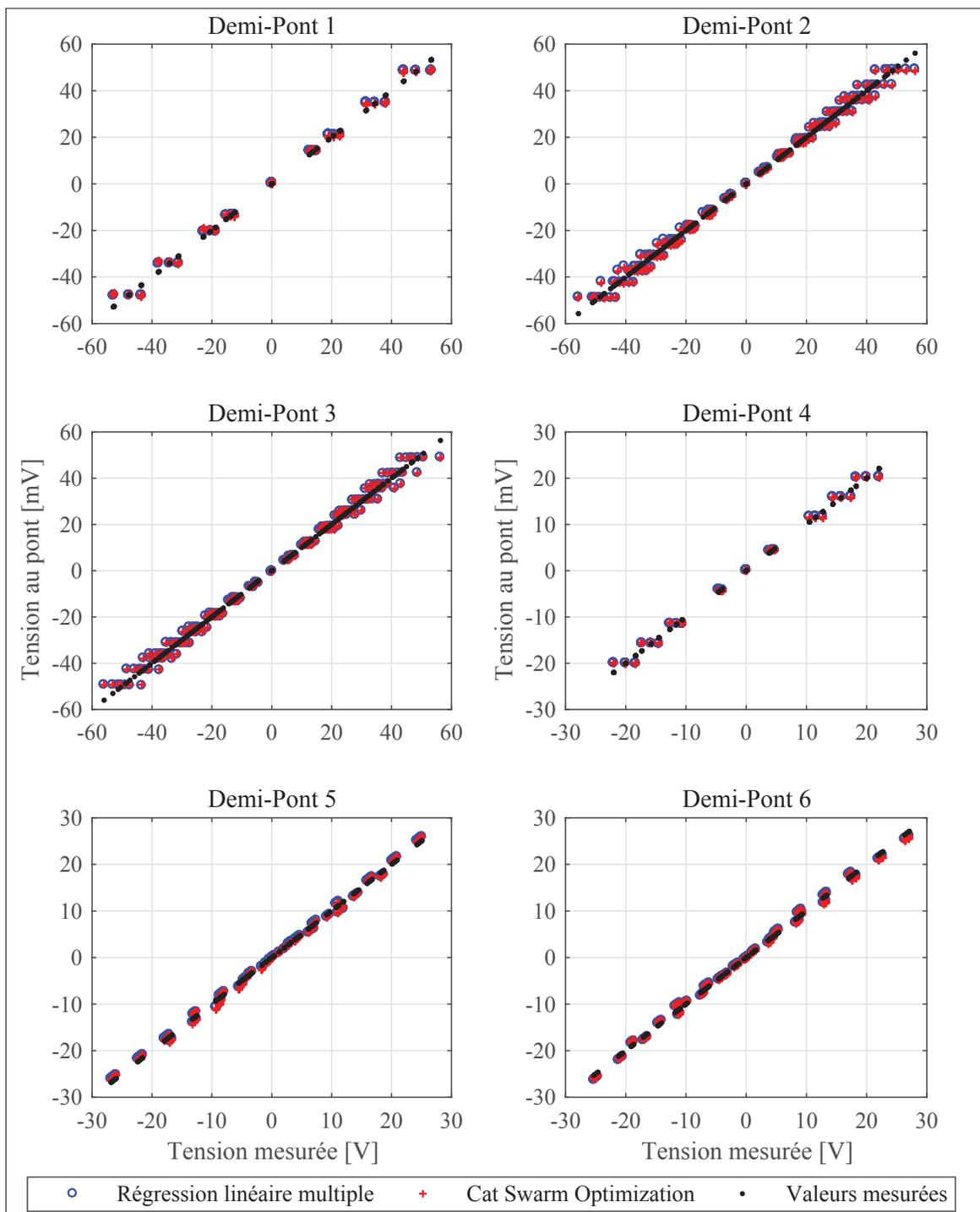


Figure 4.7 Résultats des estimations pour les différents demi-ponts en utilisant les coefficients tirés de la régression linéaire multiple et de l'optimisation par meute de chats (CSO)

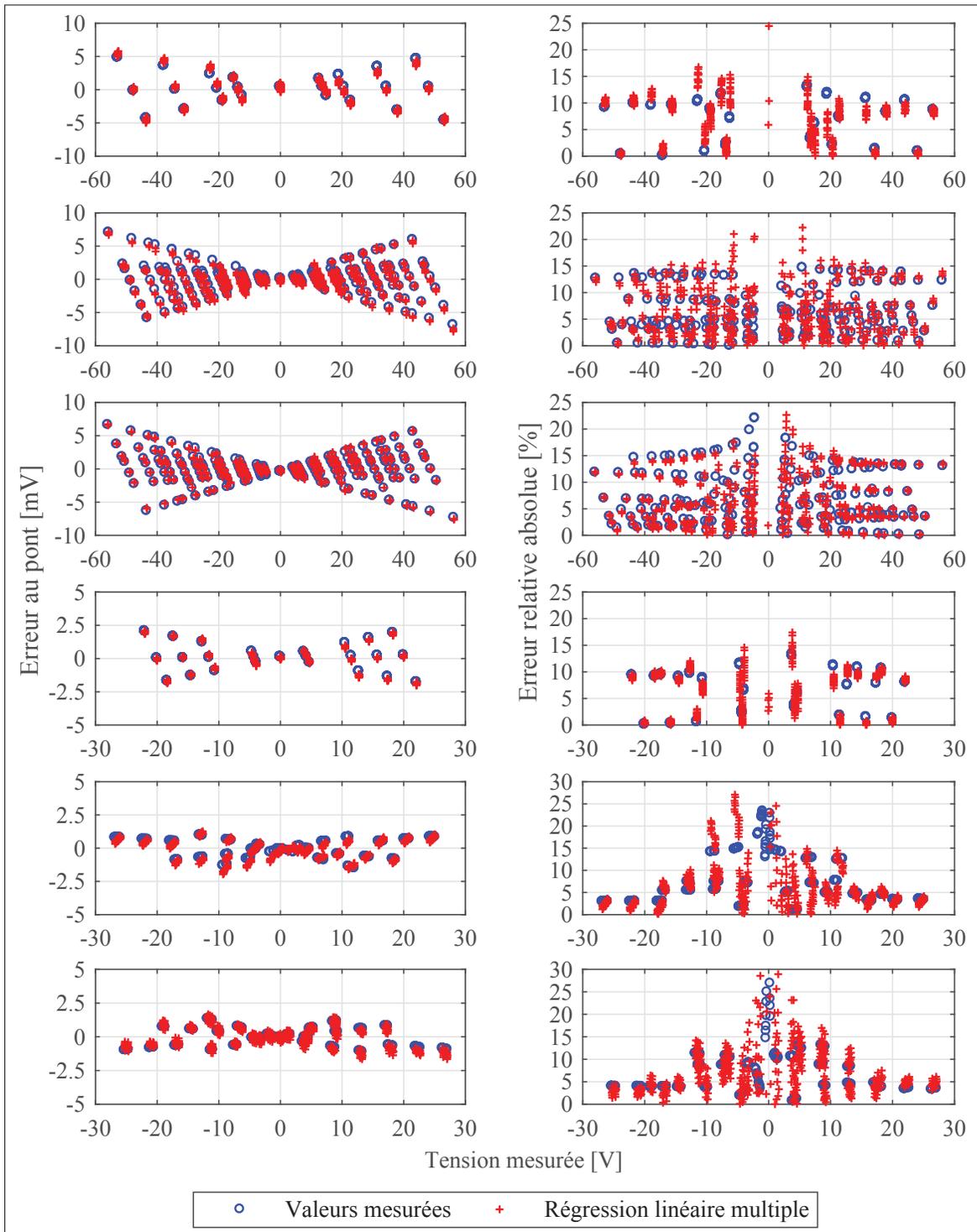


Figure 4.8 Erreur (gauche) et erreur relative absolue (droite) des estimations pour les demi-ponts de HB1 (haut) à HB6 (bas) en utilisant les coefficients tirés de la régression linéaire multiple et de l'optimisation par meute de chats (CSO)

CHAPITRE 5

APPROCHE DE COMMANDE

Ce chapitre couvre les approches de commandes propres à l'amplification à l'aide d'un exosquelette et particulièrement de la méthode utilisée sur le HRMS-I : la commande par amplification de sensibilité. Il fera la couverture des méthodes existantes de commandes, de la commande par amplification avec une étude de sa stabilité, de la méthode de modélisation des efforts virtuels et finalement des méthodes d'estimation des positions, vitesses et accélérations aux articulations. La méthode de modélisation des efforts sera comparée avec les efforts réels estimés sur des mesures de capteurs optiques et de forces de réactions au sol.

5.1 Revue de littérature

Les requis d'un exosquelette sont particuliers dans le monde de la commande. En effet, il est attendu que l'exosquelette assiste le porteur, le pilote, dans une multitude de mouvements de façon transparente. La locomotion, incluant la marche la plus simple, présente un niveau de variabilité qui dépend du pilote et il est important que tout mouvement soit accompagné par l'exosquelette. Un autre requis est l'utilisation du moins de capteurs possible afin de limiter le coût et la complexité, et améliorer la fiabilité du système. Les exosquelettes sont étudiés depuis maintenant une quarantaine d'années et plusieurs méthodes ont été développées. (Yang *et al.*, 2013) fait une excellente couverture de l'état de l'art, particulièrement pour ce qui attrait aux stratégies de commande.

De ces stratégies, la première et la plus répandue est probablement la commande de trajectoires préprogrammées. Le pilote a une interaction assez limitée avec l'exosquelette. Cette stratégie est donc employée principalement dans des situations de handicap sévère et de réhabilitation où le mouvement ne peut pas être effectué par le pilote. La commande en impédance permet de

faire suivre une trajectoire à un pilote en simulant une rigidité relative entre le mouvement désiré et le mouvement pilote ayant comme effet de le guider dans son mouvement. Il est possible aussi, à l'aide de valeurs de rigidité et d'amortissement négatives, d'introduire de l'énergie dans le système afin de réduire la dépense calorifique liée au mouvement (Aguirre-Ollinger, 2009). À la connaissance de l'auteur, cette méthode n'a été utilisée qu'en compensation lors de la phase aérienne de la marche.

Une stratégie qui a déjà été démontrée comme fonctionnelle est l'utilisation de signaux myo-électriques pour diriger l'exosquelette. Les exosquelettes HAL-3 et HAL-5 (Kiguchi *et al.*, 2001; Kawamoto *et al.*, 2003) utilisent des capteurs myoélectriques pour amplifier les capacités du pilote à travers des moteurs aux hanches et aux genoux. L'avantage principal de l'utilisation des signaux myoélectriques est que le système nerveux les émet avant que les muscles réagissent, donnant amplement de temps au contrôleur de les recevoir et générer une commande. Les désavantages sont nombreux, mais le désavantage principal réside dans le fait qu'il n'existe pas encore un lien évident et prévisible entre l'amplitude du signal et la force résultante au muscle.

Dans l'optique que l'exosquelette n'interfère pas avec les mouvements du pilote, une stratégie est de placer un capteur de force entre l'exosquelette et le pilote et de s'assurer que la force reste minimale. L'exosquelette a donc comme objectif de rester hors de la portée du pilote. Cette méthode est complexe, car elle requiert l'utilisation de beaucoup de capteurs dans sa mise en pratique (Fick & Makinson, 1971).

La commande des forces de réactions au sol (*Ground Reaction Force Control*) a comme objectif de s'assurer que les forces de réaction de l'exosquelette et du pilote sont les mêmes. Ces forces de réaction étant la seule interaction entre l'humain et son environnement durant la marche, il est donc possible de faire bouger l'exosquelette avec le pilote. Un principal désavantage de cette méthode est sa dépendance à une modélisation parfaite du pilote et de l'exosquelette.

La commande par point de moment nul (ZMP – *Zero-Moment Point*) est une autre stratégie qui vise à gérer l'interaction entre le pilote, l'exosquelette et le sol. En s'assurant que le ZMP reste dans une zone définie, il est possible de rester debout. Comme pour la commande des forces de réactions au sol, le contrôleur s'assure que les ZMPs de l'exosquelette et du pilote sont identiques et dans le cas échéant, corrige la position du ZMP de l'exosquelette en appliquant un couple à la hanche.

Finalement, la commande par amplification de sensibilité (*Sensitivity Amplification Control*), comme utilisée pour l'exosquelette BLEEX (Kazerooni *et al.*, 2005; Racine, 2003; Steger, 2003), vise à évaluer les couples présents dans le système exosquelette/pilote et retransmettre une partie de ces couples aux articulations respectives. L'amplification de perturbation est contraire à la norme en commande pour des raisons de stabilité. Il est donc important de vérifier la stabilité de l'ensemble exosquelette et pilote, comme démontré par (Kazerooni *et al.*, 2005; Steger, 2003; Yang *et al.*, 2013). L'avantage de cette méthode est la liberté qu'elle offre au pilote avec un nombre de capteurs réduits. Par contre, vu que l'estimation des couples repose sur un modèle, la méthode de contrôle est sensible aux erreurs de modélisation. Le système est aussi incapable de différencier une poussée provenant du pilote ou d'une perturbation extérieure.

La commande par amplification de sensibilité est la méthode retenue pour l'amplification de l'exosquelette HRMS-I. La méthode sera couverte en détail dans la prochaine section.

5.1.1 Commande par amplification de sensibilité

Cette section couvre la théorie développée par (Kazerooni *et al.*, 2005; Steger, 2003) et généralisée dans (Yang *et al.*, 2013). Posons l'équation d'un système non-linéaire général représentant la combinaison exosquelette et pilote :

$$M(q)\ddot{q} + V_m(q, \dot{q})\dot{q} + F\dot{q} + G(q) + T(q, f) = \tau \quad (5.1)$$

où M est la matrice des masses, V_m la matrice des forces de Coriolis et des forces centrifuges, G est le vecteur représentant l'effet de la gravité, F le vecteur des frictions et non-linéarités et T le vecteur des couples liés aux forces appliquées à l'effecteur . Dans le cas où l'exosquelette ne fournit aucune assistance, on peut définir que les couples τ sont fournis par le pilote :

$$\tau = T_p \quad (5.2)$$

Dans le cas où l'exosquelette fourni une assistance, les couples aux articulations τ est la somme des couples pilote T_p et exosquelette T_a :

$$\tau = T_p + T_a \quad (5.3)$$

Posons donc que :

$$T_p + T_a = M(q)\ddot{q} + V_m(q, \dot{q})\dot{q} + F\dot{q} + G(q) + T(q, f) \quad (5.4)$$

et définissons un contrôleur de sorte que :

$$T_a = (1 - \alpha^{-1})[M(q)\ddot{q} + V_m(q, \dot{q})\dot{q}] + G(q) + T(q, f) + F\dot{q} \quad (5.5)$$

où α est un coefficient d'amplification plus grand quand zéro. Le couple fournit par le pilote devient alors :

$$T_p = \alpha^{-1}[M(q)\ddot{q} + V_m(q, \dot{q})\dot{q}] \quad (5.6)$$

5.1.1.1 Facteur humain

(Yang *et al.*, 2013) définissent le niveau de participation du pilote à l'aide des facteurs *HF* (*Human Factor*) et *HFM* (*Human Factor Maximum*) :

$$HF = \frac{T_p}{\tau} = \frac{T_p}{T_p + T_a} \quad (5.7)$$

$$HFM = \frac{\max|T_p|}{\max|\tau|} = \frac{\max|T_p|}{\max|T_p + T_a|} \quad (5.8)$$

et mentionnent que ces facteurs doivent, en théorie, tendre vers 0. Dans notre cas, il est essentiel que le pilote fournisse un effort pour maintenir son niveau de santé. Dans un monde hypothétique où tout le monde serait en parfaite santé, le niveau attendu serait de 1, soit que l'exosquelette ne fournisse aucune assistance. Le niveau HF est donc un nombre le plus proche de 1 possible et déterminé par le pilote et son praticien.

5.1.1.2 Étude de la stabilité - Assistance complète

L'étude de la stabilité est une analyse essentielle dans l'implémentation de tout système. Si le pilote est défini par le modèle suivant (Kazerooni *et al.*, 2005; Yang *et al.*, 2013) :

$$T_p = K_{PF}(q_d - q) + K_{DF}(\dot{q}_d - \dot{q}) \quad (5.9)$$

où q_d est la position désirée et K_{PF} et K_{DF} les constantes d'un système ressort et amortisseur équivalent aux propriétés du muscle. En jumelant les équations (5.26) et (5.9), on obtient :

$$K_{PF}(q_d - q) + K_{DF}(\dot{q}_d - \dot{q}) = \alpha^{-1}[M(q)\ddot{q} + V_m(q, \dot{q})\dot{q}] \quad (5.10)$$

Posons les équations de l'erreur de position, vitesse et accélération :

$$\Delta q = q_d - q \quad (5.11)$$

$$\Delta \dot{q} = \dot{q}_d - \dot{q} \quad (5.12)$$

$$\Delta \ddot{q} = \ddot{q}_d - \ddot{q} \quad (5.13)$$

l'équation (5.10) se simplifie et devient :

$$M(q)\ddot{q} = \alpha K_{PF}\Delta q + \alpha K_{DF}\Delta \dot{q} - V_m(q, \dot{q})\dot{q} \quad (5.14)$$

Maintenant, introduisons une fonction de Lyapunov basée sur la quantité d'énergie du système :

$$V = \frac{1}{2}\dot{q}^T M(q)\dot{q} + \frac{1}{2}\Delta q^T K\Delta q \quad (5.15)$$

où K est un gain équivalent à un ressort. M et K étant des matrices définies positives, l'équation rencontre les critères de stabilité soit : $V > 0$ pour toute valeur de q non nulle, $V(q = 0) = 0$ et $V(q \rightarrow \infty) \rightarrow \infty$. La dérivée de la fonction de Lyapunov est :

$$\dot{V} = \frac{1}{2}\dot{q}^T \dot{M}(q)\dot{q} + \dot{q}^T M(q)\ddot{q} + \Delta \dot{q}^T K\Delta q \quad (5.16)$$

en remplaçant certains termes :

$$\dot{V} = \frac{1}{2}\dot{q}^T \dot{M}(q)\dot{q} + \dot{q}^T [\alpha K_{PF}\Delta q + \alpha K_{DF}\Delta \dot{q} - V_m(q, \dot{q})\dot{q}] + \Delta \dot{q}^T K\Delta q \quad (5.17)$$

Le seul ressort présent dans le système est celui du muscle αK_{PF} qui remplace le ressort K . Les matrices \dot{M} et V_m étant antisymétriques « *skew-symmetric* », elles s'annulent. De plus, la

vitesse désirée \dot{q}_d est nulle vu que le système s'immobilise une fois la position atteinte. Le système prend la forme :

$$\dot{V} = -\dot{q}^T \alpha K_{DF} \dot{q}$$

Vu que le gain d'amplification α et la constante d'amortissement du muscle équivalent K_{DF} sont définis positifs, la dérivée de la fonction de Lyapunov est définie négative peu importe la vitesse de déplacement et tant que le pilote est dans l'exosquelette.

5.1.1.3 Étude de la stabilité - Assistance partielle

Définissons maintenant le système sans assistance :

$$T_p + \overset{0}{\mathcal{T}}_a = M(q)\ddot{q} + V_m(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) + T(q, f) \quad (5.18)$$

Si le pilote est modélisé comme un muscle général :

$$T_p = K_{PF}(q_d - q) + K_{DF}(\dot{q}_d - \dot{q}) \quad (5.19)$$

Le système devient :

$$M(q)\ddot{q} = K_{PF}\Delta q + K_{DF}\Delta\dot{q} - V_m(q, \dot{q})\dot{q} - G(q) - T(q, f) \quad (5.20)$$

Rappelons la fonction de Lyapunov V représentant l'énergie emmagasinée dans le système et définie positive :

$$V = \frac{1}{2}\dot{q}^T M(q)\dot{q} + \frac{1}{2}\Delta q^T K \Delta q \quad (5.21)$$

Après manipulation, considérant que le terme de ressort K est la constante de rappel du muscle général K_{PF} et posant la vitesse désirée q_d comme nulle, la dérivée de la fonction est :

$$\begin{aligned} \dot{V} = & \frac{1}{2} \dot{q}^T \dot{M}(q) \dot{q} + \dot{q}^T K_{PF} \Delta q - \dot{q}^T K_{DF} \dot{q} - \dot{q}^T V_m(q, \dot{q}) \dot{q} - \dot{q}^T G(q) \dots \\ & - \dot{q}^T T(q, f) - \dot{q}^T K_{PF} \Delta q \end{aligned} \quad (5.22)$$

$$\dot{V} = -\dot{q}^T K_{DF} \dot{q} - \dot{q}^T G(q) - \dot{q}^T T(q, f) \quad (5.23)$$

Les termes vecteurs G et T ne sont définis ni positif ni négatif. Advenant le scénario dans lequel la gravité et les forces à l'effecteur introduisent de l'énergie dans le système, la dérivée de la fonction de Lyapunov devient :

$$\dot{V} = -\dot{q}^T K_{DF} \dot{q} + \dot{q}^T G(q) + \dot{q}^T T(q, f) \quad (5.24)$$

Afin de garantir que la stabilité du système, il faut que le terme de dissipation d'énergie du muscle soit supérieur à l'énergie introduite :

$$K_{DF} \dot{q} > G(q) + T(q, f) \quad (5.25)$$

Par contre, vu que le pilote est autonome sans exosquelette, il est raisonnable de penser que l'amortissement du muscle équivalent est suffisant pour stabiliser le système. Maintenant, introduisons un contrôleur compensant qu'une partie des efforts appliqués par la gravité et les forces à l'effecteur :

$$T_a = (1 - \alpha^{-1}) [M(q) \ddot{q} + V_m(q, \dot{q}) \dot{q} + G(q) + T(q, f)] \quad (5.26)$$

l'inégalité garantissant une dérivée de la fonction de Lyapunov définie négative, soit l'équation (5.25), devient :

$$K_{DF}\dot{q} > \alpha^{-1}[G(q) + T(q, f)] \quad (5.27)$$

Ce qui implique que plus l'assistance est importante, plus le système sera stable. Un gain d'assistance α tendant vers l'infini transformerait le système de manière à ce que la dérivée de la fonction de Lyapunov tende vers celle d'un exosquelette complètement assisté et garantirait la stabilité asymptotique peu importe le pilote.

5.2 Cinématique

Habituellement, la modélisation se fait avec le sol comme référence et l'algorithme d'estimation alterne à travers différents modèles durant les phases de la marche (Racine, 2003). Cette approche est utilisée afin de ne pas avoir à mesurer les forces à l'interface au sol. L'approche développée pour l'exosquelette HRMS-I aborde la problématique d'estimation différemment en imposant la référence au bassin et en considérant le pied comme étant l'effecteur. Le modèle estime les efforts pour chacune des jambes séparément. En effet, étant attachées au bassin (la référence), elles n'ont pas d'effet l'une sur l'autre. Les avantages de cette méthode sont la continuité d'un seul modèle à travers les différentes étapes des mouvements et la capacité de s'adapter à une charge supplémentaire que le pilote pourrait porter. Cette adaptabilité vient de la mesure de cette charge à travers les semelles instrumentées. Les désavantages proviennent de l'incertitude des capteurs inertiels à la ceinture et de l'instrumentation des semelles pour avoir les forces normales et en cisaillement et la position de ces forces le long de l'interface avec le sol.

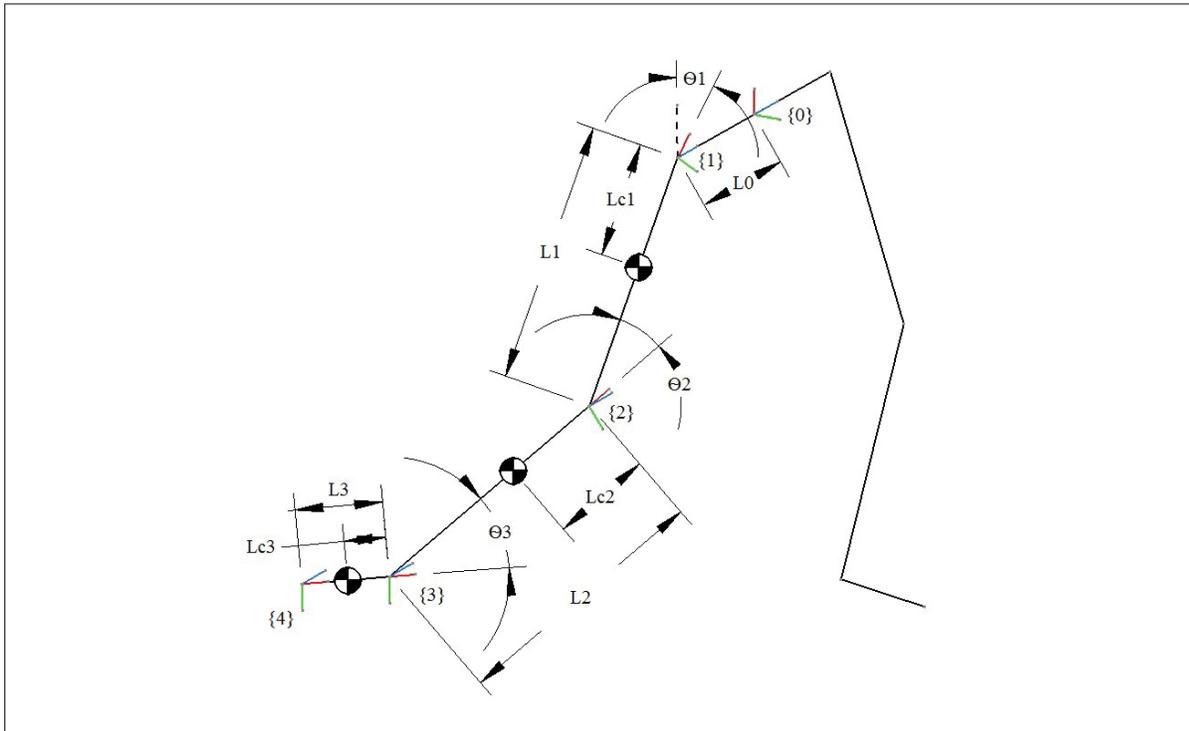


Figure 5.1 Représentation du modèle de cinématique de HRMS-1 pour la jambe droite.
Les axes en rouge, vert et bleu représentent les axes « x », « y » et « z » locaux

La modélisation du robot équivalent est présentée à la figure 5.1. Effectivement, la jambe est considérée comme un robot 3R et les mouvements du bassin sont incorporés dans les matrices d'efforts. La modélisation utilise la convention Denavit-Hartenberg modifiée proposée dans (Craig, 2005). Le tableau 5.1 présente les paramètres Denavit-Hartenberg modifiés de l'exosquelette.

Tableau 5.1 Paramètres Denavit-Hartenberg modifiés du modèle

Référentiel	α_{i-1}	a_{i-1}	θ_i	d_i
{1}	0	0	θ_1	$-L_0$
{2}	0	$-L_1$	θ_2	0
{3}	0	$-L_2$	θ_3	0
{4} (effecteur)	0	$-L_3$	0	0

L'équation des moments aux articulations pour une jambe prend la forme suivante :

$$M(\theta)\ddot{\theta} + V_m(\theta, \dot{\theta})\dot{\theta} + M_b(\theta)\ddot{\omega}_b + V_b(\theta, \dot{\theta}, \omega_b) \begin{bmatrix} \dot{\theta} \\ \omega_b \end{bmatrix} \dots \quad (5.28)$$

$$+ G(\theta) + G_b(\theta)a_b + T(\theta)f = \tau$$

Les matrices et vecteurs sont explicités à l'Annexe IV. Il est intéressant de noter l'ajout des matrices M_b , V_b et G_b afin de tenir compte des mouvements bassin. Les valeurs des vitesses ω_b , et accélérations a_b sont fournies par la station inertielle installée sur la ceinture.

5.2.1 Évaluation de la méthode

Afin d'évaluer la capacité de prédiction de la méthode cinématique proposée, le modèle est appliqué sur un cycle de marche et comparé aux valeurs produites par la méthode d'évaluation de la marche tirée de (Vaughan *et al.*, 1999) et décrite en Annexe V. La série de données provient de (Cramp *et al.*, 1992). Les données sont celles d'un pas et demi d'un homme de 64.9 kg. Le mouvement est capté à l'aide d'un système de mesure optoélectronique et les forces de réactions sont mesurées à l'aide de deux balances de précision dont les positions sont connues. La vitesse d'acquisition est de 50 Hz. Dans un premier temps, les paramètres anthropomorphiques du marcheur sont utilisés afin de déterminer les masses, inerties et positions des centres de gravité des membres présentées à la section 2. Ces données sont utilisées autant pour la méthode d'évaluation de la marche que pour l'approche cinématique de HRMS-I.

Vu que les capteurs de l'exosquelette ne sont pas installés sur le patient, et considérant que l'on compare les méthodes et non leur implémentation, les valeurs de positions angulaires, de forces à l'interface et de déplacements du bassin sont tirées du modèle d'analyse de la marche. Vu que les valeurs de vitesses et d'accélérations sont dérivées des valeurs de positions, un bruit considérable est présent dans les signaux. Éventuellement, un filtre à réponse impulsionnelle fi-

nie (FIR) passe-bas d'ordre 20 avec une fréquence de coupure de 5 Hz a été utilisé avec comme résultats une diminution importante du bruit. Le filtre utilisé n'introduit pas de délais, car il a été appliqué après le traitement dans le sens du temps et contre le temps, ayant comme effet d'annuler les délais normalement associés avec l'utilisation d'un filtre. Par contre, un impact inévitable de l'utilisation de filtres est le comportement erratique sur les quelques premières valeurs de la série de données.

La figure 5.2 présente les résultats des efforts en utilisant les deux méthodes et l'erreur d'estimation entre ces méthodes.

Il est intéressant de voir que le profil général est similaire. Par contre, l'estimation faite par l'algorithme de HRMS-I présente certaines anomalies. Le genou et plus particulièrement la hanche présentent des comportements erratiques durant la phase aérienne (> 0.76 s). L'erreur RMS est de 0.61 Nm pour la cheville, 1.53 Nm pour le genou et 1.67 Nm pour la hanche. Vu qu'une bonne partie du cycle de marche présente des couples quasi nuls, l'équation suivante est utilisée pour calculer l'erreur relative :

$$\epsilon_{rel} = \frac{2(x_{ref} - x_{est})}{|x_{ref}| + |x_{est}|} \quad (5.29)$$

L'erreur relative durant ce cycle de marche est de 18.8 % pour la cheville, -33.0% pour le genou et -38.4% pour la hanche. Par contre, si l'erreur relative est calculée sur la plage de contact au sol, soit avant 0.78s, elle devient -4.8%, -6.7% et -26.3% pour la cheville, le genou et la hanche respectivement.

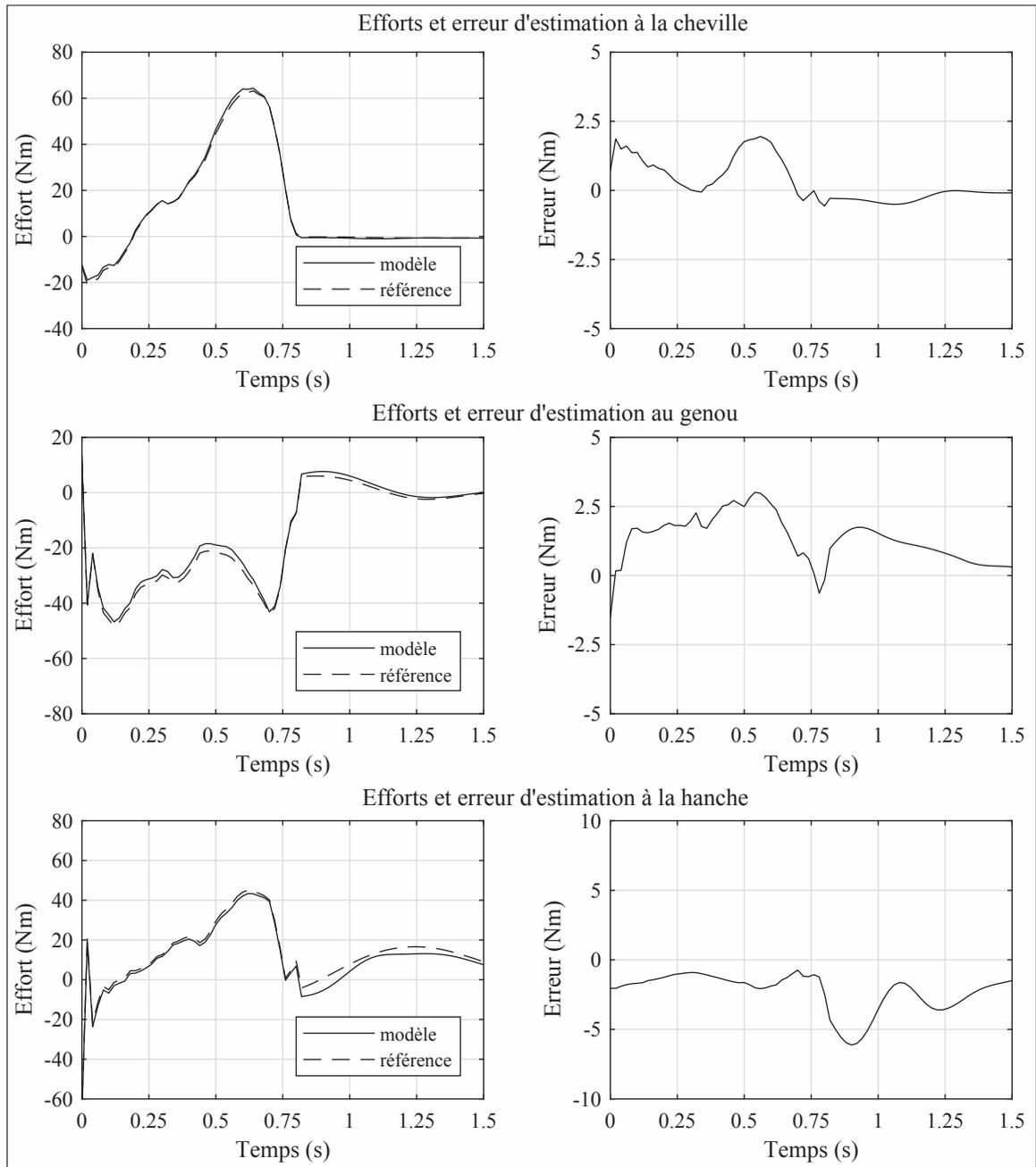


Figure 5.2 Comparaison des résultats entre la mesure des efforts aux articulations à l'aide d'un système optoélectronique et la méthode d'estimation de HRMS-I

Les sources de différences sont multiples. Actuellement, le modèle ne considère pas l'angle d'ouverture du pied et du tibia. L'angle d'ouverture naturel du pied est d'environ 5 à 6° et peut atteindre autour de 22.5° lors de pathologies aux articulations (Chang *et al.*, 2007). Les

référentiels créés par la méthode de (Vaughan *et al.*, 1999), desquels sont tirés les orientations des membres et les moments aux articulations, sont dépendants de la position des marqueurs le long du corps rendant l'alignement entre les systèmes d'axes de la mesure et du modèle difficile. Dans la série de données utilisée, la position de la baguette tibiale - normalement installée à mi-mollet dans la direction distale - avait une position anormale. Des corrections ont été apportées afin de réaligner le référentiel en utilisant la position du centre de la cheville.

La source principale d'erreur est la dérivation des différentes positions et orientations. En pratique, l'approche d'estimation à l'aide du système optoélectronique utilise les accélérations des centres de gravité et les variations d'orientation spatiale des membres pour calculer les moments proximaux et distaux alors que le modèle de cinématique utilise les dérivées des angles aux articulations. Ces différences dans les calculs de vitesses et accélérations ajoutent à l'erreur particulièrement durant la phase aérienne, car les moments aux articulations sont dominés par le déplacement rapide des membres. Finalement, les déplacements du bassin ne sont pas très grands durant la marche et n'ont donc pas d'effet sur l'erreur d'estimation. Ce phénomène valide la possibilité d'utiliser une station inertielle au bassin, car l'erreur potentielle de mesure du mouvement du bassin n'a pas de conséquences désastreuses sur l'estimation.

CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

Un exosquelette pour l'assistance à la marche des personnes d'âge mûr est faisable. Suite au travail effectué durant ce projet, un exosquelette d'environ 13.0 kg peut fournir de 50 % de l'énergie nécessaire à un homme de 117.9 kg pour se déplacer pendant 2 h. Pour ce faire l'exosquelette utilise un bloc-pile de 680 Wh pesant autour de 5 kg et assiste la hanche, le genou et la cheville dans le plan sagittal à l'aide d'un système contenant un moteur à courant continu de 200 RPM/V et une transmission harmonique ayant un ratio de 160 :1. L'exosquelette s'attache au dos, à la cuisse, au tibia et au pied du pilote. L'estimation des efforts durant le déplacement ce fait à l'aide un modèle cinématique 3R par jambe ayant sa base au bassin et qui considère le pied comme effecteur. Les mouvements de la référence sont mesurés par une station inertielle et les forces à l'effecteur sont mesurées à l'aide d'une semelle instrumentée.

La semelle instrumentée proposée dans ce mémoire n'a pas un degré de précision assez élevé. Ce manque de précision est en grande partie dû aux effets de couplage entre les forces et moments. Une géométrie différente ou l'utilisation d'un modèle avec des coefficients pour les diverses combinaisons de forces et moments seraient des pistes de solutions possibles bien que l'espace disponible pour la cellule de force impose sa géométrie. Il serait très intéressant d'expérimenter avec le concept de matériau hybride développé par (Wang *et al.*, 2005) utilisant la perte de réflexion dans un tressé de fibres optiques pour l'estimation des forces normales et de cisaillement. Une autre alternative serait de développer un modèle cinématique analogue à celui de (Racine, 2003) utiliserait le sol comme référence. Il est important de noter que bien que cette approche permettrait de ne pas avoir besoin d'un système précis de mesure des forces d'interface à la semelle, elle ne permet pas de compenser pour des poids additionnels que le pilote pourrait transporter comme des commissions, etc. Cette autre méthode requiert la transition entre plusieurs modèles cinématiques pour les différentes étapes de la marche créant des problèmes de continuité dans la commande en couple aux articulations.

La consommation d'énergie, qui impose la taille du bloc-pile, pourrait être réduite si les systèmes de motorisation pouvaient être décalés vers l'articulation précédente. Ceci aurait comme effet de réduire leur inertie apparente sur l'articulation proximale. Bien que cette réduction d'énergie consommée se ferait principalement pendant la phase aérienne de la marche, où les efforts sont réduits vu que le pied ne subit pas de force de contact, elle pourrait permettre une légère réduction de l'énergie nécessaire. L'amplification de la cheville est un autre paramètre à reconsidérer vu la complexité de la géométrie de cette articulation.

Les chutes et la perte d'équilibre sont une des causes principales d'accidents chez la population visée. Malgré cela, aucune stratégie de stabilisation de l'équilibre n'a été étudiée durant le projet. Il serait intéressant de considérer l'alimentation de degrés de liberté supplémentaire dans le plan frontal afin de permettre le contrôle de l'équilibre latéral.

Finalement, le concept mécanique complet est à revoir. Effectivement, l'exosquelette HRMS-I est un concept préliminaire et son design s'apparente à un prototype. Une étude plus approfondie de l'interface pilote-exosquelette, que ce soit à la ceinture, aux membres ou à la chaussure, est nécessaire. Il serait important de dimensionner les composantes reliant les articulations de manière à répondre aux besoins de tailles spécifiques au lieu de la solution universelle développée ici.

ANNEXE I

DÉFINITION DES REQUIS

1. Dimensions anthropométriques

Tableau-A I-1 Tableau des dimensions du 5^{ième} et 95^{ième} percentiles, masculin et féminin, américains et de la tranche d'âge 70-79 ans
Tirées de McDowell *et al.* (2008, p. 37, 38, 43 et 44) et Fryar *et al.* (2012, p. 7, 9, 13, 15, 18, 19, 23, 24, 26, 27, 29, 30, 38 et 39)

Variable	Unités	5 ^{ième} perc. féminin	95 ^{ième} perc. féminin	5 ^{ième} perc. masculin	95 ^{ième} perc. masculin
Groupe d'âge	années	70-79	70-79	70-79	70-79
Poids	kg	49.9	109.2	62.6	117.9
Taille	cm	148.2	169.8	161.7	184.7
BMI	kg/m ²	20.1	42.1	21.4	37.8
Tour de taille	cm	77	125.9	86.2	129.5
Circonférence à mi-bras	cm	24.4	41.2	27	39.9
Longueur du haut du bras	cm	32.3	39.4	35.2	43.1
Longueur du fémur	cm	29.1	39.9	33.7	43.9
Circonférence maximum du mollet	cm	31.1	44.7	32.3	44.2
Circonférence à mi-cuisse	cm	40.2	62	42.7	58.5

2. La marche

Les données présentées dans les tableaux I-2, I-3, I-4, I-5, I-6, I-7, I-8, I-9 et I-10 ainsi que les figures I-1, I-2 et I-3 sont basées sur les données présentées dans (Harman *et al.*, 2000a,b; Nadeau *et al.*, 2003) et redimensionnées pour un 95^{ième} masculin américain de la tranche d'âge 70-79 ans pesant 117.9 kg.

Tableau-A I-2 Tableau résumé des paramètres de puissance (W) et couple (Nm) à la cheville dans le plan sagittal durant un cycle de marche pour un 95^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg)

Données sources	Puissance				Couple		
	moy.	RMS	max.	min.	moy.	max.	min.
1.15 m/s	8.7	48.8	346.1	-115.7	61.4	244.1	-10.7
1.33 m/s	14.5	46.1	375.1	-97.2	58.1	247.2	-16.9
1.5 m/s	16.5	45.9	361.4	-96.4	58.2	257.9	-16.9
6 kg	9.9	47.6	341.5	-130.9	44.8	195.8	-15.7
20 kg	9.3	46.2	332.1	-124.3	43.7	184.5	-11.0
33 kg	11.1	38.3	295.7	-109.6	37.3	164.8	-12.9
40 kg	10.2	39.5	292.2	-132.4	39.8	166.0	-9.1
Nadeau et al.	7.5	37.6	290.0	-88.8	35.0	165.1	-28.3

Tableau-A I-3 Tableau résumé des paramètres de position (°) et vitesse (°/s) angulaire à la cheville dans le plan sagittal durant un cycle de marche pour un 95^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg)

Données sources	Position			Vitesse		
	moy.	max.	min.	moy.	max.	min.
1.15 m/s	0.8	15.0	-11.0	0.8	203.1	-105.5
1.33 m/s	0.5	16.5	-11.3	0.9	218.5	-126.1
1.5 m/s	0.5	16.5	-11.0	0.8	241.1	-133.9
6 kg	1.3	16.0	-11.5	0.2	206.6	-99.2
20 kg	0.7	15.0	-12.0	0.4	223.1	-99.2
33 kg	0.4	17.0	-11.5	0.8	214.9	-115.7
40 kg	0.8	18.0	-11.0	0.3	223.1	-132.2
Nadeau et al.	-0.9	13.8	-14.0	3.0	218.6	-103.5

Tableau-A I-4 Tableau résumé des paramètres d'énergie (J) consommée par la cheville dans le plan sagittal durant un cycle de marche pour un 95^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg)

Données sources	Énergie (régénération)	Énergie (normale)
1.15 m/s	11.1	62.5
1.33 m/s	17.2	54.8
1.5 m/s	18.4	51.4
6 kg	12.0	57.6
20 kg	11.2	55.4
33 kg	13.4	46.3
40 kg	12.1	46.6
Nadeau et al.	8.6	43.1

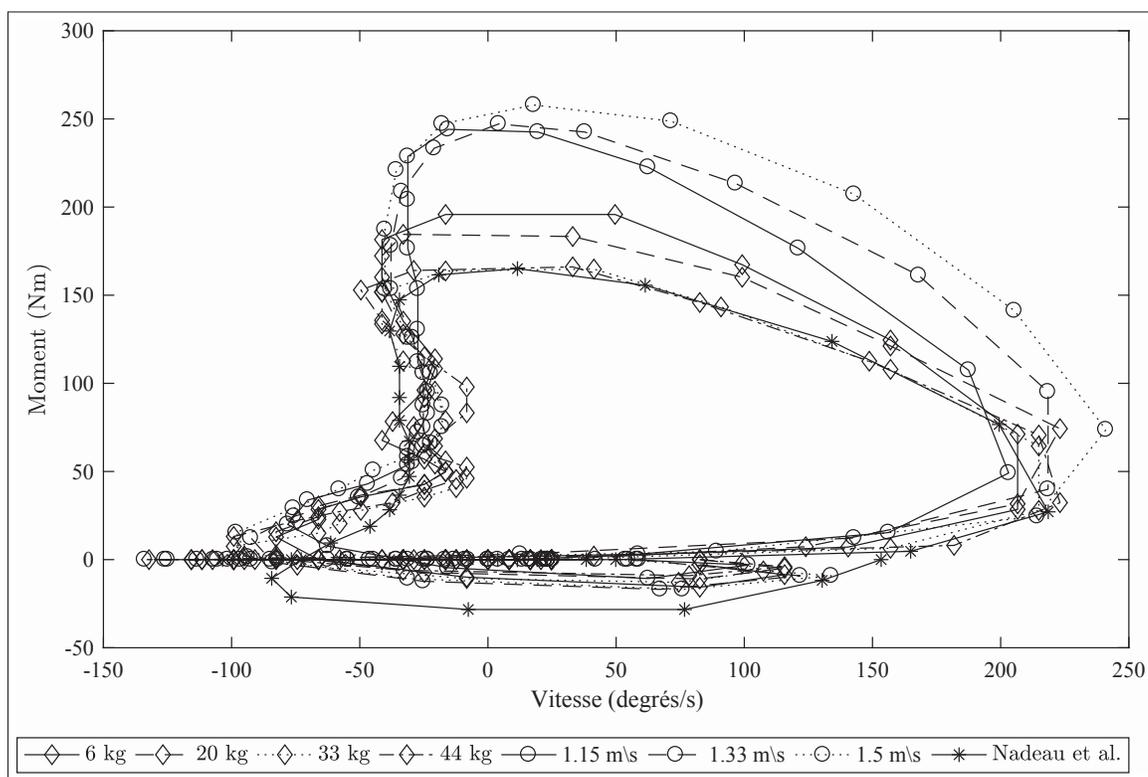


Figure-A I-1 Courbe d'utilisation vitesse-moment dans le plan sagittal à la cheville durant un cycle de marche pour un 95^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg)

Tableau-A I-5 Tableau résumé des paramètres de puissance (W) et couple (Nm) au genou dans le plan sagittal durant un cycle de marche pour un 95^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg)

Données sources	Puissance				Couple		
	moy.	RMS	max.	min.	moy.	max.	min.
1.15 m/s	-9.2	33.5	58.4	-163.1	-4.2	50.7	-92.1
1.33 m/s	-11.7	37.2	86.3	-183.1	-12.3	43.0	-119.7
1.5 m/s	-15.4	42.8	91.4	-214.2	-15.5	39.9	-135.1
6 kg	-11.8	33.6	56.7	-147.9	-4.7	35.3	-79.8
20 kg	-8.7	31.2	64.5	-133.9	-3.3	52.2	-92.1
33 kg	-8.5	35.4	89.2	-165.1	-15.3	41.4	-138.2
40 kg	-11.9	41.1	100.8	-220.4	-18.8	46.1	-158.1
Nadeau et al.	-14.0	25.2	52.1	-90.9	-3.7	28.3	-53.1

Tableau-A I-6 Tableau résumé des paramètres de position (°) et vitesse (°/s) angulaire au genou dans le plan sagittal durant un cycle de marche pour un 95^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg)

Données sources	Position			Vitesse		
	moy.	max.	min.	moy.	max.	min.
1.15 m/s	25.0	67.0	4.0	2.3	312.5	-328.1
1.33 m/s	25.6	67.0	4.0	2.5	344.5	-336.1
1.5 m/s	26.4	67.0	3.5	3.0	375.0	-366.1
6 kg	25.6	68.0	3.5	1.2	330.6	-347.1
20 kg	24.9	66.0	3.5	1.6	350.0	-350.0
33 kg	24.6	65.5	2.0	2.2	338.8	-347.1
40 kg	26.2	65.5	3.5	2.1	347.5	-347.5
Nadeau et al.	22.7	66.3	-1.0	0.4	276.1	-322.1

Tableau-A I-7 Tableau résumé des paramètres d'énergie (J) consommée par le genou dans le plan sagittal durant un cycle de marche pour un 95^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg)

Données sources	Énergie (régénération)	Énergie (normale)
1.15 m/s	-11.8	42.9
1.33 m/s	-13.9	44.3
1.5 m/s	-17.3	48.0
6 kg	-14.3	40.7
20 kg	-10.5	37.5
33 kg	-10.3	42.8
40 kg	-14.1	48.5
Nadeau et al.	-16.0	28.8

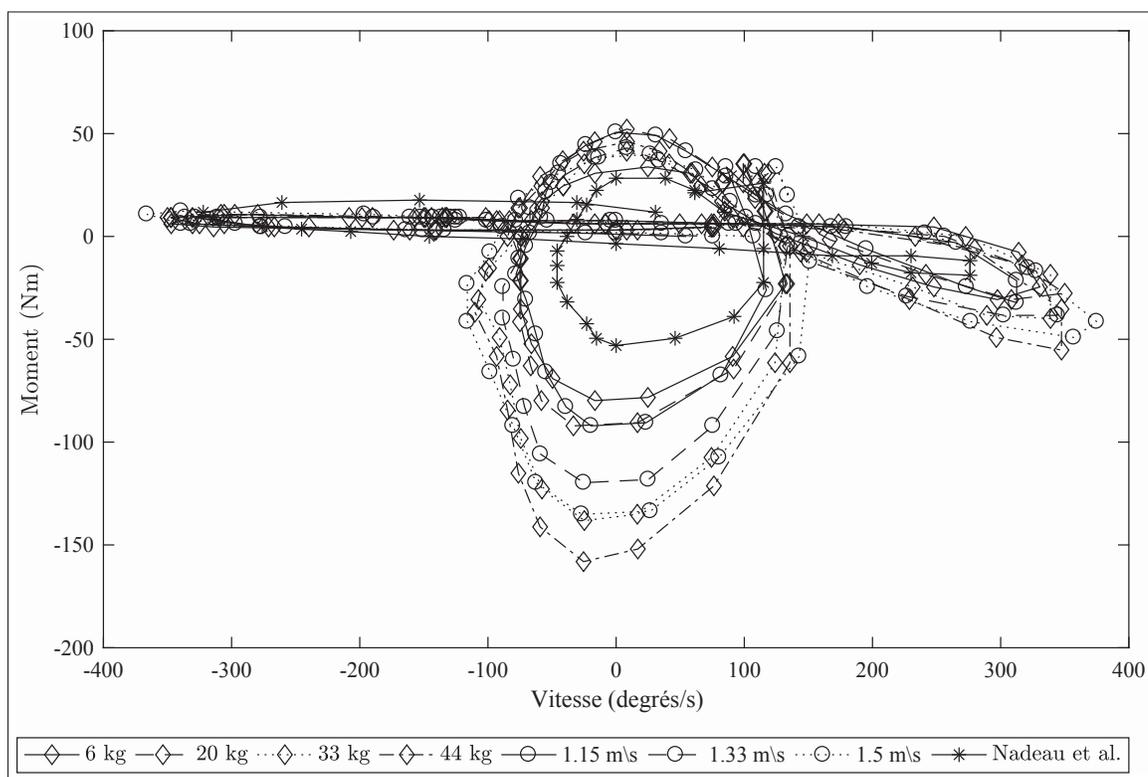


Figure-A I-2 Courbe d'utilisation vitesse-moment dans le plan sagittal au genou durant un cycle de marche pour un 95^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg).

Tableau-A I-8 Tableau résumé des paramètres de puissance (W) et couple (Nm) à la hanche dans le plan sagittal durant un cycle de marche pour un 95^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg)

Données sources	Puissance				Couple		
	moy.	RMS	max.	min.	moy.	max.	min.
1.15 m/s	6.4	30.0	79.5	-68.9	6.0	89.0	-92.1
1.33 m/s	-2.3	40.3	97.7	-107.2	13.7	122.8	-102.9
1.5 m/s	0.3	50.6	134.2	-138.4	13.9	136.6	-118.2
6 kg	-	-	-	-	5.7	89.0	-96.7
20 kg	-	-	-	-	7.7	99.8	-99.8
33 kg	-	-	-	-	19.7	135.1	-104.4
40 kg	-	-	-	-	20.2	144.3	-119.7
Nadeau et al.	15.9	33.1	118.0	-49.7	7.2	84.3	-64.8

Tableau-A I-9 Tableau résumé des paramètres de position (°) et vitesse (°/s) angulaire à la hanche dans le plan sagittal durant un cycle de marche pour un 95^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg)

Données sources	Position			Vitesse		
	moy.	max.	min.	moy.	max.	min.
1.15 m/s	17.2	39.0	-9.8	0.5	171.9	-97.7
1.33 m/s	17.3	40.0	-11.0	0.1	184.9	-113.4
1.5 m/s	17.9	40.8	-11.8	0.0	196.4	-133.9
Nadeau et al.	9.9	29.5	-16.5	-2.7	172.5	-92.0

Tableau-A I-10 Tableau résumé des paramètres d'énergie (J) consommée par la hanche dans le plan sagittal durant un cycle de marche pour un 95^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg)

Données sources	Énergie (régénération)	Énergie (normale)
1.15 m/s	8.2	38.4
1.33 m/s	-2.7	47.9
1.5 m/s	0.3	56.7
Nadeau et al.	18.2	37.9

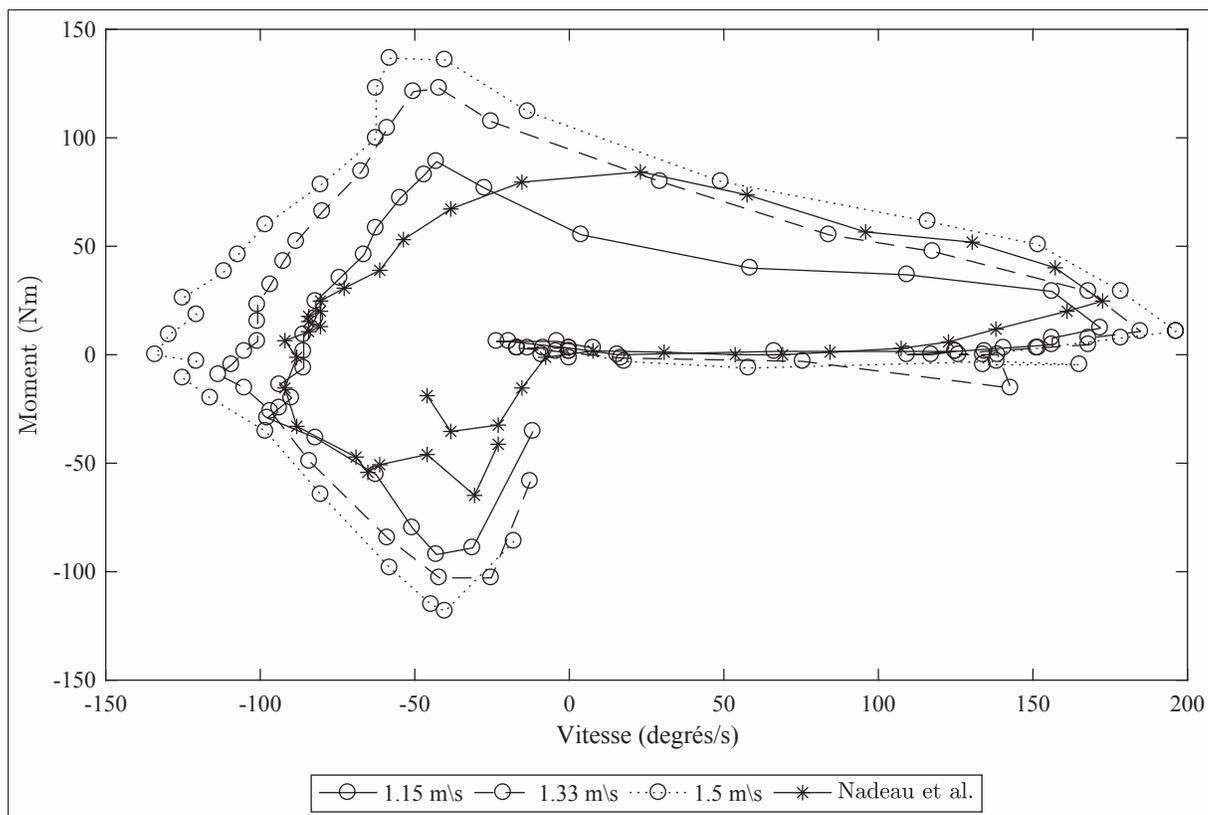


Figure-A I-3 Courbe d'utilisation vitesse-moment dans le plan sagittal au genou durant un cycle de marche pour un 95^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg)

3. Escaliers

Les données présentées dans les tableaux I-11, I-12, I-13, I-14 et I-15 ainsi que la figure I-4 sont basées sur les données présentées dans (Duncan *et al.*, 1997; Nadeau *et al.*, 2003) et redimensionnées pour un 95^{ième} masculin américain de la tranche d'âge 70-79 ans et pesant 117.9 kg.

Tableau-A I-11 Tableau résumé des paramètres de puissance (W) et couple (Nm) dans le plan sagittal durant une ascension d'escalier pour un 95^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg)

Données sources	Puissance				Couple		
	moy.	RMS	max.	min.	moy.	max.	min.
Cheville Nadeau et al.	42.0	48.6	323.5	-44.5	47.1	133.2	47.1
Genou Nadeau et al.	50.6	65.4	256.6	-53.9	-16.2	24.8	-114.4
Hanche Nadeau et al.	27.1	30.5	100.6	-21.6	-3.9	21.2	-49.5
Cheville Duncan et al.	28.8	35.5	344.3	-20.0	-	-	-
Genou Duncan et al.	18.1	42.6	176.9	-80.2	-	-	-
Hanche Duncan et al.	37.6	52.7	176.9	-70.7	-	-	-

Tableau-A I-12 Tableau résumé des paramètres de position (°) et vitesse (°/s) angulaire dans le plan sagittal durant une ascension d'escalier pour un 95^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg)

Données sources	Position			Vitesse		
	moy.	max.	min.	moy.	max.	min.
Cheville Nadeau et al.	-16.7	8.5	-29.5	3.0	192.1	-205.2
Genou Nadeau et al.	48.4	91.5	11.5	-6.8	427.9	-209.6
Hanche Nadeau et al.	31.5	60.0	5.0	-1.3	192.1	-122.3

Tableau-A I-13 Tableau résumé des paramètres d'énergie (J) consommée par la hanche dans le plan sagittal durant une ascension d'escalier pour un 95^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg)

Articulation	Énergie (régénération)	Énergie (sans régénération)
Cheville	54.8	63.4
Genou	66.0	85.3
Hanche	35.3	39.8

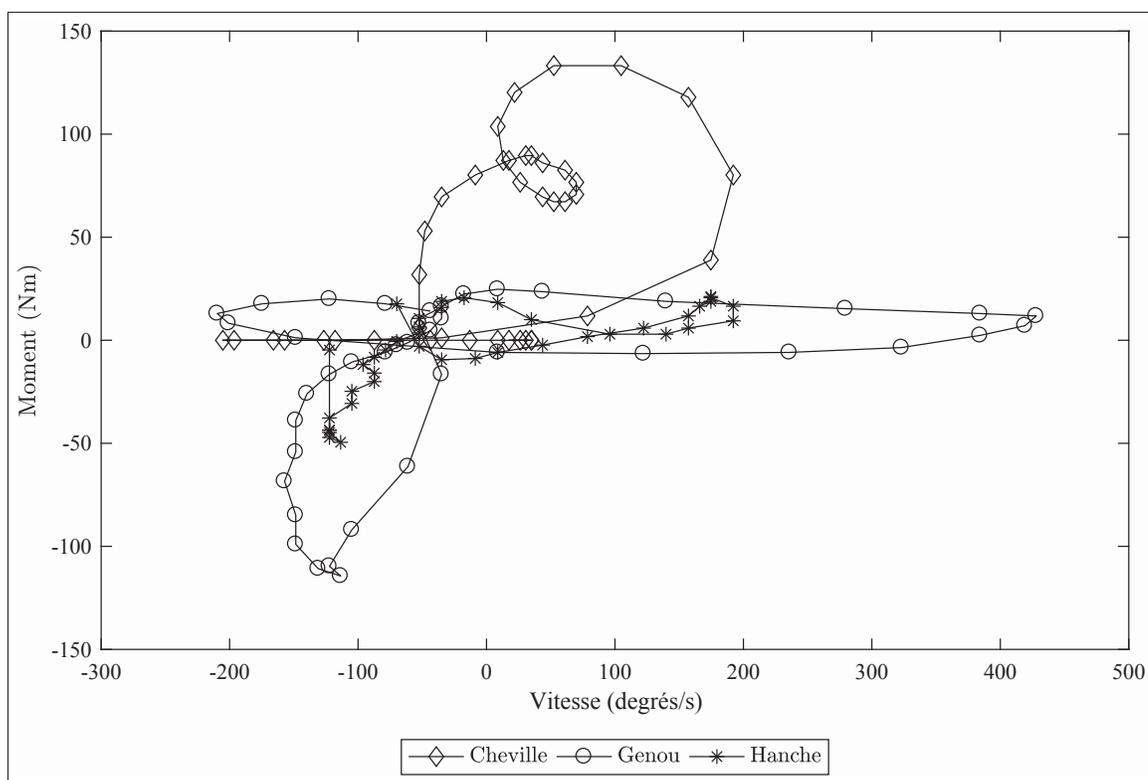


Figure-A I-4 Courbe d'utilisation vitesse-moment dans le plan sagittal à la cheville, au genou et à la hanche durant un cycle d'acension d'escaliers pour un 95^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg)

Tableau-A I-14 Tableau résumé des paramètres de puissance (W) dans le plan sagittal durant une descente d'escalier pour un 95^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg)

Articulation	Puissance			
	moyenne	RMS	maximum	minimum
Cheville	-2.4	67.4	239.3	-280.6
Genou	-49.1	63.4	44.8	-232.3
Hanche	4.4	26.6	70.7	-56.6

Tableau-A I-15 Tableau résumé des paramètres d'énergie (J) consommée par la hanche dans le plan sagittal durant une descente d'escalier pour un 95^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg)

Données sources	Énergie (régénération)
Cheville	1.2
Genou	-76.6
Hanche	5.9

4. Transition assis-debout

Les données présentées dans les tableaux I-16, I-17 et I-18 ainsi que la figure I-5 sont basées sur les données présentées dans (Wretenberg & Arborelius, 1994) et redimensionnées pour un 95^{ième} masculin américain de la tranche d'âge 70-79 ans et pesant 117.9 kg.

Tableau-A I-16 Tableau résumé des paramètres de puissance (W) et couple (Nm) dans le plan sagittal durant une transition assis-debout pour un 95^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg)

Données sources	Puissance				Couple		
	moy.	RMS	max.	min.	moy.	max.	min.
Genou	47.1	47.1	117.7	0.0	-59.0	0.0	-121.2
Hanche	11.5	22.6	52.6	-44.3	-18.7	18.3	-56.5

Tableau-A I-17 Tableau résumé des paramètres de position ($^{\circ}$) et vitesse ($^{\circ}/s$) angulaire dans le plan sagittal durant une transition assis-debout pour un 95^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg)

Données sources	Position			Vitesse		
	moy.	max.	min.	moy.	max.	min.
Genou	48.6	91.0	0.0	-49.6	-10.0	-95.0
Hanche	51.0	97.5	0.0	-37.2	80.0	-105.0

Tableau-A I-18 Tableau résumé des paramètres d'énergie (J) consommée par la hanche dans le plan sagittal durant une transition assis-debout pour un 95^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg)

Articulation	Énergie (régénération)	Énergie (normale)
Genou	80.0	80.0
Hanche	19.6	38.4

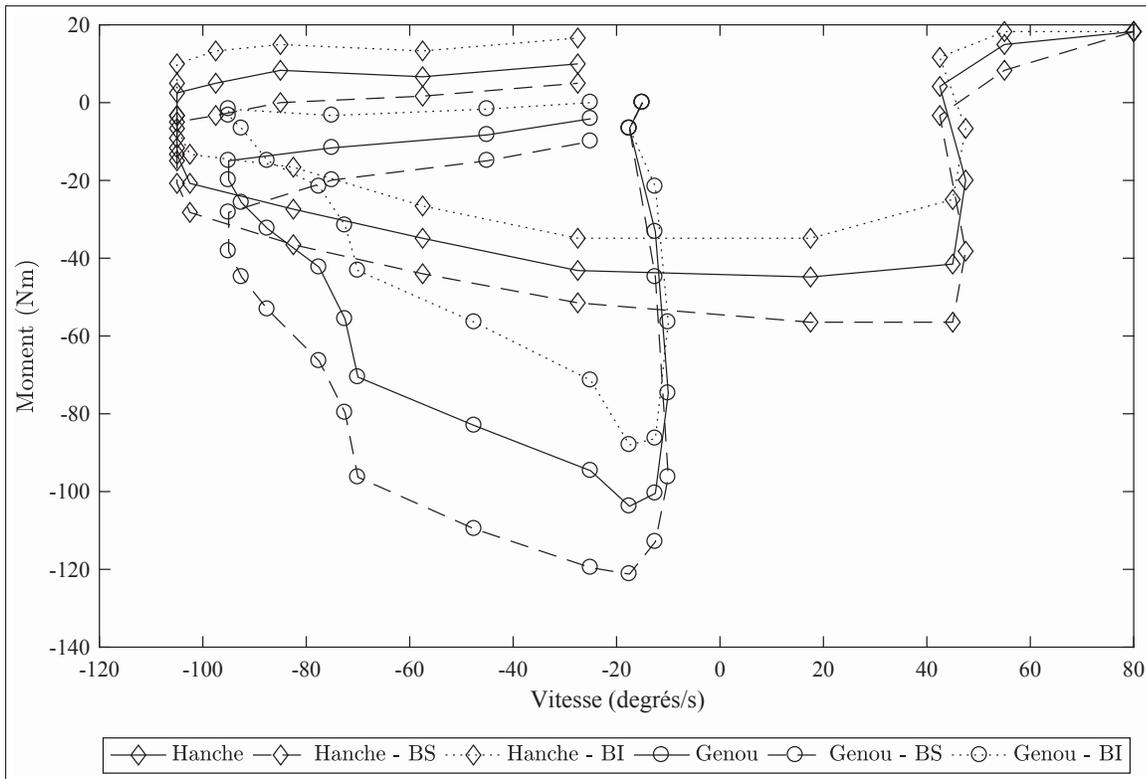


Figure-A I-5 Courbe d'utilisation vitesse-moment dans le plan sagittal au genou et à la hanche durant une transition assis-debout pour un 95^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg). BI : borne inférieure / BS : borne supérieure

5. Plan frontal

Les données présentées dans les tableaux I-19 à I-27 ainsi que les figures I-5 à I-9 sont basées sur les données présentées dans (Nadeau *et al.*, 2003) et redimensionnées pour un 95^{ième} masculin américain de la tranche d'âge 70-79 ans et pesant 117.9 kg.

5.1 Cheville

Tableau-A I-19 Tableau résumé des paramètres de puissance (W) et couple (Nm) à la cheville dans le plan frontal durant un cycle d'ascension d'escalier et de marche pour un 95^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg)

Données sources	Puissance				Couple		
	moy.	RMS	max.	min.	moy.	max.	min.
Marche	0.1	0.8	2.9	-4.5	-1.6	1.5	-6.8
Ascension d'escaliers	0.2	0.5	5.9	-1.6	-0.4	0.9	-3.5

Tableau-A I-20 Tableau résumé des paramètres de position (°) et vitesse (°/s) angulaire à la cheville dans le plan frontal durant un cycle d'ascension d'escalier et de marche pour un 95^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg)

Données sources	Position			Vitesse		
	moy.	max.	min.	moy.	max.	min.
Marche	-0.6	10.0	-8.5	-1.1	111.2	-80.5
Ascension d'escaliers	-4.8	11.8	-13.5	-1.8	122.3	-131.0

Tableau-A I-21 Tableau résumé des paramètres d'énergie (J) consommée à la cheville dans le plan frontal durant un cycle d'ascension d'escalier et de marche pour un 95^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg)

Données sources	Énergie (régénération)	Énergie (normale)
Marche	0.1	0.9
Ascension d'escaliers	0.3	0.6

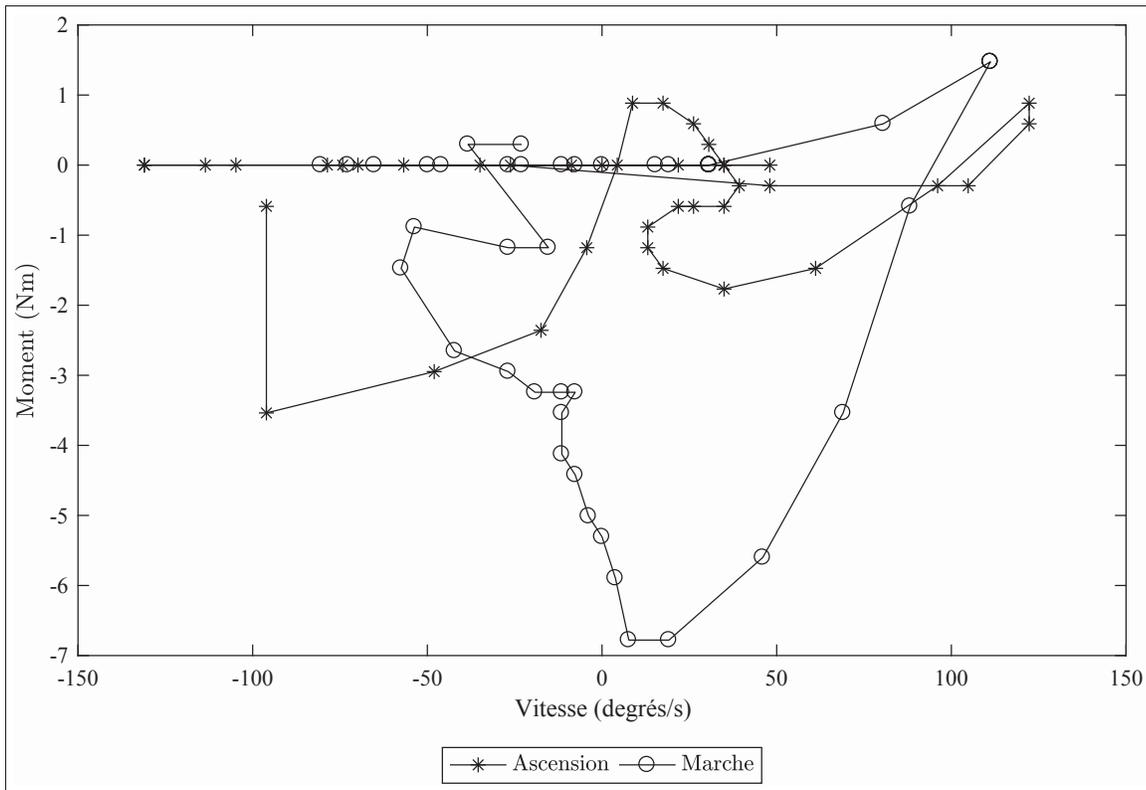


Figure-A I-6 Courbe d'utilisation vitesse-moment dans le plan frontal à la cheville durant l'ascension d'escalier et la marche pour un 95^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg)

5.2 Genou

Tableau-A I-22 Tableau résumé des paramètres de puissance (W) et couple (Nm) au genou dans le plan frontal durant un cycle d'ascension d'escalier et de marche pour un 95^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg)

Données sources	Puissance				Couple		
	moy.	RMS	max.	min.	moy.	max.	min.
Marche	1.2	2.5	13.9	-9.2	20.6	70.7	-3.5
Ascension d'escaliers	9.2	10.0	59.8	-3.1	25.1	89.6	-7.7

Tableau-A I-23 Tableau résumé des paramètres de position ($^{\circ}$) et vitesse ($^{\circ}/s$) angulaire au genou dans le plan frontal durant un cycle d'ascension d'escalier et de marche pour un 95^{ème} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg)

Données sources	Position			Vitesse		
	moy.	max.	min.	moy.	max.	min.
Marche	0.6	4.3	-1.8	0.0	30.7	-46.0
Ascension d'escaliers	-2.6	2.0	-9.0	0.2	39.3	-39.3

Tableau-A I-24 Tableau résumé des paramètres d'énergie (J) consommée au genou dans le plan frontal durant un cycle d'ascension d'escalier et de marche pour un 95^{ème} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg)

Données sources	Énergie (régénération)	Énergie (normale)
Marche	1.4	2.8
Ascension d'escaliers	12.0	13.1

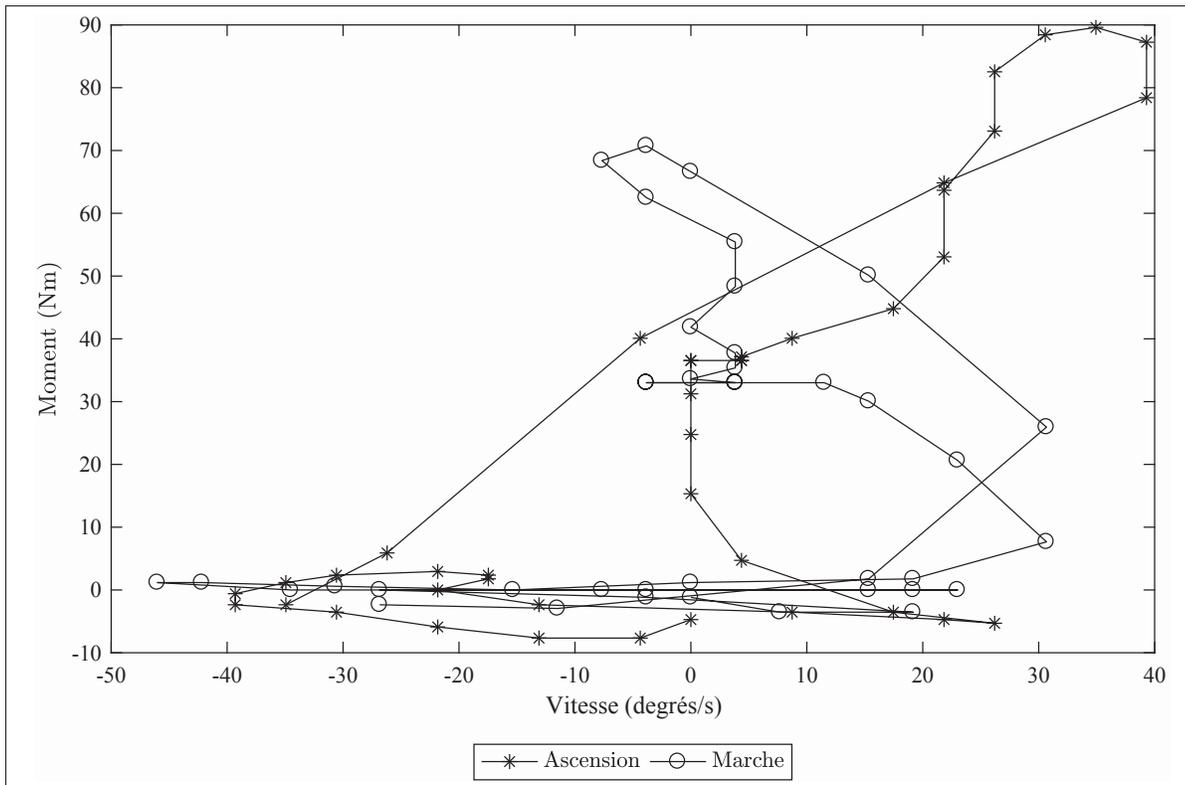


Figure-A I-7 Courbe d'utilisation vitesse-moment dans le plan frontal au genou durant l'ascension d'escalier et la marche pour un 95^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg)

5.3 Hanche

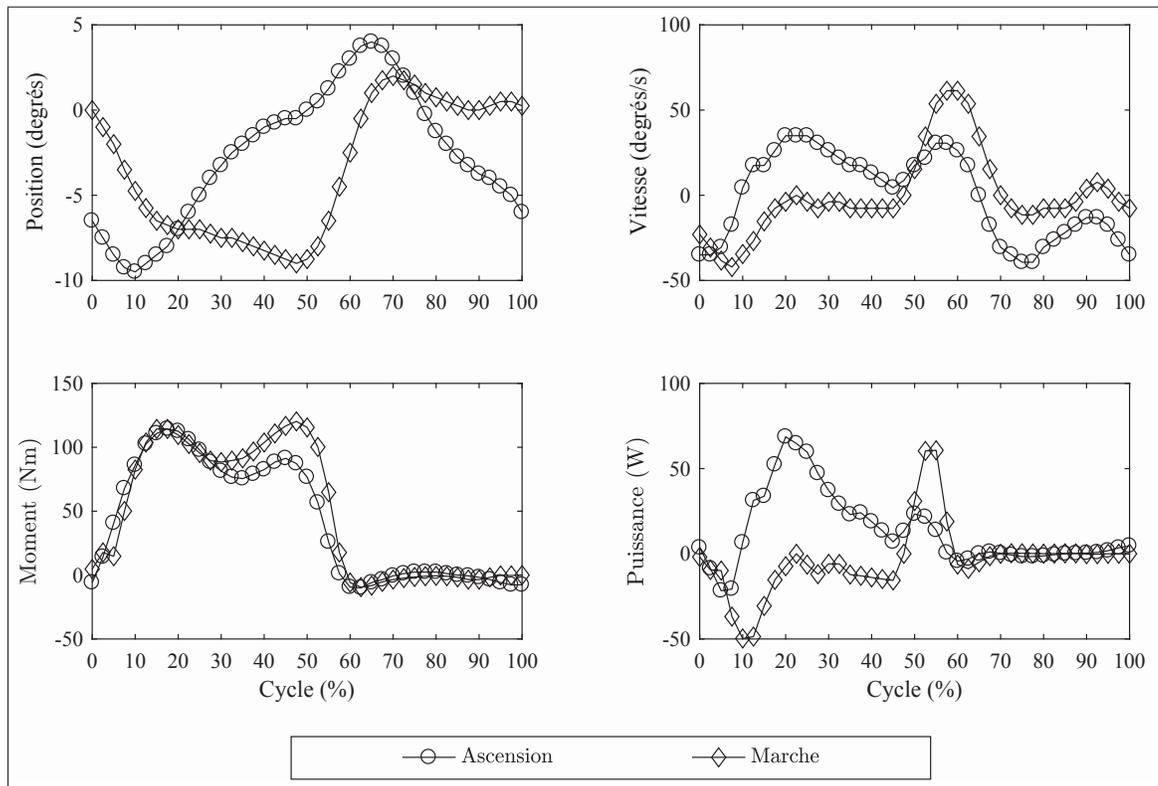


Figure-A I-8 À partir du coin supérieur gauche dans le sens des aiguilles d'une montre : position, vitesse, puissance et moment à la hanche dans le plan frontal durant un cycle d'ascension d'escalier et de marche pour un 95^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg)

Tableau-A I-25 Tableau résumé des paramètres de puissance (W) et couple (Nm) à la hanche dans le plan frontal durant un cycle d'ascension d'escalier et de marche pour un 95^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg)

Données sources	Puissance				Couple		
	moy.	RMS	max.	min.	moy.	max.	min.
Marche	-3.9	12.3	60.8	-49.7	47.9	120.3	-9.4
Ascension d'escaliers	13.2	16.3	68.7	-21.7	41.7	114.4	-10.0

Tableau-A I-26 Tableau résumé des paramètres de position ($^{\circ}$) et vitesse ($^{\circ}/s$) angulaire à la hanche dans le plan frontal durant un cycle d'ascension d'escalier et de marche pour un 95^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg)

Données sources	Position			Vitesse		
	moy.	max.	min.	moy.	max.	min.
Marche	-3.5	2.0	-9.0	-0.1	61.3	-42.2
Ascension d'escaliers	-2.7	4.0	-9.5	-0.4	34.9	-39.3

Tableau-A I-27 Tableau résumé des paramètres d'énergie (J) consommée à la hanche dans le plan frontal durant un cycle d'ascension d'escalier et de marche pour un 95^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg)

Données sources	Énergie (régénération)	Énergie (normale)
Marche	-4.4	14.1
Ascension d'escaliers	17.2	21.3

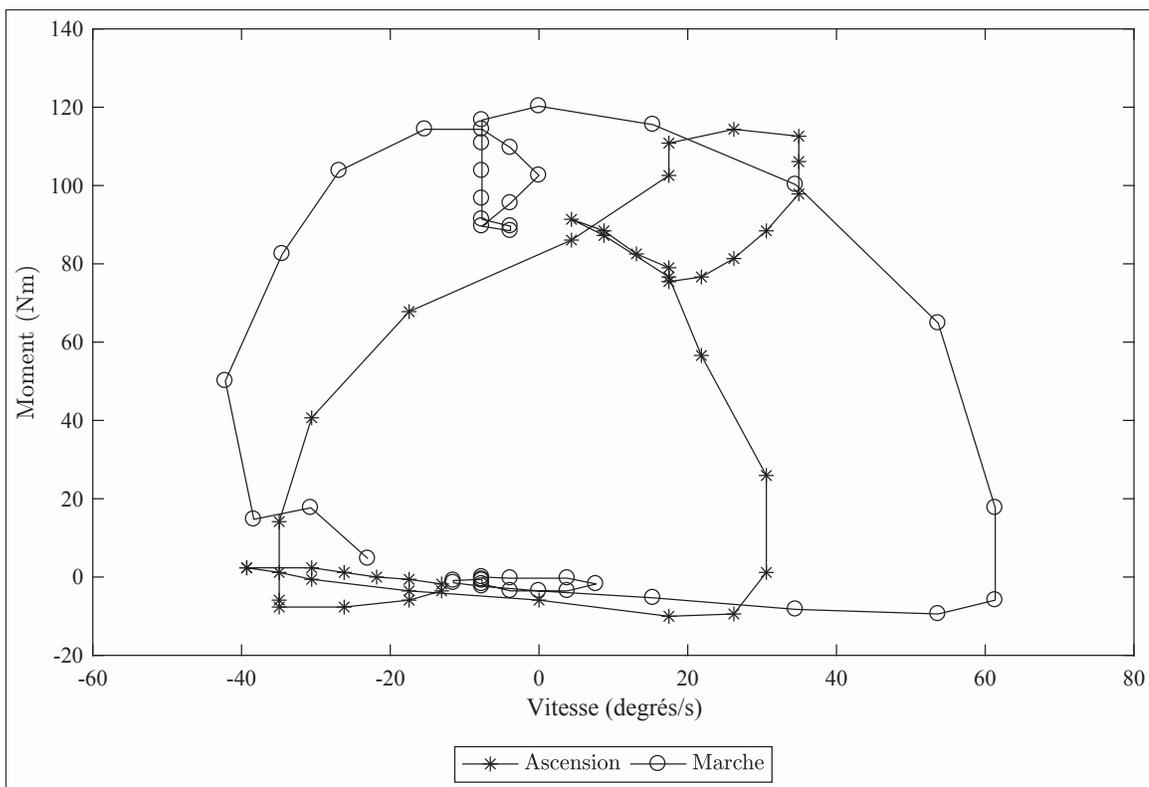


Figure-A I-9 Courbe d'utilisation vitesse-moment dans le plan frontal à la hanche durant l'ascension d'escalier et la marche pour un 95^{ième} percentile masculin dans la tranche d'âge 70-79 ans (117.9 kg)

6. Résumé des paramètres

Les tableaux I-28 et I-29 résument les paramètres utilisés dans la conception de l'exosquelette HRMS-I.

Tableau-A I-28 Tableau résumé des paramètres de conception dans le plan sagittal
(tout type de mouvement confondu, sauf où préciser)

Paramètre	Unités	Cheville	Genou	Hanche
Puissance moyenne	W	42.0	50.6	37.6
Puissance RMS	W	48.6	65.4	52.7
Puissance maximum	W	375.1	256.6	176.9
Puissance minimum	W	-132.4	-220.4	-138.4
Couple moyen	Nm	58.1	-3.7	13.7
Couple maximum	Nm	247.2	52.2	122.8
Couple minimum	Nm	47.1	-158.1	-49.5
Position moyenne	°	1.3	48.6	51.0
Position maximum	°	18.0	91.5	97.5
Position minimum	°	-29.5	-1.0	-16.5
Vitesse moyenne	°/s	3.0	3.0	0.5
Vitesse maximum	°/s	241.1	427.9	196.4
Vitesse minimum	°/s	-205.2	-366.1	-133.9
Énergie récupération marche	J	17.2	-13.9	18.2
Énergie sans-récup. marche	J	57.6	44.3	47.9
Énergie récupération escalier	J	54.8	66.0	35.3
Énergie sans-récup. escalier	J	63.4	85.3	39.8
Énergie récupération transition assis-debout	J	-	80.0	19.6
Énergie sans-récup. transition assis-debout	J	-	80.0	38.4

Tableau-A I-29 Tableau résumé des paramètres de conception dans le plan frontal
(tout type de mouvement confondu, sauf où préciser)

Paramètre	Unités	Cheville	Genou	Hanche
Puissance moyenne	W	0.2	9.2	13.2
Puissance RMS	W	0.8	10.0	16.3
Puissance maximum	W	5.9	59.8	68.7
Puissance minimum	W	-4.5	-9.2	-49.7
Couple moyenne	Nm	-0.4	25.1	47.9
Couple maximum	Nm	1.5	89.6	120.3
Couple minimum	Nm	-6.8	-7.7	-10.0
Position moyenne	°	-0.6	0.6	-2.7
Position maximum	°	11.8	4.3	4.0
Position minimum	°	-13.5	-9.0	-9.5
Vitesse moyenne	°/s	-1.1	0.2	-0.1
Vitesse maximum	°/s	122.3	39.3	61.3
Vitesse minimum	°/s	-131.0	-46.0	-42.2
Énergie récupération marche	J	0.3	12.0	17.2
Énergie sans-récup. marche	J	0.9	13.1	21.3

ANNEXE II

DÉVELOPPEMENT D'UNE TRANSMISSION À PALAN

La solution proposée ici est un concept novateur basé sur un système de palan développé spécialement pour l'exosquelette HRMS-I. Éventuellement, cette transmission n'est pas retenue car jugée trop encombrante et ayant une rigidité apparante trop faible.

L'amplification du couple moteur se fait en trois étapes. Premièrement, la sortie moteur est reliée à un train d'engrenages ayant un ratio de 1:3. Le train d'engrenages est utilisé à la sortie du moteur, car le couple à transmettre est faible, réduisant le poids du train. Ensuite, une poulie actionne un câble relié à un palan à six brins, offrant un ratio de 1:6. Le charriot du palan est relié à l'articulation à l'aide d'un câble de grosse section actionnant l'articulation à travers une poulie. Le ratio entre la poulie d'action du palan et la poulie de l'articulation offre un dernier ratio de 1:6 pour un ratio final de 1:108, ce qui répond aux besoins de l'application. L'application du couple aux articulations étant autant positive que négative, le système comporte effectivement deux mécanismes opposés. Le poids total des pièces est comparable à celui d'un mécanisme utilisant une transmission harmonique, à environ 300 g pour la transmission et son coût est faible vu le peu de pièces de précision. Avec une sélection des moteurs adaptée, il est possible d'utiliser le même concept de transmission pour les articulations de la hanche, du genou et de la cheville avec une simple adaptation du débattement total pour accommoder les différentes amplitudes de mouvement.

Le principal désavantage est l'encombrement le long de la jambe. À cause du débattement requis au niveau du palan, la longueur totale du système approche les 25 cm. Par contre l'épaisseur du système est très faible par rapport à d'autres solutions existantes. Un autre désavantage survient de la nécessité d'appliquer une tension sur les câbles ce qui a pour effet d'alourdir le système.

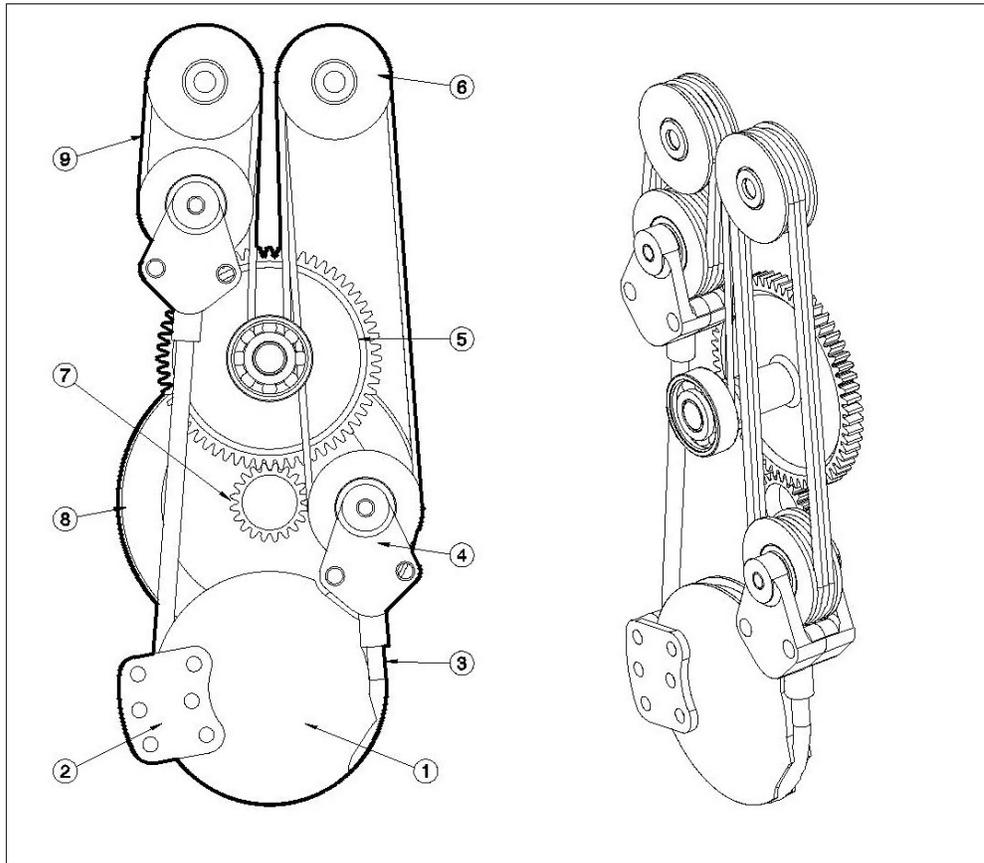


Figure-A II-1 Vue d'ensemble du mécanisme

Le mécanisme comporte plusieurs sous-systèmes comme présentés à la figure A II-1. La poulie principale (1) fournit le couple à l'articulation. Elle reçoit la force d'action à travers le câble principal (3) et la fixation de câble (2). Le câble principal (3) est relié au chariot du palan (4). La force étant démultipliée à ce stade, le câble du palan (9), un fil d'acier inoxydable continu, a une section plus petite que le câble principal (3). Le câble du palan (9) est entraîné par la poulie d'entrée (5). La poulie d'entrée (5) reçoit le couple de moteur C.C. (8) à travers le pinion (7).

1. Calcul des forces et dimensionnement

Une fois le concept défini clairement, il est essentiel de dimensionner grossièrement les composantes principales du système afin d'avoir une idée de leur encombrement respectif et comprendre comment les imbriquer de façon optimale. Cette section couvre dans un premier temps les calculs nécessaires à ce dimensionnement pour ensuite l'appliquer au genou.

1.1 Mise en équation

En supposant que le moteur C.C. est capable de fournir la force et la vitesse nécessaires à l'articulation en tout temps, et en connaissant l'amplitude de mouvement et le couple maximum durant l'effort, il est possible de poser l'équation qui définit la tension dans le câble :

$$F_s = \frac{T_s}{r_s} \quad (\text{A II-1})$$

et l'équation qui définit le déplacement total d'un charriot du palan :

$$x_p = ROM r_s \quad (\text{A II-2})$$

où F_s est la force dans le câble principal en N, T_s est le couple à l'articulation en Nm, r_s est le rayon de la poulie principale en m, ROM est le déplacement total de l'articulation en rad et x_p est le déplacement total d'un des charriots du palan en m. Une fois la force connue dans le câble et le nombre de fils dans le palan défini, il est possible de calculer la force de tension dans le fil du palan F_p en N :

$$F_p = \frac{F_s}{n_p} \quad (\text{A II-3})$$

où n_p est le nombre de fils actifs dans le palan. Le couple moteur nécessaire T_{CC} en Nm est calculée en utilisant l'équation (A II-4) :

$$T_{CC} = F_p r_p \frac{N_p}{N_g} \quad (\text{A II-4})$$

où N_p et N_g sont les nombre de dents du pinion et de l'engrenage. Le fil du palan ayant une section circulaire, il est possible de calculer la contrainte qu'il subit :

$$\sigma = \frac{4F_p}{\pi d_{cp}^2} \quad (\text{A II-5})$$

où σ est la contrainte en tension dans le câble du palan en Nmm^{-2} and d_{cp} est le diamètre du câble palan en mm. Connaissant le module de Young du matériau E en Nmm^{-2} , obtenir sa déformation pour la contrainte subite :

$$\varepsilon = \frac{\sigma}{E} \quad (\text{A II-6})$$

Cette déformation permet de calculer l'allongement total du câble du palan Δl_{cp} en m. Le calcul d'allongement du câble nécessite de connaître la longueur au repos du câble palan l_{cp} en m, qui peut être estimé à l'aide du nombre de fils actifs par palan n_p , du rayon des poulies de transfert utilisées dans les palans r_t en m, le déplacement des chariots du palan x_p en m, la distance entre la poulie principale et la poulie de transfert L en m et le nombre d'enroulements à la poulie d'entrée N_e :

$$l_{cp} = 2x_p n_p + 4r_t n_p + 4\pi r_t + 2L + 2\pi N_e r_p \quad (\text{A II-7})$$

$$\Delta l_{cp} = \varepsilon l_{cp} \quad (\text{A II-8})$$

Enfin, cet allongement peut donner une idée de la rigidité du système. Cette rigidité est variable dépendamment de la position du charriot du côté du mécanisme qui subit l'effort. La rigidité la plus basse survient quand le charriot est au maximum de son déplacement total. On estime la déformation avec une simplification des équations (A II-7) et (A II-8) pour ne garder que la longueur de fil du côté qui travaille :

$$\Delta l_{cp} = \varepsilon [x_p n_p + 2r_t n_p + 2\pi r_t + L + 2\pi N_e r_p] \quad (\text{A II-9})$$

Le déplacement du charriot qui correspond à cette élongation du câble du palan, en m, est :

$$\Delta x_p = \frac{\Delta l_{cp}}{n_p} \quad (\text{A II-10})$$

Et l'angle $\Delta\theta$ résultant de ce déplacement, en rad, est :

$$\Delta\theta = \Delta x_p r_s \quad (\text{A II-11})$$

Si on pose le couple qui a produit cet angle sur l'angle en question, on obtient la rigidité apparente du mécanisme en Nmrad^{-1} :

$$K_{mec} = \frac{T_s}{\Delta\theta} \quad (\text{A II-12})$$

Cette rigidité apparente est un paramètre essentiel dans la conception de la transmission car il définit la bande passante des mouvements permis par le système.

1.2 Dimensionnement de la transmission au genou

Il est évidemment possible d'aborder les calculs de dimensionnement de plusieurs façons. La méthode retenue est celle de fixer le diamètre de la poulie de sortie, le ratio de démultiplication de la paire d'engrenages, les couples du moteur et de la sortie et le nombre de fils dans le palan. La variable à calculer est le rayon de la poulie principale du palan et de s'assurer que les paramètres entrés produisent un encombrement raisonnable et un diamètre de fil palan inférieur à 2.25 mm afin de permettre un enroulement aisé autour des différentes poulies du palan. Il est aussi intéressant de noter que le diamètre de la poulie de sortie est géré par la disponibilité d'un câble pouvant épouser le rayon et de subir la force exercée. Le tableau II-1 présente les dimensions importantes.

Tableau-A II-1 Dimensions importantes de l'assemblage de transmission pour le genou

Nom	Variable	Valeur	Unités
Couple moteur	T_{CC}	1.2	Nm
Couple de sortie	T_s	120	Nm
Nombre de dents au pinion	N_p	20	-
Nombre de dents à l'engrenage	N_g	60	-
Rayon de la poulie principale	r_p	5.429	mm
Rayon de la poulie de sortie	r_s	30.1625	mm
Nombre de fils actifs dans le palan	n_p	6	-
Nombre d'enroulements à la poulie d'entrée	N_e	6	-
Force de tension dans le câble	F_s	3978.45 [7956.9]	N
Force de tension dans le fil palan	F_p	663.08 [1326.15]	N
Déplacement angulaire du genou	ROM	160	deg
Déplacement des chariots du palan	x_p	84.23	mm
Contrainte dans le fil palan	σ	205 [410]	MPa
Diamètre du fil palan	d_{cp}	2.03	mm
Rigidité apparente du mécanisme	K_{mec}	90.2	Nm/deg

Bien que le concept à le potentiel de fonctionner, la rigidité apparente du système limitera potentiellement la bande passante du système et le poids total de cette solution la rend difficile à justifier par rapport à une transmission harmonique. Le section 3.1 couvre le choix finale de transmission.

ANNEXE III

ESTIMATION DES PARAMÈTRES

1. Régression linéaire multiple

La section suivante est adaptée de (Bremer, 2012). La relation entre la lecture du pont et la force appliquée peut être estimée à l'aide d'une régression linéaire multiple. Cette relation est définie pour chaque axe à l'aide des données de toutes les analyses par éléments finis. Théoriquement, la relation entre les forces et moments appliqués sur la jauge est la lecture d'un des six ponts est définie comme suit :

$$V_{o,i} = \beta_{i1}F_x + \beta_{i2}F_y + \beta_{i3}F_z + \beta_{i4}M_x + \beta_{i5}M_y + \beta_{i6}M_z + \beta_{i7} + \varepsilon, \quad i = 1, \dots, 6 \quad (\text{A III-1})$$

où $F_{x,y,z}$ et $M_{x,y,z}$ représentent les forces et les moments dans les différents axes, $V_{o,i}$ la lecture de tension du pont mesurée, les termes β_{i1} à β_{i6} les coefficients multiplicatifs des différentes entrées, β_{i7} la tension du pont à chargement nul et ε les résiduels. Advenant que plusieurs mesures soient prises, il est possible d'écrire l'équation sous forme matricielle :

$$V_o = FM\beta + \varepsilon \quad (\text{A III-2})$$

V_o est le vecteur des tensions mesurées, FM est la matrice des forces et moments (et d'un septième terme égal à 1) et β est le vecteur contenant les termes β_{i1} à β_{i7} . La meilleure estimation de la tension dans le pont, soit celle où les résiduels sont nuls, peut s'écrire comme suit :

$$\hat{V}_o = FM\hat{\beta} \quad (\text{A III-3})$$

où la notation avec chapeau indique une estimation. Éventuellement, après plusieurs manipulations, il est possible d'isoler $\hat{\beta}$:

$$\hat{\beta} = (FM'FM)^{-1}FM'V_o \quad (\text{A III-4})$$

Les résiduels entre les résultats réels et estimés se calculent comme suit :

$$\varepsilon = V_o - \hat{V}_o \quad (\text{A III-5})$$

Finalement, la qualité de la régression peut être évaluée à l'aide du coefficient de détermination R^2 :

$$R^2 = \frac{SS_R}{SS_{TO}} \quad (\text{A III-6})$$

$$SS_R = \sum_{i=1}^n (\hat{V}_o - \bar{V}_o)^2 \quad (\text{A III-7})$$

$$SS_{TO} = \sum_{i=1}^n (V_o - \bar{V}_o)^2 \quad (\text{A III-8})$$

où \bar{V}_o est le moyenne des valeurs mesurées.

2. Optimisation par meutes de chats

L'optimisation par meutes de chats (*Cat-Swarm Optimization*) appartient à la famille des optimisations par meutes et est basée sur le déplacement de « chats » représentant une itération du modèle à faire converger. De N chats par génération, une proportion de ces chats vont « chercher », créant des copies avec une petite distribution, et le reste va « chasser », créant des copies avec une plus grande distribution. À chaque nouvelle génération, la meilleure version de chaque chat de la génération précédente est conservée. L'utilisation de cet algorithme pour

la problématique est basée sur (Bahrami *et al.*, 2017). Le modèle à faire converger est le même que celui utilisé avec la régression linéaire :

$$V_{o,i} = \beta_{i1}F_x + \beta_{i2}F_y + \beta_{i3}F_z + \beta_{i4}M_x + \beta_{i5}M_y + \beta_{i6}M_z + \beta_{i7} + \varepsilon, \quad i = 1, \dots, 6 \quad (\text{A III-9})$$

où l'indice i est le numéro de pont. Chaque chat contiendra donc une série de sept coefficients β définis aléatoirement et qui définissent leur «position». À chaque nouvelle génération, une proportion de ces chats va chasser et le reste va chercher. L'attribution des chats chasseurs est faite de manière aléatoire. Les positions des *SMP* copies d'un chat chercheur n sont définies selon la relation suivante :

$$\beta_{n,k} = \beta_n(1 + SRD \cdot SS), \quad k = 1, \dots, SMP \quad (\text{A III-10})$$

où SS est vecteur de valeurs aléatoires entre -1 et 1 de dimensions égales à β et SRD est un coefficient définissant le déplacement. Le résultat est une série de modèles proches du modèle initial. Les positions des *SMP* copies d'un chat chasseur m sont définies grâce à des vitesses aléatoires V_c :

$$V_{c_{m,k}} = V_{c_m} + C \cdot R(\beta_{best} - \beta_m), \quad k = 1, \dots, SMP \quad (\text{A III-11})$$

où C est un gain et R une matrice diagonale de termes aléatoires entre 0 et 1. Ces vitesses sont ajoutées à la position du chat de référence :

$$\beta_{m,k} = \beta_m + V_{c_{m,k}} \quad (\text{A III-12})$$

Pour chaque série de copies, la meilleure position est conservée comme étant la nouvelle position du chat. La meilleure estimation à travers tous les chats est conservée et remplace β_{best} .

La qualité de l'estimation se fait en calculant les résiduels :

$$\varepsilon = V_o - FM\beta \quad (\text{A III-13})$$

Une fois le nombre désiré de générations atteint, la meilleure position des N chats est utilisée comme étant la meilleure solution au problème d'optimisation.

ANNEXE IV

MATRICES D'ESTIMATION DES EFFORTS

Cette Annexe couvre les détails des modèles cinématiques ayant comme le bassin. Les paramètres et mesures, communs aux deux approches, sont présentés au tableau IV-1. Les angles dans les modèles sont définis comme :

- θ_1 : angle de la hanche, nul quand la cuisse est parallèle au corps et positif en extension.
- θ_2 : angle du genou, nul quand le mollet est parallèle à la cuisse et positif en flexion.
- θ_3 : angle de la cheville, nul quand le pied est parallèle au mollet et positif en extension.
- θ_4 : angle de la hanche gauche si nécessaire.
- θ_5 : angle du genou gauche si nécessaire.
- θ_6 : angle de la cheville gauche si nécessaire.

Tableau-A IV-1 Paramètres et mesures utilisés dans les modèles cinématiques.

Note : la longueur l_0 est négative pour la jambe gauche

Nom	Variable	Unités
Longueur de mi-bassin à la hanche	l_0	m
Longueur de la hanche au genou	l_1	m
Longueur du genou à la cheville	l_2	m
Longueur de la cheville à la plante du pied	l_3	m
Longueur de la hanche au CG de la cuisse	lc_1	m
Longueur du genou au CG du mollet	lc_2	m
Longueur de la cheville au CG du pied	lc_3	m
Masse de la cuisse	m_1	kg
Masse du mollet	m_2	kg
Masse du pied	m_3	kg
Inertie de la cuisse autour de la hanche	i_1	kgm ²
Inertie du mollet autour du genou	i_2	kgm ²
Inertie du pied autour de la cheville	i_3	kgm ²

Les simplifications trigonométriques sont présentées au tableau IV-2.

Tableau-A IV-2 Simplifications
trigonométriques

Simplification	Variable
$\cos(\theta_1)$	CO_1
$\sin(\theta_1)$	SO_1
$\cos(2\theta_1)$	CO_{11}
$\cos(\theta_2)$	CO_2
$\sin(\theta_2)$	SO_2
$\cos(\theta_1 + \theta_2)$	CO_{12}
$\sin(\theta_1 + \theta_2)$	SO_{12}
$\cos(2\theta_1 + \theta_2)$	CO_{112}
$\sin(2\theta_1 + \theta_2)$	SO_{112}
$\cos(2\theta_1 + 2\theta_2)$	CO_{1122}
$\sin(2\theta_1 + 2\theta_2)$	SO_{1122}
$\cos(\theta_3)$	CO_3
$\sin(\theta_3)$	SO_3
$\cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)$	CO_{123}
$\sin(2\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)$	SO_{123}
$\cos(2\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)$	CO_{1123}
$\sin(2\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)$	SO_{1123}
$\cos(2\theta_1 + 2\theta_2 + \theta_3)$	CO_{11223}
$\sin(2\theta_1 + 2\theta_2 + \theta_3)$	SO_{11223}
$\cos(2\theta_1 + 2\theta_2 + 2\theta_3)$	CO_{112233}
$\sin(2\theta_1 + 2\theta_2 + 2\theta_3)$	SO_{112233}
$\cos(\theta_2 + \theta_3)$	CO_{23}
$\sin(\theta_2 + \theta_3)$	SO_{23}

1. Référence au bassin

Cette section présente les matrices qui composent l'équation d'estimation des efforts dans les articulations pour le modèle ayant sa référence au bassin et un capteur de force à la semelle. Pour la position des référentiels, se référer à la figure 5.1. L'équation de mesure des efforts est :

$$M(\theta)\ddot{\theta} + V_m(\theta, \dot{\theta})\dot{\theta} + M(\theta) + V_b(\theta, \dot{\theta}, \omega_b) \begin{bmatrix} \dot{\theta} \\ \omega_b \end{bmatrix} + G(\theta) + G_b(\theta))a_b + T(\theta)f = \tau \quad (\text{A IV-1})$$

Le vecteur des moments τ est :

$$\tau = \begin{bmatrix} T_{hanche} \\ T_{genou} \\ T_{cheville} \end{bmatrix} \quad (\text{A IV-2})$$

Les vecteurs des positions, vitesses et accélérations sont :

$$\theta = \begin{bmatrix} \theta_1 \\ \theta_2 \\ \theta_3 \end{bmatrix}; \dot{\theta} = \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_3 \end{bmatrix}; \ddot{\theta} = \begin{bmatrix} \ddot{\theta}_1 \\ \ddot{\theta}_2 \\ \ddot{\theta}_3 \end{bmatrix} \quad (\text{A IV-3})$$

Les vecteurs de l'accélération de la référence (bassin) :

$$a_b = \begin{bmatrix} a_x \\ a_y \\ a_z \end{bmatrix}; \omega_b = \begin{bmatrix} \omega_x \\ \omega_y \\ \omega_z \end{bmatrix}; \dot{\omega}_b = \begin{bmatrix} \dot{\omega}_x \\ \dot{\omega}_y \\ \dot{\omega}_z \end{bmatrix} \quad (\text{A IV-4})$$

Le vecteur des forces appliquées par le pied au sol :

$$f = \begin{bmatrix} f_x \\ f_y \\ m_z \end{bmatrix} \quad (\text{A IV-5})$$

La matrice des masses M est :

$$M(\theta) = \begin{bmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} \\ m_{31} & m_{32} & m_{33} \end{bmatrix} \quad (\text{A IV-6})$$

$$m_{11} = i_1 + i_2 + i_3 + m_1 l c_1^2 + m_2 (l_1^2 + 2 \text{co}2l_1 l c_2 + l c_2^2) + m_3 (l_1^2 + 2 \text{co}2l_1 l_2 + 2 \text{co}23l_1 l c_3 + l_2^2 + 2 \text{co}3l_2 l c_3 + l c_3^2) \quad (\text{A IV-7})$$

$$m_{12} = i_2 + i_3 + m_2 (\text{co}2l_1 l c_2 + l c_2^2) + m_3 (\text{co}23l_1 l c_3 + l_2^2 + l c_3^2 + \text{co}2l_1 l_2 + 2 \text{co}3l_2 l c_3) \quad (\text{A IV-8})$$

$$m_{13} = i_3 + m_3 (\text{co}23l_1 l c_3 + \text{co}3l_2 l c_3 + l c_3^2) \quad (\text{A IV-9})$$

$$m_{21} = i_3 + i_2 + m_2 (\text{co}2l_1 l c_2 + l c_2^2) + m_3 (\text{co}2l_1 l_2 + \text{co}23l_1 l c_3 + l_2^2 + 2 \text{co}3l_2 l c_3 + l c_3^2) \quad (\text{A IV-10})$$

$$m_{22} = i_3 + i_2 + m_2 l c_2^2 + m_3 (l_2^2 + 2 \text{co}3l_2 l c_3 + l c_3^2) \quad (\text{A IV-11})$$

$$m_{23} = i_3 + m_3 (\text{co}3l_2 l c_3 + l c_3^2) \quad (\text{A IV-12})$$

$$m_{31} = i_3 + m_3 (\text{co}23l_1 l c_3 + \text{co}3l_2 l c_3 + l c_3^2) \quad (\text{A IV-13})$$

$$m_{32} = i_3 + m_3 (\text{co}3l_2 l c_3 + l c_3^2) \quad (\text{A IV-14})$$

$$m_{33} = i_3 + m_3 l c_3^2 \quad (\text{A IV-15})$$

La matrice des effets de Coriolis V_m est :

$$V_m(\theta, \dot{\theta}) = \begin{bmatrix} v_{11} & v_{12} & v_{13} \\ v_{21} & v_{22} & v_{23} \\ v_{31} & v_{32} & v_{33} \end{bmatrix} \quad (\text{A IV-16})$$

$$v_{11} = -(m_2 s_{o2} l_1 l c_2 + m_3 (s_{o2} l_2 + s_{o23} l c_3) l_1) \dot{\theta}_2 - m_3 (s_{o23} l_1 + s_{o3} l_2) l c_3 \dot{\theta}_3 \quad (\text{A IV-17})$$

$$\begin{aligned} v_{12} = & -(m_2 s_{o2} l_1 l c_2 + m_3 (s_{o2} l_2 + s_{o23} l c_3) l_1) \dot{\theta}_1 \\ & - (m_2 s_{o2} l_1 l c_2 + m_3 (s_{o2} l_2 + s_{o23} l c_3) l_1) \dot{\theta}_2 \\ & - m_3 (s_{o23} l_1 + s_{o3} l_2) l c_3 \dot{\theta}_3 \end{aligned} \quad (\text{A IV-18})$$

$$\begin{aligned} v_{13} = & -m_3 (s_{o23} l_1 + s_{o3} l_2) l c_3 \dot{\theta}_1 - m_3 (s_{o23} l_1 + s_{o3} l_2) l c_3 \dot{\theta}_3 \\ & - m_3 (s_{o23} l_1 + s_{o3} l_2) l c_3 \dot{\theta}_3 \end{aligned} \quad (\text{A IV-19})$$

$$v_{21} = (m_2 s_{o2} l_1 l c_2 + m_3 (s_{o2} l_1 l_2 + s_{o23} l_1 l c_3)) \dot{\theta}_1 - m_3 s_{o3} l_2 l c_3 \dot{\theta}_3 \quad (\text{A IV-20})$$

$$v_{22} = -m_3 s_{o3} l_2 l c_3 \dot{\theta}_3 \quad (\text{A IV-21})$$

$$v_{23} = -m_3 s_{o3} l_2 l c_3 \dot{\theta}_1 - m_3 s_{o3} l_2 l c_3 \dot{\theta}_2 - m_3 s_{o3} l_2 l c_3 \dot{\theta}_3 \quad (\text{A IV-22})$$

$$v_{31} = m_3 (s_{o3} l_2 l c_3 + s_{o23} l_1 l c_3) \dot{\theta}_1 + m_3 s_{o3} l_2 l c_3 \dot{\theta}_2 \quad (\text{A IV-23})$$

$$v_{32} = m_3 s_{o3} l_2 l c_3 \dot{\theta}_1 + m_3 s_{o3} l_2 l c_3 \dot{\theta}_2 \quad (\text{A IV-24})$$

$$v_{33} = 0 \quad (\text{A IV-25})$$

Le vecteur gravité G est :

$$G(\theta) = \begin{bmatrix} m_1 so_1 l c_1 + m_2(so_1 l_1 + so_{12} l c_2) + m_3(so_1 l_1 + so_{12} l_2 + so_{123} l c_3) \\ m_2 so_{12} l c_2 + m_3(so_{12} l_2 + so_{123} l c_3) \\ m_3 so_{123} l c_3 \end{bmatrix} g \quad (\text{A IV-26})$$

La matrice des inerties affectées par les accélérations angulaires du bassin M_b est :

$$M_b(\theta) = \begin{bmatrix} mb_{11} & mb_{12} & mb_{13} \\ mb_{21} & mb_{22} & mb_{23} \\ mb_{31} & mb_{32} & mb_{33} \end{bmatrix} \quad (\text{A IV-27})$$

$$mb_{11} = -m_1 co_1 l_0 l c_1 - m_2(co_1 l_0 l_1 + co_{12} l_0 l c_2) - m_3(co_1 l_0 l_1 + co_{12} l_0 l_2 + co_{123} l_0 l c_3) \quad (\text{A IV-28})$$

$$mb_{12} = -m_1 so_1 l_0 l c_1 - m_2(so_1 l_0 l_1 + so_{12} l_0 l c_2) - m_3(so_1 l_0 l_1 + so_{12} l_0 l_2 + so_{123} l_0 l c_3) \quad (\text{A IV-29})$$

$$mb_{13} = i_1 + i_2 + i_3 + m_1 l c_1^2 + m_2(l_1^2 + 2co_2 l_1 l c_2 + l c_2^2) \quad (\text{A IV-30})$$

$$+ m_3(l_1^2 + 2co_2 l_1 l_2 + 2co_{23} l_1 l c_3 + l_2^2 + 2co_3 l_2 l c_3 + l c_3^2)$$

$$mb_{21} = -m_2 co_{12} l_0 l c_2 - m_3(co_{12} l_0 l_2 + co_{123} l_0 l c_3) \quad (\text{A IV-31})$$

$$mb_{22} = -m_2 so_{12} l_0 l c_2 - m_3(so_{12} l_0 l_2 + so_{123} l_0 l c_3) \quad (\text{A IV-32})$$

$$mb_{23} = i_2 + i_3 + m_2(co_2 l_1 l c_2 + l c_2^2) + m_3(co_2 l_1 l_2 + co_{23} l_1 l c_3 + l_2^2 + 2co_3 l_2 l c_3 + l c_3^2) \quad (\text{A IV-33})$$

$$mb_{31} = -m_3 co_{123} l_0 l c_3 \quad (\text{A IV-34})$$

$$mb_{32} = -m_3 so_{123} l_0 l c_3 \quad (\text{A IV-35})$$

$$mb33 = i_3 + m_3(co_{23}l_1lc_3 + co_3l_2lc_3 + lc_3^2) \quad (\text{A IV-36})$$

La matrice des effets de Coriolis causés par les mouvements du bassin V_b est :

$$V_b(\theta, \dot{\theta}, \omega_b) = \begin{bmatrix} vb11 & vb12 & vb13 & vb14 & vb15 & vb16 \\ vb21 & vb22 & vb23 & vb24 & vb25 & vb26 \\ vb31 & vb32 & vb33 & vb34 & vb35 & vb36 \end{bmatrix} \quad (\text{A IV-37})$$

$$vb11 = 0 \quad (\text{A IV-38})$$

$$vb12 = - \left(m_2so_2l_1lc_2 + m_3(so_2l_1l_2 + so_{23}l_1lc_3) \right) \omega_z \quad (\text{A IV-39})$$

$$vb13 = -m_3(so_{23}l_1 + so_3l_2)lc_3\omega_z \quad (\text{A IV-40})$$

$$\begin{aligned} vb14 = & - \left(m_1co_1so_1lc_1^2 + m_2(so_1co_1l_1^2 + so_{112}l_1lc_2 + co_{12}so_{12}lc_2^2) \right. \\ & + m_3(so_1co_1l_1^2 + so_{112}l_1l_2 + so_{1123}l_1lc_3 + so_{12}co_{12}l_2^2 \\ & \left. + so_{11223}l_2lc_3 + co_{123}so_{123}lc_3^2) \right) \omega_x \\ & + 1/2 \left(m_1co_{11}lc_1^2 + m_2(co_{11}l_1^2 + 2co_{112}l_1lc_2 + co_{1122}lc_2^2) \right. \\ & \left. + m_3(co_{11}l_1^2 + co_{112}l_1l_2 + co_{112}l_1l_2 + 2co_{1123}l_1lc_3 \right. \\ & \left. + co_{1122}l_2^2 + 2co_{11223}l_2lc_3 + co_{112233}lc_3^2) \right) \omega_y \\ & - 1/2 \left(m_1so_1l_0lc_1 + m_2(so_1l_0l_1 + so_{12}l_0lc_2) \right. \\ & \left. + m_3(so_1l_0l_1 + so_{12}l_0l_2 + so_{123}l_0lc_3) \right) \omega_z \end{aligned} \quad (\text{A IV-41})$$

$$\begin{aligned}
vb15 = & 1/2 \left(m_1 co_{11} l_1^2 c_1^2 + m_2 (co_{11} l_1^2 + 2co_{112} l_1 l_2 c_2 + co_{1122} l_2^2 c_2^2) \right. \\
& + m_3 (co_{11} l_1^2 + co_{112} l_1 l_2 + co_{112} l_1 l_2 + 2co_{1123} l_1 l_2 c_3 \\
& + co_{1122} l_2^2 + 2co_{11223} l_2 l_3 c_3 + co_{112233} l_3^2 c_3^2) \left. \right) \omega_x \\
& + \left(m_1 co_1 so_1 l_1^2 c_1^2 + m_2 (co_1 so_1 l_1^2 + so_{112} l_1 l_2 c_2 + so_{12} co_{12} l_2^2 c_2^2) \right. \\
& + m_3 (co_1 so_1 l_1^2 + so_{112} l_1 l_2 + so_{1123} l_1 l_2 c_3 \\
& + co_{12} so_{12} l_2^2 + so_{11223} l_2 l_3 c_3 + co_{123} so_{123} l_3^2 c_3^2) \left. \right) \omega_y \\
& + 1/2 \left(m_1 co_1 l_0 l_1 c_1 + m_2 (co_1 l_0 l_1 + co_{12} l_0 l_2 c_2) \right. \\
& + m_3 (co_1 l_0 l_1 + co_{12} l_0 l_2 + co_{123} l_0 l_3 c_3) \left. \right) \omega_z
\end{aligned} \tag{A IV-42}$$

$$\begin{aligned}
vb16 = & -1/2 \left(m_1 so_1 l_0 l_1 c_1 + m_2 (so_1 l_0 l_1 + so_1 2l_0 l_2 c_2) \right. \\
& + m_3 (so_1 l_0 l_1 + so_{12} l_0 l_2 + so_{123} l_0 l_3 c_3) \left. \right) \omega_x \\
& + 1/2 \left(m_1 co_1 l_0 l_1 c_1 + m_2 (co_1 l_0 l_1 + co_{12} l_0 l_2 c_2) \right. \\
& + m_3 (co_1 l_0 l_1 + co_{12} l_0 l_2 + co_{123} l_0 l_3 c_3) \left. \right) \omega_y \\
& - \left(m_2 so_2 l_1 l_2 c_2 + m_3 (so_2 l_1 l_2 + so_{23} l_1 l_3 c_3) \right) \dot{\theta}_2 \\
& - m_3 (so_{23} l_1 l_3 c_3 + so_3 l_2 l_3 c_3) \dot{\theta}_3
\end{aligned} \tag{A IV-43}$$

$$vb21 = (m_2 so_2 l_1 l_2 c_2 + m_3 (so_2 l_1 l_2 + so_{23} l_1 l_3 c_3)) \omega_z \tag{A IV-44}$$

$$vb22 = 0 \tag{A IV-45}$$

$$vb23 = -m_3 so_3 l_2 l_3 c_3 \omega_z \tag{A IV-46}$$

$$\begin{aligned}
vb24 = & - \left(m_2(so_1co_{12}l_1lc_2 + co_{12}so_{12}lc_2^2) + m_3(so_1co_{12}l_1l_2 + so_1co_{123}l_1lc_3 \right. \\
& \left. + so_{12}co_{12}l_2^2 + so_{11223}l_2lc_3 + co_{123}so_{123}lc_3^2) \right) \omega_x \\
& + 1/2 \left(m_2(co_{112}l_1lc_2 + co_{1122}lc_2^2) + m_3(co_{112}l_1l_2 + co_{1123}l_1lc_3 \right. \\
& \left. + co_{1122}l_2^2 + 2co_{11223}l_2lc_3 + co_{112233}lc_3^2) \right) \omega_y \\
& - 1/2 \left(m_2so_{12}l_0lc_2 + m_3(so_{12}l_0l_2 + so_{123}l_0lc_3) \right) \omega_z
\end{aligned} \tag{A IV-47}$$

$$\begin{aligned}
vb25 = & 1/2 \left(m_2(co_{112}l_1lc_2 + co_{1122}lc_2^2) + m_3(co_{112}l_1l_2 + co_{1123}l_1lc_3 \right. \\
& \left. + co_{1122}l_2^2 + 2co_{11223}l_2lc_3 + co_{112233}lc_3^2) \right) \omega_x \\
& + \left(m_2(co_1so_{12}l_1lc_2 + so_{12}co_{12}lc_2^2) + m_3(co_1so_{12}l_1l_2 + co_1so_{123}l_1lc_3 \right. \\
& \left. + co_{12}so_{12}l_2^2 + so_{11223}l_2lc_3 + co_{123}so_{123}lc_3^2) \right) \omega_y \\
& + 1/2 \left(m_2co_{12}l_0lc_2 + m_3(co_{12}l_0l_2 + co_{123}l_0lc_3) \right) \omega_z
\end{aligned} \tag{A IV-48}$$

$$\begin{aligned}
vb26 = & - 1/2 \left(m_2so_{12}l_0lc_2 + m_3(so_{12}l_0l_2 + so_{123}l_0lc_3) \right) \omega_x \\
& + 1/2 \left(m_2co_{12}l_0lc_2 + m_3(co_{12}l_0l_2 + co_{123}l_0lc_3) \right) \omega_y \\
& + \left(m_2so_2l_1lc_2 + m_3(so_2l_1l_2 + so_{23}l_1lc_3) \right) \omega_z \\
& + \left(m_2so_2l_1lc_2 + m_3(so_2l_1l_2 + so_{23}l_1lc_3) \right) \theta_1 \\
& - m_3so_3l_2lc_3\theta_3
\end{aligned} \tag{A IV-49}$$

$$vb31 = m_3(so_3l_2lc_3 + so_{23}l_1lc_3)\omega_z \tag{A IV-50}$$

$$vb32 = m_3so_3l_2lc_3\omega_z \tag{A IV-51}$$

$$vb33 = 0 \tag{A IV-52}$$

$$\begin{aligned}
vb34 = & -m_3(so_1co_{123}l)1lc_3 + so_{12}co_{123}l_2lc_3 + co_{123}so_{123}lc_3^2 \omega_x \\
& + 1/2m_3(co_{1123}l_1lc_3 + co_{11223}l_2lc_3 + co_{112233}lc_3^2) \omega_y \\
& - 1/2m_3so_{123}l_0lc_3 \omega_z
\end{aligned} \tag{A IV-53}$$

$$\begin{aligned}
vb35 = & 1/2m_3(co_{1123}l_1lc_3 + co_{11223}l_2lc_3 + co_{112233}lc_3^2) \omega_x \\
& + m_3(co_1so_{123}l_1lc_3 + co_{12}so_{123}l_2lc_3 + co_{123}so_{123}lc_3^2) \omega_y \\
& + 1/2m_3co_{123}l_0lc_3 \omega_z
\end{aligned} \tag{A IV-54}$$

$$\begin{aligned}
vb36 = & -1/2m_3so_{123}l_0lc_3 \omega_x + 1/2m_3co_{123}l_0lc_3 \omega_y \\
& + m_3(so_3l_2lc_3 + so_{23}l_1lc_3) \omega_z + m_3(so_3l_2lc_3 + so_{23}l)1lc_3 \theta_1 \\
& + m_3so_3l_2lc_3 \theta_2
\end{aligned} \tag{A IV-55}$$

La matrice des accélérations du bassin G_b est :

$$G_b(\theta) = \begin{bmatrix} m_1so_1lc_1 + m_2(so_1l_1 + so_{12}lc_2) + m_3(so_1l_1 + so_{12}l_2 + so_{123}lc_3) \\ m_2so_{12}lc_2 + m_3(so_{12}l_2 + so_{123}lc_3) \\ m_3so_{123}lc_3 \end{bmatrix} \tag{A IV-56}$$

La matrice des couples induits par les forces et moments à l'interface avec le sol T est :

$$T(\theta) = \begin{bmatrix} -(so_{23}l_1 + so_3l_2) & -(co_{23}l_1 + co_3l_2 + l_3) & 1 \\ -so_3l_2 & -(co_3l_2 + l_3) & 1 \\ 0 & -l_3 & 1 \end{bmatrix} \tag{A IV-57}$$

Les matrices et vecteurs définis dans cette section sont utilisés dans l'estimation des couples aux articulations à la sous-section 5.2.1 et seront utiles dans l'implémentation de l'algorithme sur l'exosquelette.

ANNEXE V

ÉVALUATION DES EFFORTS À L'AIDE D'UN SYSTÈME OPTIQUE

L'analyse des efforts dans les articulations est essentielle dans le dimensionnement des composantes d'un exosquelette pour l'assistance à la marche. Par contre, la mesure directe de ces efforts est très difficile sans détériorer la santé du participant, car l'installation de capteurs aux interfaces des articulations nécessite des opérations intrusives. La mise en place d'une méthode non intrusive est donc essentielle. Plusieurs méthodes ont donc été développées. (Vaughan *et al.*, 1999) est une méthode parmi les plus répandues et utilise la cinématique inverse afin de déterminer les efforts aux articulations. La méthode permet l'estimation des masses et inerties des membres basées sur des mesures anthropométriques et la mesure des positions et forces au sol se fait à l'aide d'un système de mesure optique VICON couplé à des balances haute précision. Une autre méthode similaire, mais utilisant les quaternions est présentée dans (Dumas *et al.*, 2004). Une troisième méthode, employée dans l'exosquelette d'amplification BLEEX est basée sur les méthodes de modélisation de robots à articulation couverte dans (Craig, 2005).

Le but de cette annexe est de couvrir les méthodes d'évaluation des masses et inerties et ensuite présenter la théorie des différentes méthodes de dynamique inverse, les appliquer à des données spatiales de référence et les comparer sur des aspects de complexité et de rapidité de calcul. Les données de référence proviennent de (Cramp *et al.*, 1992) et représentent environ un pas et demi d'un homme adulte de taille moyenne en bonne santé.

Il est important de préciser que le travail présenté ici est tiré dans la très grande majorité du livre *Dynamics of Human Gait* (Vaughan *et al.*, 1999), une référence dans le domaine de l'analyse de la marche.

1. Revue de littérature

1.1 Estimation des masses et inerties

L'estimation des masses et inerties permet d'obtenir des valeurs de masses et inerties des différents membres. Ces valeurs sont essentielles afin de passer de la cinétique à la cinématique, c'est-à-dire de calculer des forces et moments à partir des positions, vitesses et accélérations. Il existe plusieurs méthodes d'estimation des paramètres des membres et chaque méthode possède des désavantages (Durkin & Dowling, 2003). Une des méthodes consiste à utiliser des données recueillies sur des cadavres et d'établir des règles de régression selon certains paramètres anthropométriques. Cette méthode est la première à avoir été documentée (Braune & Fischer, 1889) et est encore d'actualité. Une des méthodes présentées dans ce document (Vaughan *et al.*, 1999) est basée sur des mesures sur cadavres obtenues lors de recherches pour le département américain du transport (Chandler *et al.*, 1975). Cette méthode est critiquée pour son application limitée à des participants caucasiens de sexe masculin rendant l'estimation difficile pour des groupes humains différents et/ou de sexe féminin. Une autre méthode consiste à estimer les paramètres d'un participant spécifique à l'aide de tests prédéfinis sur une machine servant à réaliser des mouvements et mesurant les couples (Hwang & Jeon, 2015). Bien qu'étant plus précise, cette méthode est bien plus complexe à introduire pour un petit laboratoire d'étude de la marche ou pour une distribution à grande échelle. Finalement, la méthode la plus précise, mais qui est encore plus difficile à implémenter pour des raisons de santé et économiques, consiste à scanner le corps humain à l'aide d'une machine de tomographie par ordinateur ou IRM (Durkin & Dowling, 2003).

2. Estimation des paramètres

Peu importe la méthode utilisée, il est essentiel de définir des paramètres de bases comme les masses, inerties et position de centres de gravité. Ce chapitre couvre la technique développée

par (Vaughan *et al.*, 1999) afin d'estimer ces masses, inerties et positions de centre de gravité. Cette méthode conjugue un nombre réaliste de mesures à prendre et un niveau de précision intéressant à condition d'évaluer les paramètres d'un participant appartenant au groupe qui a données les valeurs brutes pour la génération des coefficients de la méthode soit des hommes caucasiens adultes. Les valeurs et les systèmes d'axes seront les mêmes pour les méthodes couvertes ou seront adaptés au besoin. Bien que cette annexe ne soit pas essentielle dans la compréhension des méthodes d'estimation des efforts aux articulations, n'importe quelle méthode fournissant des masses et inerties est valable dans une certaine mesure et l'auteur a jugé que couvrir la théorie permet une compréhension approfondie vu la nature pédagogique de ce document.

2.1 Mesures anthropométriques

L'estimation de paramètres se fait à l'aide de la méthode proposée par (Vaughan *et al.*, 1999). Cette méthode est développée à partir de mesures faites sur des cadavres. La base de la méthode repose sur le fait que la masse et inertie d'un membre ne sont pas seulement fonction du poids du sujet. La méthode nécessite donc la prise de vingt mesures afin de déterminer les masses et inerties des jambes. La liste de ces paramètres est présentée dans le tableau A V-1.

Tableau-A V-1 Liste des paramètres utilisés dans l'estimation des masses et inerties des membres inférieurs
Tirée de Vaughan *et al.* (1999, p. 84)

Paramètre	Nom du paramètre
A ₁	Masse totale du corps en kg
A ₂	Largeur de l'épine iliaque antéro supérieure (EIAS) en m
A ₃	Longueur de la cuisse droite en m
A ₄	Longueur de la cuisse gauche en m
A ₅	Circonférence de la cuisse droite en m
A ₆	Circonférence de la cuisse gauche en m
A ₇	Longueur du mollet droit gauche en m
A ₈	Longueur du mollet gauche en m
A ₉	Circonférence du mollet droit en m
A ₁₀	Circonférence du mollet gauche en m
A ₁₁	Largeur du genou droit en m
A ₁₂	Largeur du genou gauche en m
A ₁₃	Longueur du pied droit en m
A ₁₄	Longueur du pied gauche en m
A ₁₅	Hauteur de la malléole droite en m
A ₁₆	Hauteur de la malléole gauche en m
A ₁₇	Largeur de la malléole droite en m
A ₁₈	Largeur de la malléole gauche en m
A ₁₉	Largeur du pied droit en m
A ₂₀	Largeur du pied gauche en m

3. Estimation des masses

Les équations de l'estimation des masses, en kg, sont les suivantes :

$$m_{\text{cuissedroite}} = m_1 = 0.1032A_1 + 12.76A_3A_5^2 - 1.023 \quad (\text{A V-1})$$

$$m_{\text{cuissegauche}} = m_2 = 0.1032A_1 + 12.76A_4A_6^2 - 1.023 \quad (\text{A V-2})$$

$$m_{\text{genoudroit}} = m_3 = 0.0226A_1 + 31.33A_7A_9^2 + 0.016 \quad (\text{A V-3})$$

$$m_{\text{genougauche}} = m_4 = 0.0226A_1 + 31.33A_8A_9^2 + 0.016 \quad (\text{A V-4})$$

$$m_{chevilledroite} = m_5 = 0.0083A_1 + 254.5A_{13}A_{15}A_{17} - 0.065 \quad (\text{A V-5})$$

$$m_{chevillegauche} = m_6 = 0.0083A_1 + 254.5A_{14}A_{16}A_{18} - 0.065 \quad (\text{A V-6})$$

4. Estimation des positions des centres de gravité

La position du centre de gravité de chacun des membres est un élément important à connaître. Elle est exprimée comme un ratio de la longueur du membre en partant de la partie proximale. Le tableau A V-2 donne les valeurs des ratios.

Tableau-A V-2 Liste des ratios de longueur des membres afin dans déterminer la position de leur centre de gravité
Tirée de Vaughan *et al.* (1999, p. 85)

Ratio	Valeur
Cuisse droite	0.39
Cuisse gauche	0.39
Mollet droite	0.42
Mollet gauche	0.42
Pied droit	0.44
Pied gauche	0.44

4.1 Estimation des inerties

Finalement, les inerties, en kg m^2 , sont estimées à l'aide des équations suivantes :

Cuisse :

$$I_{cuisse droite Flexion/Extension} = I_{1Flx/Ext} = 0.00762A_1(A_3^2 + 0.076A_5^2) + 0.01153 \quad (\text{A V-7})$$

$$I_{cuisse gauche Flexion/Extension} = I_{2Flx/Ext} = 0.00762A_1(A_4^2 + 0.076A_6^2) + 0.01153 \quad (\text{A V-8})$$

$$I_{cuisse droite Abduction/Adduction} = I_{1Abd/Add} = 0.00726A_1(A_3^2 + 0.076A_5^2) + 0.01186 \quad (\text{A V-9})$$

$$I_{cuisse gauche Abduction/Adduction} = I_{2Abd/Add} = 0.00726A_1(A_4^2 + 0.076A_6^2) + 0.01186 \quad (\text{A V-10})$$

$$I_{\text{cuissedroiteInterne/Externe}} = I_{1\text{Int/Ext}} = 0.00151A_1A_5^2 + 0.00305 \quad (\text{A V-11})$$

$$I_{\text{cuissegaucheInterne/Externe}} = I_{2\text{Int/Ext}} = 0.00151A_1A_6^2 + 0.00305 \quad (\text{A V-12})$$

Mollet :

$$I_{\text{molletdroitFlexion/Extension}} = I_{3\text{Flx/Ext}} = 0.00347A_1(A_7^2 + 0.076A_9^2) + 0.00511 \quad (\text{A V-13})$$

$$I_{\text{molletgaucheFlexion/Extension}} = I_{4\text{Flx/Ext}} = 0.00347A_1(A_8^2 + 0.076A_{10}^2) + 0.00511 \quad (\text{A V-14})$$

$$I_{\text{molletdroitAbduction/Adduction}} = I_{3\text{Abd/Add}} = 0.00387A_1(A_7^2 + 0.076A_9^2) + 0.00138 \quad (\text{A V-15})$$

$$I_{\text{molletgaucheAbduction/Adduction}} = I_{4\text{Abd/Add}} = 0.00387A_1(A_8^2 + 0.076A_{10}^2) + 0.00138 \quad (\text{A V-16})$$

$$I_{\text{molletdroitInterne/Externe}} = I_{3\text{Int/Ext}} = 0.00041A_1A_9^2 + 0.00012 \quad (\text{A V-17})$$

$$I_{\text{molletgaucheInterne/Externe}} = I_{4\text{Int/Ext}} = 0.00041A_1A_{10}^2 + 0.00012 \quad (\text{A V-18})$$

Pied :

$$I_{\text{pieddroitFlexion/Extension}} = I_{5\text{Flx/Ext}} = 0.00023A_1(4A_{15}^2 + 3A_{13}^2) + 0.00022 \quad (\text{A V-19})$$

$$I_{\text{piedgaucheFlexion/Extension}} = I_{6\text{Flx/Ext}} = 0.00023A_1(4A_{16}^2 + 3A_{14}^2) + 0.00022 \quad (\text{A V-20})$$

$$I_{\text{pieddroitAbduction/Adduction}} = I_{5\text{Abd/Add}} = 0.00021A_1(4A_{19}^2 + 3A_{13}^2) + 0.00067 \quad (\text{A V-21})$$

$$I_{\text{piedgaucheAbduction/Adduction}} = I_{6\text{Abd/Add}} = 0.00021A_1(4A_{20}^2 + 3A_{14}^2) + 0.00067 \quad (\text{A V-22})$$

$$I_{\text{pieddroitInterne/Externe}} = I_{5\text{Int/Ext}} = 0.00141A_1(A_{15}^2 + A_{13}^2) - 0.00008 \quad (\text{A V-23})$$

$$I_{\text{piedgaucheInterne/Externe}} = I_{6\text{Int/Ext}} = 0.00141A_1(A_{16}^2 + A_{20}^2) - 0.00008 \quad (\text{A V-24})$$

5. Centres de gravité

Comme mentionné précédemment, les centres de gravité sont modélisés le long des segments selon un ratio défini par des études anthropométriques. Les équations des positions des centres de gravité sont :

$$\mathbf{P}_{CG1} = \mathbf{P}_{hanche droite} + 0.39(\mathbf{p}_{genou droit} - \mathbf{P}_{hanche droite}) \quad (\text{A V-25})$$

$$\mathbf{P}_{CG2} = \mathbf{P}_{hanche gauche} + 0.39(\mathbf{p}_{genou gauche} - \mathbf{P}_{hanche gauche}) \quad (\text{A V-26})$$

$$\mathbf{P}_{CG3} = \mathbf{P}_{genou droit} + 0.42(\mathbf{p}_{pied droit} - \mathbf{P}_{genou droit}) \quad (\text{A V-27})$$

$$\mathbf{P}_{CG4} = \mathbf{P}_{genou gauche} + 0.42(\mathbf{p}_{pied gauche} - \mathbf{P}_{genou gauche}) \quad (\text{A V-28})$$

$$\mathbf{P}_{CG5} = \mathbf{P}_{pied droit} + 0.44(\mathbf{p}_{orteils droits} - \mathbf{P}_{pied droit}) \quad (\text{A V-29})$$

$$\mathbf{P}_{CG6} = \mathbf{P}_{pied gauche} + 0.44(\mathbf{p}_{orteils gauches} - \mathbf{P}_{pied gauche}) \quad (\text{A V-30})$$

6. Méthode de Vaughan *et al.*, 1999

Cette section présente la méthode et les équations de (Vaughan *et al.*, 1999). Dans un premier temps, la méthode de mesure spatiale est couverte, les positions des marqueurs sont expliquées et les systèmes d'axes sont définis. Vu que cette méthode est basée sur la théorie élaborée par (Grood & Suntay, 1983), cette théorie est d'abord couverte. Les équations pour l'estimation des angles aux articulations et l'orientation des membres dans l'espace seront ensuite définies. Pour finir, l'estimation des forces et moments est présentée.

6.1 Mesures spatiales et équipement

Les données spatiales recueillies pour l'application de la méthode couverte dans ce document sont prises à l'aide d'un système de mesure optique. Un système de mesure optique implique

généralement l'utilisation de deux caméras ou plus, généralement entre quatre et seize dépendamment de la précision recherchée, afin de localiser des marqueurs dans l'espace. Ces marqueurs sont soit réfléchissants, avec des systèmes d'éclairage à même les caméras, ou émetteurs de lumières. Ces marqueurs doivent être apposés à des endroits connus de l'objet afin de permettre la localisation de l'objet lui-même. Le système d'enregistrement des positions peut permettre l'ajout de capteurs externes tels que des balances ou des tapis roulants instrumentés.

Les données spatiales utilisées proviennent d'un système VICON 512. Le système peut supporter jusqu'à 12 caméras. Les caméras utilisent des lampes infrarouges afin d'illuminer des marqueurs réfléchissants positionnés à des endroits stratégiques sur le corps. La position de ces marqueurs a été choisie afin de déterminer l'orientation des membres facilement. La position de ces marqueurs est présentée à la figure A V-1. Des balances haute précision, mesurant la force au sol ainsi que la position de la force par rapport au pied, fournissent des informations supplémentaires au système de mesure.

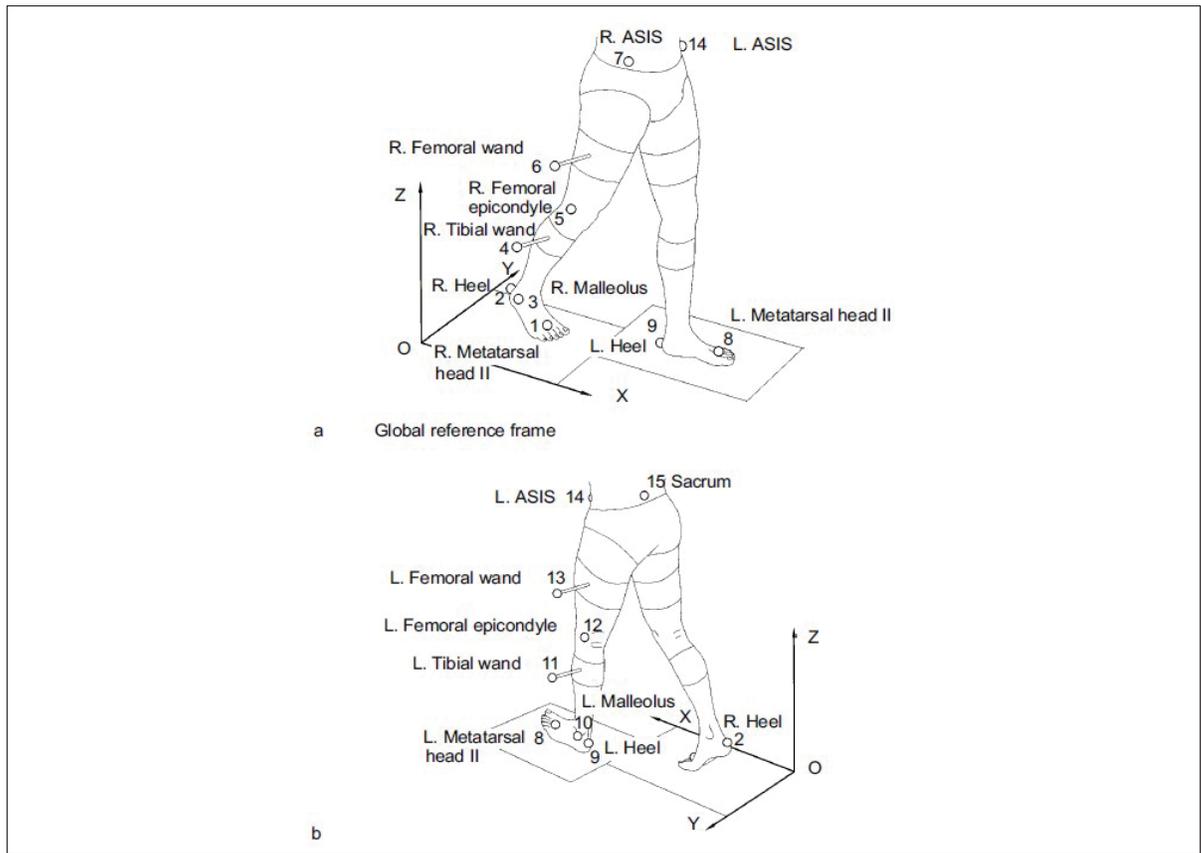


Figure-A V-1 Positions des marqueurs réfléchissants sur les membres inférieurs du participant

Tirée de Vaughan *et al.* (1999, p. 23)

6.2 Position des marqueurs et articulations

Une fois l'estimation des masses et inerties des membres inférieurs réalisés, le participant peut être habillé de ses marqueurs réfléchissants. La position de ces marqueurs est importante afin de déterminer aisément l'orientation des membres. Il est important de souligner que les caractères **gras** représentent une notation vectorielle. La figure A V-1 présente les positions retenues par (Vaughan *et al.*, 1999). Les noms ainsi que les numéros de position des marqueurs sont présentés au tableau A V-3.

Tableau-A V-3 Noms et numéros de position des marqueurs utilisés pour définir l'orientation des segments]

Numéro de marqueur	Nom
p1	Tête du 2 ^{ème} métatarse droit
p2	Talon droit
p3	Malléole latérale droite
p4	Baguette tibiale droite
p5	Épicondyle fémoral droite
p6	Baguette fémorale droite
p7	Épine iliaque antéro supérieure droite
p8	Tête de la 2 ^{ème} métatarse gauche
p9	Talon gauche
p10	Malléole latérale gauche
p11	Baguette tibiale gauche
p12	Épicondyle fémoral gauche
p13	Baguette fémorale gauche
p14	Épine iliaque antéro supérieure gauche
p15	Sacrum

La méthodologie utilisée pour déterminer l'orientation des membres consiste en trois étapes :

1. Sélectionner trois marqueurs pour le segment (membre) d'intérêt.
2. Créer un système de référence orthogonal basé sur ces trois marqueurs.
3. Utiliser les ratios de position de centre de gravité afin de déterminer la position du centre de gravité du segment.

Afin de simplifier les équations, les membres sont définis à l'aide de numéros utilisés tout au long de cette section, indiqués au tableau A V-4.

Tableau-A V-4 Correspondance entre les numéros de segment et les membres inférieurs

Numéro	Membre
1	Cuisse droite
2	Cuisse gauche
3	Mollet droit
4	Mollet gauche
5	Pied droit
6	Pied gauche

Pied :

L'origine du système de référence \mathbf{uvw} du pied se situe au niveau de la malléole extérieure, soit le marqueur 3 de la figure A V-2. L'axe \mathbf{w} est simplement le vecteur normal au plan formé par les trois marqueurs. L'axe \mathbf{u} est parallèle à la ligne passant par les marqueurs de talon (2) et des orteils (1). Finalement, l'axe \mathbf{v} est le résultat du produit vectoriel de \mathbf{u} et \mathbf{w} :

$$\mathbf{u}_{pied\ droit} = \mathbf{u}_5 = \frac{(\mathbf{p}_1 - \mathbf{p}_2)}{|\mathbf{p}_1 - \mathbf{p}_2|} \quad (\text{A V-31})$$

$$\mathbf{w}_{pied\ droit} = \mathbf{w}_5 = \frac{(\mathbf{p}_1 - \mathbf{p}_3) \times (\mathbf{p}_2 - \mathbf{p}_3)}{|(\mathbf{p}_1 - \mathbf{p}_3) \times (\mathbf{p}_2 - \mathbf{p}_3)|} \quad (\text{A V-32})$$

$$\mathbf{v}_{pied\ droit} = \mathbf{v}_5 = \mathbf{w}_5 \times \mathbf{u}_5 \quad (\text{A V-33})$$

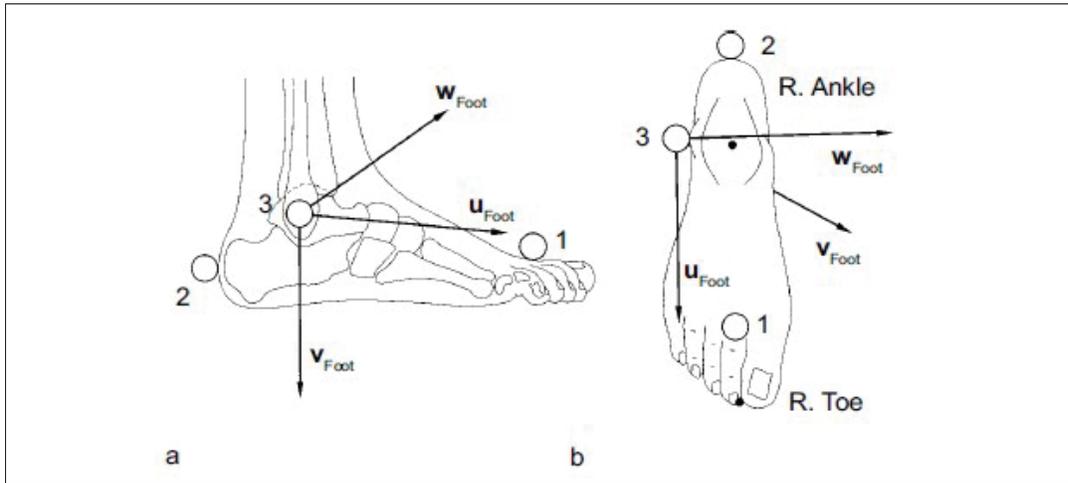


Figure-A V-2 Position des marqueurs du pied et système d'axes orthogonal. a) Vue de côté b) Vue de dessus
Tirée de Vaughan *et al.* (1999, p. 25)

Une fois que le système d'axe est défini, il reste à déterminer la position des articulations. La méthode utilisée est présentée en plus de détails dans (Vaughan, 2009). La méthode est basée sur des images à rayons X simultanées afin de déterminer la différence entre les marqueurs et la position réelle du centre de l'articulation. Pour la cheville et les orteils, Dr Vaughan définit les équations suivantes :

$$\mathbf{p}_{cheville\ droite} = \mathbf{p}_3 + 0.016A_{13}\mathbf{u}_5 - 0.392A_{15}\mathbf{v}_5 + 0.478A_{17}\mathbf{w}_5 \quad (\text{A V-34})$$

Note : des corrections ont été apportées pour que les équations fonctionnent avec les données utilisées.

$$\mathbf{p}_{orteils\ droits} = \mathbf{p}_3 + 0.742A_{13}\mathbf{u}_5 - 1.074A_{15}\mathbf{v}_5 + 0.187A_{17}\mathbf{w}_5 \quad (\text{A V-35})$$

Pour le pied gauche, on obtient :

$$\mathbf{u}_{\text{pied gauche}} = \mathbf{u}_6 = \frac{(\mathbf{p}_8 - \mathbf{p}_9)}{|\mathbf{p}_8 - \mathbf{p}_9|} \quad (\text{A V-36})$$

$$\mathbf{w}_{\text{pied gauche}} = \mathbf{w}_6 = \frac{(\mathbf{p}_8 - \mathbf{p}_{10}) \times (\mathbf{p}_9 - \mathbf{p}_{10})}{|(\mathbf{p}_8 - \mathbf{p}_{10}) \times (\mathbf{p}_9 - \mathbf{p}_{10})|} \quad (\text{A V-37})$$

$$\mathbf{v}_{\text{pied gauche}} = \mathbf{v}_6 = \mathbf{w}_6 \times \mathbf{u}_6 \quad (\text{A V-38})$$

$$\mathbf{p}_{\text{cheville gauche}} = \mathbf{p}_{10} + 0.016A_{14}\mathbf{u}_6 - 0.392A_{16}\mathbf{v}_6 - 0.478A_{18}\mathbf{w}_6 \quad (\text{A V-39})$$

$$\mathbf{p}_{\text{orteils gauches}} = \mathbf{p}_{10} + 0.742A_{14}\mathbf{u}_6 - 1.074A_{16}\mathbf{v}_6 - 0.187A_{18}\mathbf{w}_6 \quad (\text{A V-40})$$

Mollet :

Les mêmes équations s'appliquent aux mollets. Les points utilisés sont \mathbf{p}_3 , \mathbf{p}_4 et \mathbf{p}_5 pour la jambe droite et \mathbf{p}_{10} , \mathbf{p}_{11} et \mathbf{p}_{12} pour la jambe gauche qui représentent la malléole latérale, la baguette tibiale et l'épicondyle latéral fémorale respectivement. L'axe de référence \mathbf{v} est défini comme étant parallèle à la droite passant par l'épicondyle et la malléole :

$$\mathbf{v}_{\text{mollet droit}} = \mathbf{v}_3 = \frac{(\mathbf{p}_3 - \mathbf{p}_5)}{|\mathbf{p}_3 - \mathbf{p}_5|} \quad (\text{A V-41})$$

l'axe de référence \mathbf{u} est normal au plan défini par les trois marqueurs et « sort » du tibia vers l'avant :

$$\mathbf{u}_{\text{mollet droit}} = \mathbf{u}_3 = \frac{(\mathbf{p}_4 - \mathbf{p}_5) \times (\mathbf{p}_3 - \mathbf{p}_5)}{|(\mathbf{p}_4 - \mathbf{p}_5) \times (\mathbf{p}_3 - \mathbf{p}_5)|} \quad (\text{A V-42})$$

Finalement, l'axe \mathbf{w} est simplement le produit vectoriel des axes \mathbf{u} et \mathbf{v} :

$$\mathbf{w}_{\text{mollet droit}} = \mathbf{w}_3 = \mathbf{u}_3 \times \mathbf{v}_3 \quad (\text{A V-43})$$

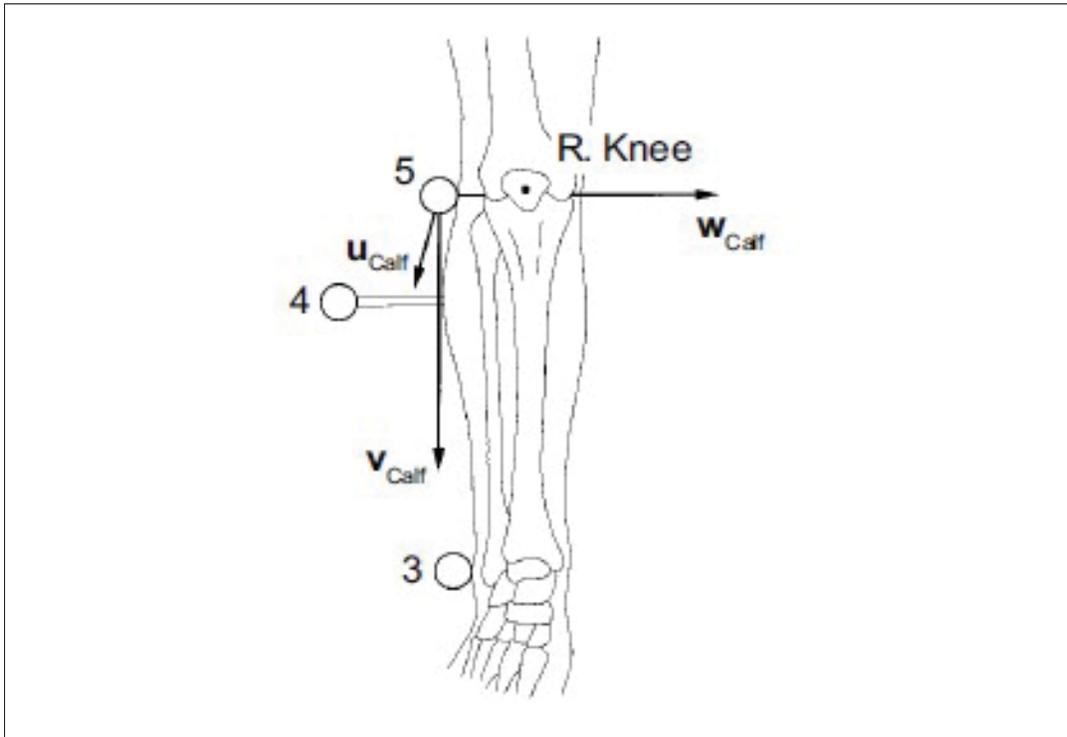


Figure-A V-3 Vue de face du mollet droit avec la position du marqueur de la malléole latérale (3), de la baguette tibiale (4) et de l'épicondyle latéral (5)
Tirée de Vaughan *et al.* (1999, p. 26)

Le centre du genou est défini par l'équation :

$$\mathbf{p}_{genoudroit} = \mathbf{p}_5 - 0.500A_{11}\mathbf{w}_3 \quad (\text{A V-44})$$

Les mêmes équations s'appliquent pour le côté gauche :

$$\mathbf{v}_{mollet\ gauche} = \mathbf{v}_4 = \frac{(\mathbf{p}_{10} - \mathbf{p}_{12})}{|\mathbf{p}_{10} - \mathbf{p}_{12}|} \quad (\text{A V-45})$$

$$\mathbf{u}_{mollet\ gauche} = \mathbf{u}_4 = \frac{(\mathbf{p}_{11} - \mathbf{p}_{12}) \times (\mathbf{p}_{10} - \mathbf{p}_{12})}{|(\mathbf{p}_{11} - \mathbf{p}_{12}) \times (\mathbf{p}_{10} - \mathbf{p}_{12})|} \quad (\text{A V-46})$$

$$\mathbf{w}_{mollet\ gauche} = \mathbf{w}_4 = \mathbf{u}_4 \times \mathbf{v}_4 \quad (\text{A V-47})$$

$$\mathbf{p}_{mollet\ gauche} = \mathbf{p}_{12} - 0.500A_{12}\mathbf{w}_4 \quad (\text{A V-48})$$

Bassin :

L'orientation du bassin est définie à l'aide des marqueurs des épines iliaques et du sacrum. L'axe \mathbf{v} est défini parallèle à la droite reliant les épines iliaques antéro supérieures et l'axe \mathbf{w} est défini comme la normale au plan créer par les trois marqueurs. L'axe \mathbf{u} est simplement le produit vectoriel des axes \mathbf{v} et \mathbf{w} :

$$\mathbf{v}_{bassin} = \frac{(\mathbf{p}_{14} - \mathbf{p}_7)}{|\mathbf{p}_{14} - \mathbf{p}_7|} \quad (\text{A V-49})$$

$$\mathbf{w}_{bassin} = \frac{(\mathbf{p}_7 - \mathbf{p}_{15}) \times (\mathbf{p}_{14} - \mathbf{p}_{15})}{|(\mathbf{p}_7 - \mathbf{p}_{15}) \times (\mathbf{p}_{14} - \mathbf{p}_{15})|} \quad (\text{A V-50})$$

$$\mathbf{u}_{bassin} = \mathbf{v}_{bassin} \times \mathbf{w}_{bassin} \quad (\text{A V-51})$$

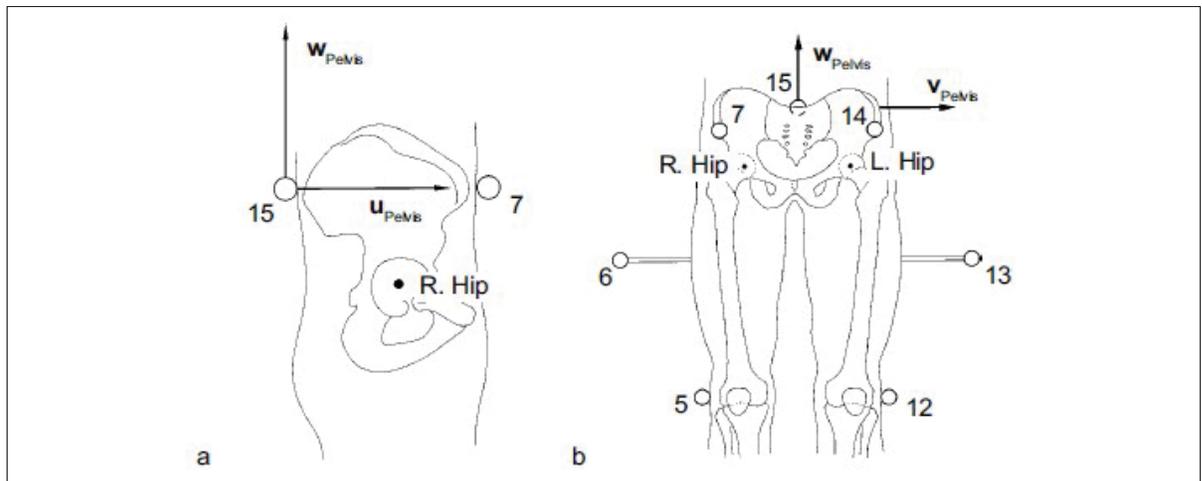


Figure-A V-4 a. Vue de côté du bassin b. Vue de face du bassin avec les positions des marqueurs des épicondyles latéraux (5,12) des baguettes fémorales (6,13), des épines iliaques antéro supérieures (7,14) et du sacrum (15)

Tirée de Vaughan *et al.* (1999, p. 27)

Les positions des centres des articulations des hanches sont estimées à l'aide des équations :

$$\mathbf{p}_{hanchedroite} = \mathbf{p}_{15} + 0.598A_2\mathbf{u}_{bassin} - 0.344A_2\mathbf{v}_{bassin} - 0.290A_2\mathbf{w}_{bassin} \quad (\text{A V-52})$$

$$\mathbf{P}_{hanche\ gauche} = \mathbf{p}_{15} + 0.598A_2\mathbf{u}_{bassin} + 0.344A_2\mathbf{v}_{bassin} - 0.290A_2\mathbf{w}_{bassin} \quad (\text{A V-53})$$

6.3 Systèmes d'axes des membres

La prochaine étape consiste à générer des référentiels locaux au niveau des segments (xyz) et qui sont rattachés aux centres de gravité des membres. Il faut noter que **I**, **J** et **K** sont des vecteurs unitaires dans les directions globales X, Y et Z respectivement alors que **i**, **j** et **k** sont des vecteurs unitaires dans les directions locales propres aux segments x, y et z respectivement.

Au niveau du bassin, le lien entre le repère **uvw** et le référentiel local xyz est :

$$\mathbf{i}_{bassin} = \mathbf{w}_{bassin} \quad (\text{A V-54})$$

$$\mathbf{j}_{bassin} = \mathbf{u}_{bassin} \quad (\text{A V-55})$$

$$\mathbf{k}_{bassin} = \mathbf{v}_{bassin} \quad (\text{A V-56})$$

Cuisses :

Les axes des cuisses sont définis comme suit :

L'axe x défini positif dans la direction genou-hanche.

$$\mathbf{i}_1 = \frac{(\mathbf{P}_{hanche\ droite} - \mathbf{P}_{genou\ droit})}{|\mathbf{P}_{hanche\ droite} - \mathbf{P}_{genou\ droit}|} \quad (\text{A V-57})$$

$$\mathbf{i}_2 = \frac{(\mathbf{P}_{hanche\ gauche} - \mathbf{P}_{genou\ gauche})}{|\mathbf{P}_{hanche\ gauche} - \mathbf{P}_{genou\ gauche}|} \quad (\text{A V-58})$$

L'axe y est défini positif « sortant » de la cuisse vers l'avant, c'est-à-dire comme la normale au plan défini par la hanche, le genou et le marqueur de la baguette fémorale.

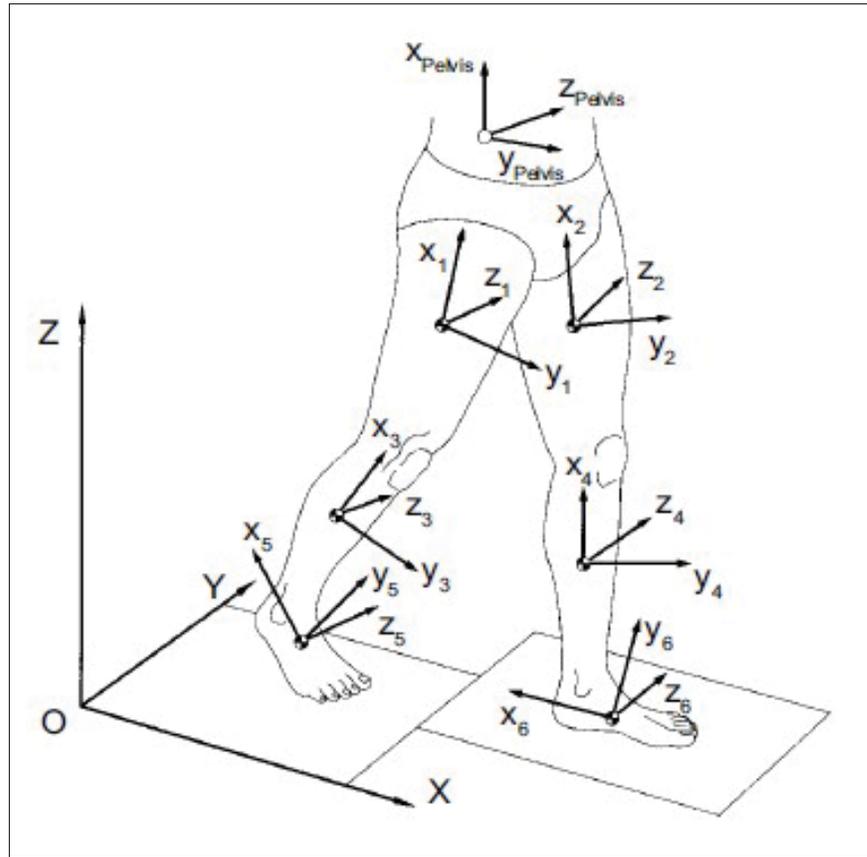


Figure-A V-5 Orientations des systèmes d'axes propres à chaque membre

Tirée de Vaughan *et al.* (1999, p. 29)

$$\mathbf{j}_1 = \frac{(\mathbf{P}_6 - \mathbf{P}_{\text{hanche droite}}) \times (\mathbf{P}_{\text{genou droit}} - \mathbf{P}_{\text{hanche droite}})}{|(\mathbf{P}_6 - \mathbf{P}_{\text{hanche droite}}) \times (\mathbf{P}_{\text{genou droit}} - \mathbf{P}_{\text{hanche droite}})|} \quad (\text{A V-59})$$

$$\mathbf{j}_2 = \frac{(\mathbf{P}_{\text{genou gauche}} - \mathbf{P}_{\text{hanche gauche}}) \times (\mathbf{P}_{13} - \mathbf{P}_{\text{hanche gauche}})}{|(\mathbf{P}_{\text{genou gauche}} - \mathbf{P}_{\text{hanche gauche}}) \times (\mathbf{P}_{13} - \mathbf{P}_{\text{hanche gauche}})|} \quad (\text{A V-60})$$

Finalement, l'axe z est défini positif vers la gauche du participant.

$$\mathbf{k}_1 = \mathbf{i}_1 \times \mathbf{j}_1 \quad (\text{A V-61})$$

$$\mathbf{k}_2 = \mathbf{i}_2 \times \mathbf{j}_2 \quad (\text{A V-62})$$

Mollets :

Les axes des mollets sont définis comme suit :

L'axe x défini positif dans la direction cheville-genou.

$$\mathbf{i}_3 = \frac{(\mathbf{p}_{genou\ droit} - \mathbf{p}_{cheville\ droite})}{|\mathbf{p}_{genou\ droit} - \mathbf{p}_{cheville\ droite}|} \quad (\text{A V-63})$$

$$\mathbf{i}_4 = \frac{(\mathbf{p}_{genou\ gauche} - \mathbf{p}_{cheville\ gauche})}{|\mathbf{p}_{genou\ gauche} - \mathbf{p}_{cheville\ gauche}|} \quad (\text{A V-64})$$

L'axe y est défini positif « sortant » du mollet vers l'avant, c'est-à-dire comme la normale au plan défini par le genou, la cheville et le marqueur de la baguette tibiale.

$$\mathbf{j}_3 = \frac{(\mathbf{p}_5 - \mathbf{p}_{genou\ droit}) \times (\mathbf{p}_{cheville\ droite} - \mathbf{p}_{genou\ droit})}{|(\mathbf{p}_5 - \mathbf{p}_{genou\ droit}) \times (\mathbf{p}_{cheville\ droite} - \mathbf{p}_{genou\ droit})|} \quad (\text{A V-65})$$

$$\mathbf{j}_4 = \frac{(\mathbf{p}_{cheville\ gauche} - \mathbf{p}_{genou\ gauche}) \times (\mathbf{p}_{12} - \mathbf{p}_{genou\ gauche})}{|(\mathbf{p}_{cheville\ gauche} - \mathbf{p}_{genou\ gauche}) \times (\mathbf{p}_{12} - \mathbf{p}_{genou\ gauche})|} \quad (\text{A V-66})$$

Finalement, l'axe z est défini positif vers la gauche du participant.

$$\mathbf{k}_3 = \mathbf{i}_3 \times \mathbf{j}_3 \quad (\text{A V-67})$$

$$\mathbf{k}_4 = \mathbf{i}_4 \times \mathbf{j}_4 \quad (\text{A V-68})$$

Pieds :

Les axes des mollets sont définis comme suit :

L'axe x défini positif dans la direction orteils-talon, soit vers l'arrière du pied.

$$\mathbf{i}_5 = \frac{(\mathbf{p}_2 - \mathbf{p}_{\text{orteilsdroits}})}{|\mathbf{p}_2 - \mathbf{p}_{\text{orteilsdroits}}|} \quad (\text{A V-69})$$

$$\mathbf{i}_6 = \frac{(\mathbf{p}_9 - \mathbf{p}_{\text{orteilsgauches}})}{|\mathbf{p}_9 - \mathbf{p}_{\text{orteilsgauches}}|} \quad (\text{A V-70})$$

L'axe z est défini positif vers la gauche, c'est-à-dire comme la normale au plan défini par le talon, des orteils et la cheville.

$$\mathbf{k}_5 = \frac{(\mathbf{p}_{\text{cheville droite}} - \mathbf{p}_2) \times (\mathbf{p}_{\text{orteilsdroits}} - \mathbf{p}_2)}{|(\mathbf{p}_{\text{cheville droite}} - \mathbf{p}_2) \times (\mathbf{p}_{\text{orteilsdroits}} - \mathbf{p}_2)|} \quad (\text{A V-71})$$

$$\mathbf{k}_6 = \frac{(\mathbf{p}_{\text{cheville gauche}} - \mathbf{p}_9) \times (\mathbf{p}_{\text{orteilsgauches}} - \mathbf{p}_9)}{|(\mathbf{p}_{\text{cheville gauche}} - \mathbf{p}_9) \times (\mathbf{p}_{\text{orteilsgauches}} - \mathbf{p}_9)|} \quad (\text{A V-72})$$

Finalement, l'axe y est défini positif vers le haut du pied.

$$\mathbf{j}_5 = \mathbf{k}_5 \times \mathbf{i}_5 \quad (\text{A V-73})$$

$$\mathbf{j}_6 = \mathbf{k}_6 \times \mathbf{i}_6 \quad (\text{A V-74})$$

6.4 Expression des angles des articulations anatomiques selon (Grood & Suntay, 1983)

La méthode utilisée par (Grood & Suntay, 1983) pour définir l'orientation d'un segment par rapport à son voisin est basée sur la méthode développée par (Grood & Suntay, 1983). Il est donc d'importance de couvrir cette méthode et ensuite d'y apporter les modifications nécessaires afin de l'adapter aux systèmes d'axes employés par (Vaughan *et al.*, 1999).

En utilisant les systèmes d'axes définis dans la section précédente, il est possible de définir les trois rotations permettant de passer d'un référentiel à l'autre. Les trois axes de rotation qui composent le système de coordonnées de l'articulation sont présentés à la figure A V-6. Ces

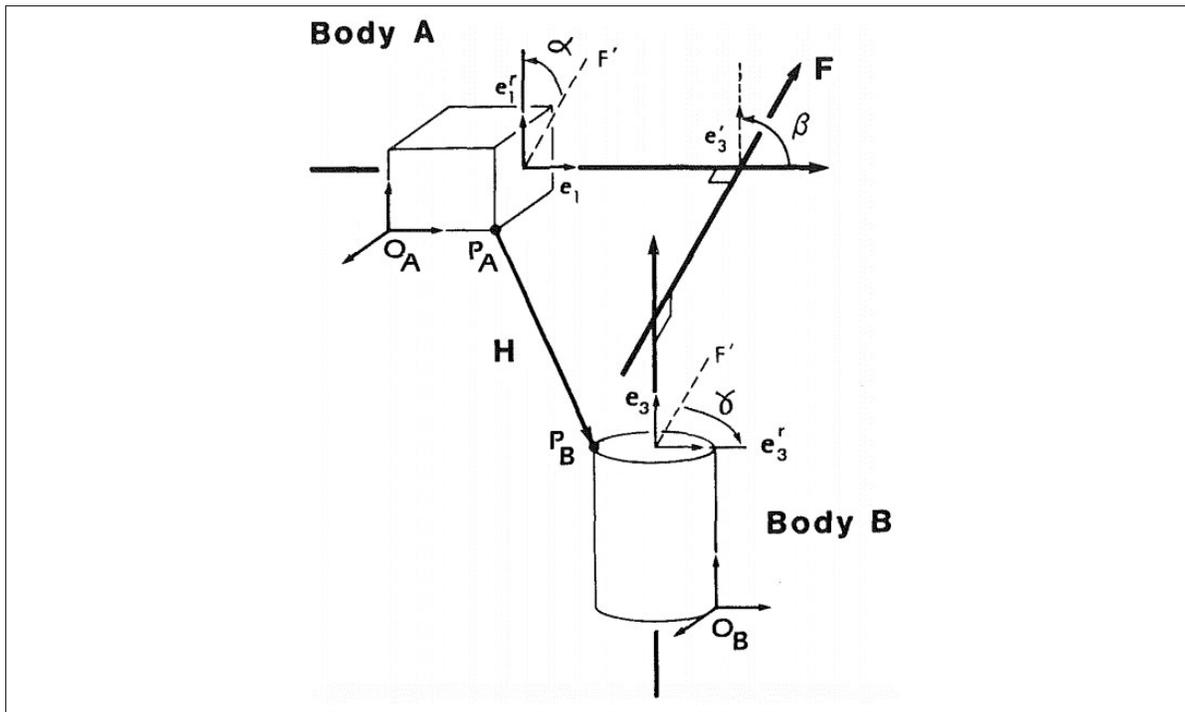


Figure-A V-6 Le système de coordonnées généralisé de l'articulation est composé de trois axes. Deux de ces axes sont attachés aux deux segments concernés. Ces axes sont définis par les vecteurs unitaires e_1 et e_3 et sont appelés « axes fixés aux segments ». Le troisième axe, appelé F, est la perpendiculaire commune aux axes fixés. Vu que c'est axe n'est pas fixé à un segment et qu'il bouge en relation avec les autres axes, il est appelé « axe flottant » [Traduction libre]

Tirée de Grood & Suntay (1983, p. 137)

axes sont définis à l'aide des vecteurs unitaires e_1 , e_2 et e_3 . Les vecteurs e_1 et e_3 sont attachés aux segments proximal et distal respectivement et définissent deux axes dits « fixés ». Le troisième axe, appelé F, est perpendiculaire aux axes fixés et est appelé l'axe « flottant ». Il est défini par le vecteur unitaire e_2 qui est la normale au plan créé par les vecteurs e_1 et e_3 :

$$e_2 = \frac{(e_3 \times e_1)}{|e_3 \times e_1|} \quad (\text{A V-75})$$

Afin de définir deux des trois angles, il est important de définir deux vecteurs perpendiculaires aux vecteurs \mathbf{e}_1 et \mathbf{e}_3 , soit \mathbf{e}_1^r et \mathbf{e}_3^r . Les orientations de ces deux vecteurs sont définies de manière à être pratiques.

6.5 Application au genou

Dans leur article, (Grood & Suntay, 1983) donne un exemple appliqué au genou. Les vecteurs unitaires représentant les axes sont définis dans le tableau A V-5.

Tableau-A V-5 Correspondance entre les numéros de segment et les membres inférieurs

Axe fémoral (flexion)	$\mathbf{e}_1 = \mathbf{I}$	$\mathbf{e}_1^r = \mathbf{J}$
Axe tibial (Rotation tibiale)	$\mathbf{e}_3 = \mathbf{k}$	$\mathbf{e}_3^r = \mathbf{j}$
\mathbf{I}, \mathbf{i} sont dirigés vers la droite. \mathbf{J}, \mathbf{j} sont dirigés antérieurement.		

Dans le cas du genou, les équations qui définissent les angles sont donc :

- Flexion (+) / Extension (-) exprimé par l'angle α :

$$\sin \alpha = -\mathbf{e}_2 \cdot \mathbf{K} \quad (\text{A V-76})$$

- Abduction (+) / Adduction (-) exprimé par l'angle β :

$$\cos \beta = \mathbf{I} \cdot \mathbf{k} \quad (\text{A V-77})$$

$$Adduction = \begin{cases} \beta - \frac{\pi}{2}, & \text{genou droit} \\ \frac{\pi}{2} - \beta, & \text{genou gauche} \end{cases} \quad (\text{A V-78})$$

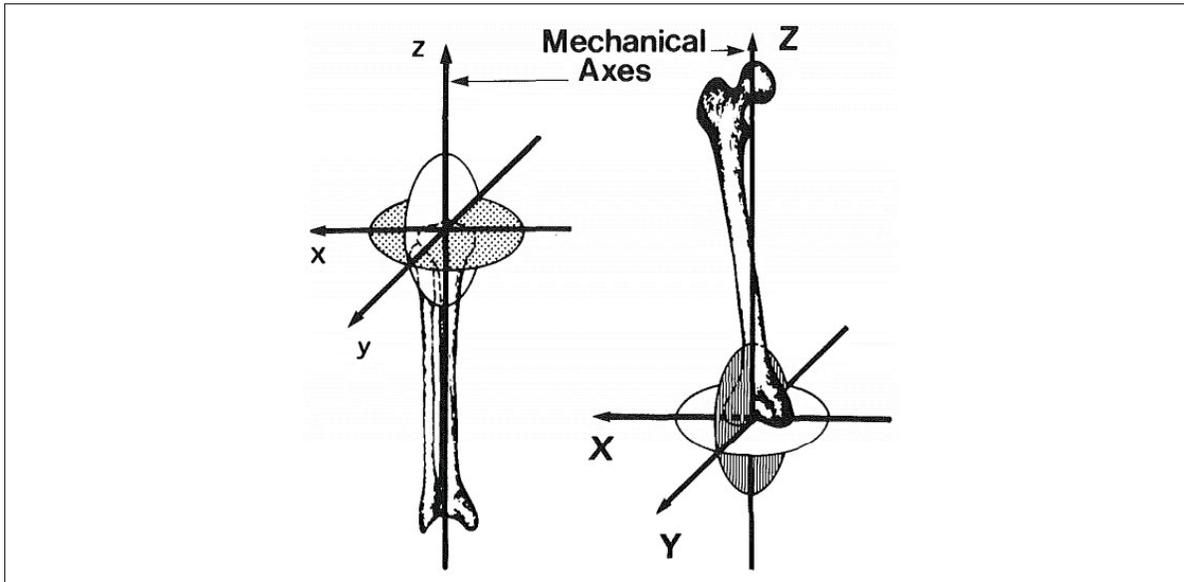


Figure-A V-7 Les systèmes de coordonnées cartésiens sont définis pour chaque os. Les lettres capitales X, Y et Z dénotent le système d'axe fémoral et les lettres x, y et z dénotent le système d'axe tibial. Pour les deux os l'axe z est positif dans la direction proximale, y est positif antérieurement et l'axe x est positif vers la droite. Les vecteurs unitaires de bases sont $\mathbf{I} \mathbf{J} \mathbf{K}$ pour le fémur et $\mathbf{i} \mathbf{j} \mathbf{k}$ pour le tibia [Traduction libre]
Tirée de Grood & Suntay (1983, p. 138)

- Rotation interne (+) / externe (-) exprimée par l'angle γ :

$$\sin \gamma = \begin{cases} -\mathbf{e}_2 \cdot \mathbf{i}, & \text{genou droit} \\ \mathbf{e}_2 \cdot \mathbf{i}, & \text{genou gauche} \end{cases} \quad (\text{A V-79})$$

6.6 Équations d'estimation des angles aux articulations

La méthode développée dans la section précédente doit être adaptée, car le système d'axes utilisé dans (Vaughan *et al.*, 1999) est différent. Heureusement, les différences ne se tiennent qu'à l'attribution des vecteurs \mathbf{e}_1 , \mathbf{e}_2 et \mathbf{e}_3 . (Vaughan *et al.*, 1999) assignent la convention suivante aux 6 articulations :

$$\mathbf{k}_{proximal} = \text{axe de flexion/extension} = \mathbf{I}_{Grood \& Suntay} \quad (\text{A V-80})$$

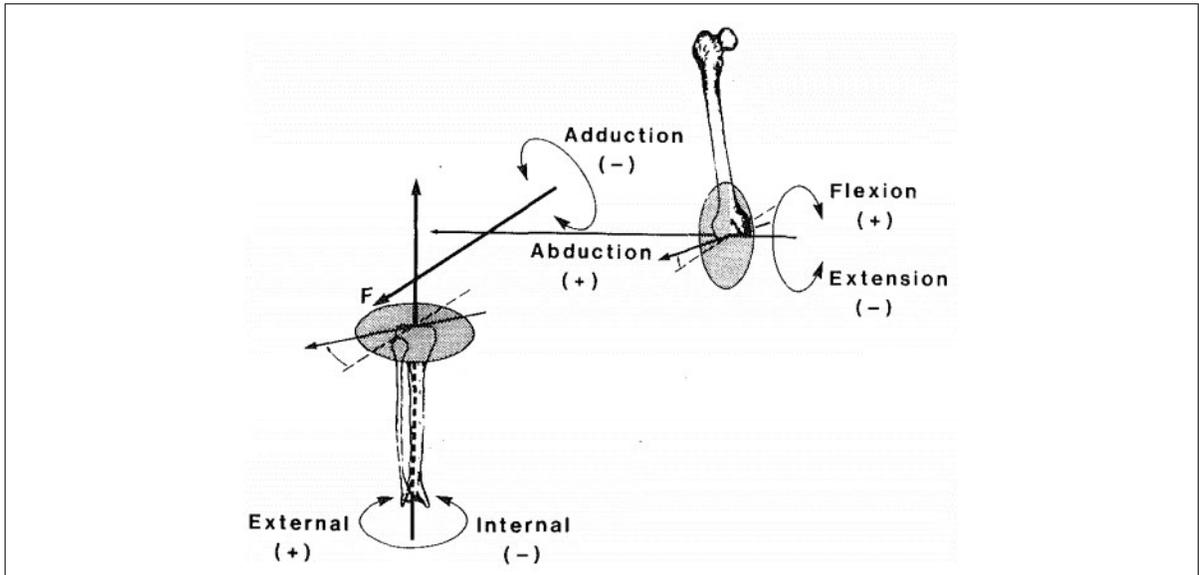


Figure-A V-8 Les angles des articulations sont définis par des rotations qui se produisent autour des axes de l'articulation. Le mouvement de flexion-extension se produit autour de l'axe fixé au fémur. Le mouvement extérieur-intérieur se fait autour de l'axe fixé au tibia.

Le mouvement d'abd-adduction se produit autour de l'axe flottant [Traduction libre]

Tirée de Grood & Suntay (1983, p. 138)

$$\mathbf{i}_{proximal} = \text{axe de interne/externe} = \mathbf{k}_{Grood \& Suntay} \quad (\text{A V-81})$$

$$\mathbf{I}_{proximal} = \text{axe d'abduction/adduction} = \mathbf{e}_{2Grood \& Suntay} \quad (\text{A V-82})$$

L'axe flottant F est défini par le vecteur unitaire \mathbf{I} selon l'équation suivante :

$$\mathbf{I}_{articulation} = \frac{\mathbf{k}_{proximal} \times \mathbf{i}_{distal}}{|\mathbf{k}_{proximal} \times \mathbf{i}_{distal}|} \quad (\text{A V-83})$$

Les angles α , β et γ restent la définition de Flexion (+)/Extension (-), d'Abduction (+)/Adduction (-) et de rotation interne (+)/externe (-) respectivement. Ces angles pour les différentes articulations sont calculés à l'aide des équations suivantes :

Hanches :

$$\alpha_{hanche\ droite} = \arcsin(\mathbf{I}_{hanche\ droite} \cdot \mathbf{i}_{bassin}) \quad (\text{A V-84})$$

$$\beta_{hanche\ droite} = \arcsin(\mathbf{k}_{bassin} \cdot \mathbf{i}_1) \quad (\text{A V-85})$$

$$\gamma_{hanche\ droite} = -\arcsin(\mathbf{I}_{hanche\ droite} \cdot \mathbf{k}_1) \quad (\text{A V-86})$$

$$\alpha_{hanche\ gauche} = \arcsin(\mathbf{I}_{hanche\ gauche} \cdot \mathbf{i}_{bassin}) \quad (\text{A V-87})$$

$$\beta_{hanche\ gauche} = -\arcsin(\mathbf{k}_{bassin} \cdot \mathbf{i}_2) \quad (\text{A V-88})$$

$$\gamma_{hanche\ gauche} = \arcsin(\mathbf{I}_{hanche\ gauche} \cdot \mathbf{k}_1) \quad (\text{A V-89})$$

Genoux :

$$\alpha_{genou\ droit} = -\arcsin(\mathbf{I}_{genou\ droit} \cdot \mathbf{i}_1) \quad (\text{A V-90})$$

$$\beta_{genou\ droit} = \arcsin(\mathbf{k}_1 \cdot \mathbf{i}_3) \quad (\text{A V-91})$$

$$\gamma_{genou\ droit} = -\arcsin(\mathbf{I}_{genou\ droit} \cdot \mathbf{k}_3) \quad (\text{A V-92})$$

$$\alpha_{genou\ gauche} = -\arcsin(\mathbf{I}_{genou\ gauche} \cdot \mathbf{i}_2) \quad (\text{A V-93})$$

$$\beta_{genou\ gauche} = \arcsin(\mathbf{k}_2 \cdot \mathbf{i}_4) \quad (\text{A V-94})$$

$$\gamma_{genou\ gauche} = -\arcsin(\mathbf{I}_{genou\ gauche} \cdot \mathbf{k}_4) \quad (\text{A V-95})$$

Chevilles :

$$\alpha_{cheville\ droite} = \arcsin(\mathbf{I}_{cheville\ droite} \cdot \mathbf{i}_3) \quad (\text{A V-96})$$

$$\beta_{cheville\ droite} = \arcsin(\mathbf{k}_3 \cdot \mathbf{i}_5) \quad (\text{A V-97})$$

$$\gamma_{cheville droite} = -\arcsin(\mathbf{I}_{cheville droite} \cdot \mathbf{k}_5) \quad (\text{A V-98})$$

$$\alpha_{cheville gauche} = \arcsin(\mathbf{I}_{cheville gauche} \cdot \mathbf{i}_4) \quad (\text{A V-99})$$

$$\beta_{cheville gauche} = -\arcsin(\mathbf{k}_4 \cdot \mathbf{i}_6) \quad (\text{A V-100})$$

$$\gamma_{cheville gauche} = \arcsin(\mathbf{I}_{cheville gauche} \cdot \mathbf{k}_6) \quad (\text{A V-101})$$

Il est possible d'utiliser la même technique pour définir l'orientation d'un membre par rapport à un repère global. Posant le vecteur unitaire de l'axe flottant comme étant \mathbf{L} défini perpendiculaire aux vecteurs \mathbf{K} et \mathbf{k} , les angles sont définis par (Vaughan *et al.*, 1999) comme étant :

1. Angle entre la normale au plan X/L et l'axe Z :

$$\phi = \arcsin[(\mathbf{I} \times \mathbf{L}) \cdot \mathbf{K}] \quad (\text{A V-102})$$

2. Angle entre la normale au plan Z/z et l'axe F :

$$\theta = \arcsin[(\mathbf{K} \times \mathbf{k}) \cdot \mathbf{L}] \quad (\text{A V-103})$$

3. Angle entre la normale au plan F/x et l'axe z :

$$\psi = \arcsin[(\mathbf{L} \times \mathbf{i}) \cdot \mathbf{k}] \quad (\text{A V-104})$$

Cette transformation est communément appelée ZXZ où X est l'axe flottant F.

Les vitesses angulaires des segments peuvent être obtenues à partir des angles d'Euler comme suit :

$$\omega_{membre x} = \dot{\phi} \sin \theta \sin \psi + \dot{\theta} \cos \psi \quad (\text{A V-105})$$

$$\omega_{membre y} = \dot{\phi} \sin \theta \cos \psi - \dot{\theta} \sin \psi \quad (\text{A V-106})$$

$$\omega_{membre z} = \dot{\phi} \cos \theta + \dot{\psi} \quad (\text{A V-107})$$

où

$$\dot{x} = \frac{dx}{dt}, \quad \ddot{x} = \frac{d^2x}{dt^2} \quad (\text{A V-108})$$

Les accélérations angulaires sont obtenues en dérivant les équations des vitesses :

$$\dot{\omega}_{membre x} = \ddot{\phi} \sin \theta \sin \psi + \dot{\phi} \dot{\theta} \cos \theta \sin \psi + \dot{\phi} \dot{\psi} \sin \theta \cos \psi + \ddot{\theta} \cos \psi - \dot{\theta} \dot{\psi} \sin \psi \quad (\text{A V-109})$$

$$\dot{\omega}_{membre y} = \ddot{\phi} \sin \theta \cos \psi + \dot{\phi} \dot{\theta} \cos \theta \cos \psi - \dot{\phi} \dot{\psi} \sin \theta \sin \psi - \ddot{\theta} \sin \psi - \dot{\theta} \dot{\psi} \cos \psi \quad (\text{A V-110})$$

$$\dot{\omega}_{membre z} = \ddot{\phi} \cos \theta - \dot{\phi} \dot{\theta} \sin \theta + \ddot{\psi} \quad (\text{A V-111})$$

6.7 Dynamique des articulations

Maintenant que les paramètres de masses et inerties et les positions des centres de gravité des membres et que leurs vitesses et accélérations angulaires sont connues, il est possible d'estimer les forces et moments agissant sur les articulations. Afin d'obtenir ces forces et moments, six étapes sont à compléter pour chacun des membres en partant des membres distaux, soit les pieds :

1. Calculer les forces à l'articulation proximale en utilisant la deuxième loi de Newton sous la forme linéaire ;
2. Calculer les bras de levier proximal et distal entre le point d'application de la force et le centre de gravité du membre ;
3. Calculer le moment résiduel agissant sur le membre ;
4. Calculer le changement de quantité de mouvement angulaire du membre ;
5. Calculer le moment résultant à l'articulation, premièrement dans le référentiel local en utilisant la deuxième loi de Newton sous la forme angulaire, puis dans le référentiel global ;
6. Convertir les forces et moments à l'articulation du référentiel global au référentiel local.

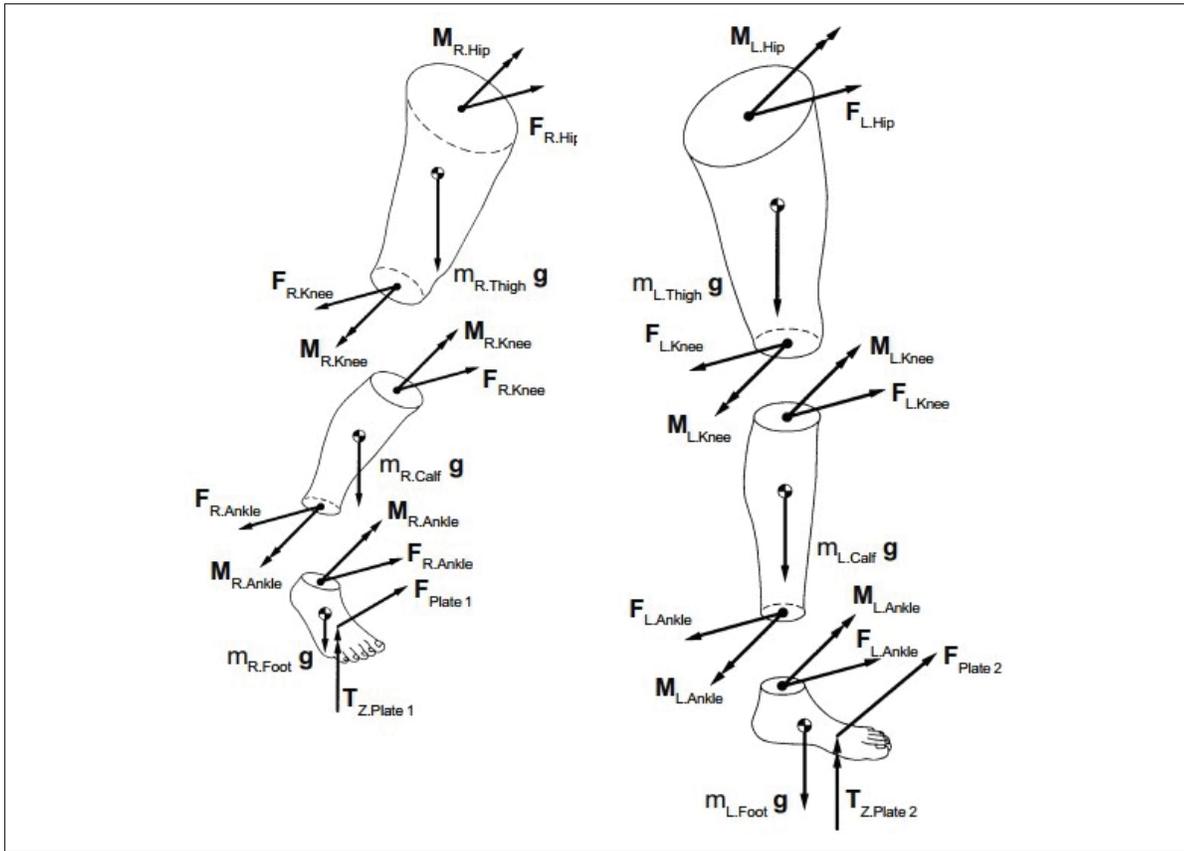


Figure-A V-9 Diagrammes des corps libres de la jambe droite (a) et de la jambe gauche (b) pour le pied, le mollet et la cuisse, montrant les forces et moments agissant sur chaque membre. Les forces et moments à la cheville et au genou sont égaux et opposés pour les membres voisins (pied/mollet et mollet/cuisse respectivement) [Traduction libre] Tirée de Vaughan *et al.* (1999, p. 106)

6.7.1 Pied droit

Le pied est un cas particulier, car il applique une force au sol. Les équations auront donc une composante de ces forces et moments.

Étape 1 : Somme des forces

La vitesse et l'accélération du centre de gravité sont calculées à l'aide des expressions :

$$\frac{d\mathbf{p}_{CG5_n}}{dt} = \dot{\mathbf{p}}_{CG5_n} = \frac{\mathbf{p}_{CG5_{n+1}} - \mathbf{p}_{CG5_{n-1}}}{2\Delta t} \quad (\text{A V-112})$$

où $2\Delta t = t_{n+1} - t_{n-1}$

$$\frac{d^2 \mathbf{p}_{CG5_n}}{dt^2} = \ddot{\mathbf{p}}_{CG5_n} = \frac{\mathbf{p}_{CG5_{n+1}} - \mathbf{p}_{CG5_n} + \mathbf{p}_{CG5_{n-1}}}{(\Delta t)^2} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ g \end{bmatrix} \quad (\text{A V-113})$$

où $\Delta t = t_{n+1} - t_n$ et $g = 9.81 \text{ ms}^{-2}$. Une fois l'accélération calculée, il est possible de la force résultante à la cheville à chaque instant :

$$m_5 \ddot{\mathbf{p}}_{CG5} = \mathbf{F}_{cheville droite} + \mathbf{F}_{balance1} \Leftrightarrow \mathbf{F}_{cheville droite} = m_5 \ddot{\mathbf{p}}_{CG5} - \mathbf{F}_{balance1} \quad (\text{A V-114})$$

Note : bien que la notation ne soit pas appliquée afin d'alléger les équations, il faut appliquer les équations à chaque pas de temps.

Étape 2 : Bras de levier distal et proximal

$$\mathbf{p}_{prx5} = \mathbf{p}_{cheville droite} - \mathbf{p}_{CG5} \quad (\text{A V-115})$$

$$\mathbf{p}_{dis5} = \mathbf{p}_{balance1} - \mathbf{p}_{CG5} \quad (\text{A V-116})$$

$$\text{où } \mathbf{p}_{balance1} = \begin{bmatrix} DX1 & DY1 & 0 \end{bmatrix}^T$$

Étape 3 : Moment résiduel

$$\mathbf{M}_{res5} = \mathbf{T}_{balance1} + (\mathbf{p}_{prx5} \times \mathbf{F}_{cheville droite}) + (\mathbf{p}_{dis5} \times \mathbf{F}_{balance1}) \quad (\text{A V-117})$$

$$\text{où } \mathbf{T} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & T_{balance1Z} \end{bmatrix}$$

Étape 4 : changement de quantité de mouvement angulaire

Le changement de quantité de mouvement angulaire est calculé dans le référentiel du membre :

$$\dot{H}_{5x} = I_{5Int/Ext} \dot{\omega}_{5x} + (I_{5Flx/Ext} - I_{5Abd/Add}) \omega_{5y} \omega_{5z} \quad (\text{A V-118})$$

$$\dot{H}_{5y} = I_{5Abd/Add} \dot{\omega}_{5y} + (I_{5Int/Ext} - I_{5Flx/Ext}) \omega_{5x} \omega_{5z} \quad (\text{A V-119})$$

$$\dot{H}_{5z} = I_{5Flx/Ext} \dot{\omega}_{5z} + (I_{5Abd/Add} - I_{5Int/Ext}) \omega_{5x} \omega_{5y} \quad (\text{A V-120})$$

La quantité de mouvement peut ensuite être exprimée dans le référentiel global :

$$\dot{\mathbf{H}}_5 = \dot{H}_{5x} \mathbf{i}_5 + \dot{H}_{5y} \mathbf{j}_5 + \dot{H}_{5z} \mathbf{k}_5 \quad (\text{A V-121})$$

Le moment résultant à la cheville est calculé :

$$M_{cheville droite x} = \dot{H}_{5x} - \mathbf{i}_5 \cdot \mathbf{M}_{res5} \quad (\text{A V-122})$$

$$M_{cheville droite y} = \dot{H}_{5y} - \mathbf{j}_5 \cdot \mathbf{M}_{res5} \quad (\text{A V-123})$$

$$M_{cheville droite z} = \dot{H}_{5z} - \mathbf{k}_5 \cdot \mathbf{M}_{res5} \quad (\text{A V-124})$$

Et transformé en un vecteur exprimé dans le référentiel global :

$$\mathbf{M}_{cheville droite} = M_{cheville droite x} \mathbf{i}_5 + M_{cheville droite y} \mathbf{j}_5 + M_{cheville droite z} \mathbf{k}_5 \quad (\text{A V-125})$$

Étape 6 : Forces et Moments dans le référentiel local

$\mathbf{F}_{cheville\ droite}$ et $\mathbf{M}_{cheville\ droite}$ sont exprimés dans le référentiel global, ce qui est pratique pour l'appliquer d'un membre à l'autre. Par contre, d'un point de vue d'analyse à l'articulation, il est essentiel de les exprimer dans un référentiel local à l'articulation :

$$F_{cheville\ droite\ Prx/Dist} = \mathbf{F}_{cheville\ droite} \cdot \mathbf{i}_5 \quad (\text{A V-126})$$

$$F_{cheville\ droite\ Med/Lat} = \mathbf{F}_{cheville\ droite} \cdot \mathbf{k}_3 \quad (\text{A V-127})$$

$$F_{cheville\ droite\ Ant/Pos} = \mathbf{F}_{cheville\ droite} \cdot \mathbf{I}_{cheville\ droite} \quad (\text{A V-128})$$

et

$$M_{cheville\ droite\ Inv/Eve} = \mathbf{M}_{cheville\ droite} \cdot \mathbf{i}_5 \quad (\text{A V-129})$$

$$M_{cheville\ droite\ Pla/Dor} = \mathbf{M}_{cheville\ droite} \cdot \mathbf{k}_3 \quad (\text{A V-130})$$

$$M_{cheville\ droite\ Var/Val} = -\mathbf{M}_{cheville\ droite} \cdot \mathbf{I}_{cheville\ droite} \quad (\text{A V-131})$$

6.7.2 Pied gauche

Les équations pour le pied gauche sont similaires :

$$\frac{d\mathbf{p}_{CG6_n}}{dt} = \dot{\mathbf{p}}_{CG6_n} = \frac{\mathbf{p}_{CG6_{n+1}} - \mathbf{p}_{CG6_{n-1}}}{2\Delta t} \quad (\text{A V-132})$$

$$\frac{d^2\mathbf{p}_{CG6_n}}{dt^2} = \ddot{\mathbf{p}}_{CG6_n} = \frac{\mathbf{p}_{CG6_{n+1}} - \mathbf{p}_{CG6_n} + \mathbf{p}_{CG6_{n-1}}}{(\Delta t)^2} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ g \end{bmatrix} \quad (\text{A V-133})$$

$$\mathbf{F}_{cheville\ gauche} = m_6 \ddot{\mathbf{p}}_{CG6} - \mathbf{F}_{balance2} \quad (\text{A V-134})$$

$$\mathbf{P}_{prx6} = \mathbf{P}_{cheville\ gauche} - \mathbf{P}_{CG6} \quad (\text{A V-135})$$

$$\mathbf{P}_{dis6} = \mathbf{P}_{balance2} - \mathbf{P}_{CG6} \quad (\text{A V-136})$$

$$\text{où } \mathbf{P}_{balance2} = \begin{bmatrix} DX2 & DY2 & 0 \end{bmatrix}$$

$$\mathbf{M}_{res6} = \mathbf{T}_{balance2} + (\mathbf{P}_{prx6} \times \mathbf{F}_{cheville\ gauche}) + (\mathbf{P}_{dis6} \times \mathbf{F}_{balance2}) \quad (\text{A V-137})$$

$$\text{où } \mathbf{T} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & T_{balance2Z} \end{bmatrix}$$

$$\dot{H}_{6x} = I_{6Int/Ext} \dot{\omega}_{6x} + (I_{6Flx/Ext} - I_{6Abd/Add}) \omega_{6y} \omega_{6z} \quad (\text{A V-138})$$

$$\dot{H}_{6y} = I_{6Abd/Add} \dot{\omega}_{6y} + (I_{6Int/Ext} - I_{6Flx/Ext}) \omega_{6x} \omega_{6z} \quad (\text{A V-139})$$

$$\dot{H}_{6z} = I_{6Flx/Ext} \dot{\omega}_{6z} + (I_{6Abd/Add} - I_{6Int/Ext}) \omega_{6x} \omega_{6y} \quad (\text{A V-140})$$

$$\dot{\mathbf{H}}_6 = \dot{H}_{6x} \mathbf{i}_6 + \dot{H}_{6y} \mathbf{j}_6 + \dot{H}_{6z} \mathbf{k}_6 \quad (\text{A V-141})$$

$$M_{cheville\ gauche\ x} = \dot{H}_{6x} - \mathbf{i}_6 \cdot \mathbf{M}_{res6} \quad (\text{A V-142})$$

$$M_{cheville\ gauche\ y} = \dot{H}_{6y} - \mathbf{j}_6 \cdot \mathbf{M}_{res6} \quad (\text{A V-143})$$

$$M_{cheville\ gauche\ z} = \dot{H}_{6z} - \mathbf{k}_6 \cdot \mathbf{M}_{res6} \quad (\text{A V-144})$$

$$\mathbf{M}_{cheville\ gauche} = M_{cheville\ gauche\ x} \mathbf{i}_6 + M_{cheville\ gauche\ y} \mathbf{j}_6 + M_{cheville\ gauche\ z} \mathbf{k}_6 \quad (\text{A V-145})$$

$$F_{cheville\ gauche\ Prx/Dist} = \mathbf{F}_{cheville\ gauche} \cdot \mathbf{i}_6 \quad (\text{A V-146})$$

$$F_{cheville\ gauche\ Med/Lat} = -\mathbf{F}_{cheville\ gauche} \cdot \mathbf{k}_4 \quad (\text{A V-147})$$

$$F_{cheville\ gauche\ Ant/Pos} = \mathbf{F}_{cheville\ gauche} \cdot \mathbf{I}_{cheville\ gauche} \quad (\text{A V-148})$$

$$M_{cheville\ gauche\ Inv/Eve} = -\mathbf{M}_{cheville\ gauche} \cdot \mathbf{i}_6 \quad (\text{A V-149})$$

$$M_{cheville\ gauche\ Pla/Dor} = \mathbf{M}_{cheville\ gauche} \cdot \mathbf{k}_4 \quad (\text{A V-150})$$

$$M_{cheville\ gauche\ Var/Val} = \mathbf{M}_{cheville\ gauche} \cdot \mathbf{I}_{cheville\ gauche} \quad (\text{A V-151})$$

6.7.3 Genou droit

$$\frac{d\mathbf{p}_{CG3n}}{dt} = \dot{\mathbf{p}}_{CG3n} = \frac{\mathbf{p}_{CG3n+1} - \mathbf{p}_{CG3n-1}}{2\Delta t} \quad (\text{A V-152})$$

$$\frac{d^2\mathbf{p}_{CG3n}}{dt^2} = \ddot{\mathbf{p}}_{CG3n} = \frac{\mathbf{p}_{CG3n+1} - \mathbf{p}_{CG3n} + \mathbf{p}_{CG3n-1}}{(\Delta t)^2} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ g \end{bmatrix} \quad (\text{A V-153})$$

$$\mathbf{F}_{genoudroit} = m_3 \ddot{\mathbf{p}}_{CG3} - \mathbf{F}_{cheville\ droite} \quad (\text{A V-154})$$

$$\mathbf{p}_{prx3} = \mathbf{p}_{genoudroit} - \mathbf{p}_{CG3} \quad (\text{A V-155})$$

$$\mathbf{p}_{dis3} = \mathbf{p}_{cheville\ droite} - \mathbf{p}_{CG3} \quad (\text{A V-156})$$

$$\mathbf{M}_{res3} = -\mathbf{M}_{cheville\ droite} + (\mathbf{p}_{prx3} \times \mathbf{F}_{genoudroit}) - (\mathbf{p}_{dis3} \times \mathbf{F}_{cheville\ droite}) \quad (\text{A V-157})$$

$$\dot{H}_{3x} = I_{3Int/Ext} \dot{\omega}_{3x} + (I_{3Flx/Ext} - I_{3Abd/Add}) \omega_{3y} \omega_{3z} \quad (\text{A V-158})$$

$$\dot{H}_{3y} = I_{3Abd/Add} \dot{\omega}_{3y} + (I_{3Int/Ext} - I_{3Flx/Ext}) \omega_{3x} \omega_{3z} \quad (\text{A V-159})$$

$$\dot{H}_{3z} = I_{3Flx/Ext} \dot{\omega}_{3z} + (I_{3Abd/Add} - I_{3Int/Ext}) \omega_{3x} \omega_{3y} \quad (\text{A V-160})$$

$$\dot{\mathbf{H}}_3 = \dot{H}_{3x} \mathbf{i}_3 + \dot{H}_{3y} \mathbf{j}_3 + \dot{H}_{3z} \mathbf{k}_3 \quad (\text{A V-161})$$

$$M_{genoudroit\ x} = \dot{H}_{3x} - \mathbf{i}_3 \cdot \mathbf{M}_{res3} \quad (\text{A V-162})$$

$$M_{genoudroit\ y} = \dot{H}_{3y} - \mathbf{j}_3 \cdot \mathbf{M}_{res3} \quad (\text{A V-163})$$

$$M_{genoudroit\ z} = \dot{H}_{3z} - \mathbf{k}_3 \cdot \mathbf{M}_{res3} \quad (\text{A V-164})$$

$$\mathbf{M}_{genoudroit} = M_{genoudroit\ x} \mathbf{i}_3 + M_{genoudroit\ y} \mathbf{j}_3 + M_{genoudroit\ z} \mathbf{k}_3 \quad (\text{A V-165})$$

$$F_{genoudroit\ Prx/Dist} = \mathbf{F}_{genoudroit} \cdot \mathbf{i}_3 \quad (\text{A V-166})$$

$$F_{genoudroit\ Med/Lat} = \mathbf{F}_{genoudroit} \cdot \mathbf{k}_1 \quad (\text{A V-167})$$

$$F_{genoudroit\ Ant/Pos} = \mathbf{F}_{genoudroit} \cdot \mathbf{I}_{genoudroit} \quad (\text{A V-168})$$

$$M_{genoudroit\ Int/Ext} = \mathbf{M}_{genoudroit} \cdot \mathbf{i}_3 \quad (\text{A V-169})$$

$$M_{genoudroit\ Flx/Ext} = \mathbf{M}_{genoudroit} \cdot \mathbf{k}_1 \quad (\text{A V-170})$$

$$M_{genoudroit\ Abd/Add} = -\mathbf{M}_{genoudroit} \cdot \mathbf{I}_{genoudroit} \quad (\text{A V-171})$$

6.7.4 Genou gauche

$$\frac{d\mathbf{p}_{CG4n}}{dt} = \dot{\mathbf{p}}_{CG4n} = \frac{\mathbf{p}_{CG4n+1} - \mathbf{p}_{CG4n-1}}{2\Delta t} \quad (\text{A V-172})$$

$$\frac{d^2\mathbf{p}_{CG4n}}{dt^2} = \ddot{\mathbf{p}}_{CG4n} = \frac{\mathbf{p}_{CG4n+1} - \mathbf{p}_{CG4n} + \mathbf{p}_{CG4n-1}}{(\Delta t)^2} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ g \end{bmatrix} \quad (\text{A V-173})$$

$$\mathbf{F}_{genou\ gauche} = m_4 \ddot{\mathbf{p}}_{CG4} - \mathbf{F}_{cheville\ gauche} \quad (\text{A V-174})$$

$$\mathbf{p}_{prx4} = \mathbf{p}_{genou\ gauche} - \mathbf{p}_{CG4} \quad (\text{A V-175})$$

$$\mathbf{p}_{dis4} = \mathbf{p}_{cheville\ gauche} - \mathbf{p}_{CG4} \quad (\text{A V-176})$$

$$\mathbf{M}_{res4} = -\mathbf{M}_{cheville\ gauche} + (\mathbf{p}_{prx4} \times \mathbf{F}_{genou\ gauche}) - (\mathbf{p}_{dis4} \times \mathbf{F}_{cheville\ gauche}) \quad (\text{A V-177})$$

$$\dot{H}_{4x} = I_{4Int/Ext} \dot{\omega}_{4x} + (I_{4Flx/Ext} - I_{4Abd/Add}) \omega_{4,y} \omega_{4,z} \quad (\text{A V-178})$$

$$\dot{H}_{4y} = I_{4Abd/Add} \dot{\omega}_{4y} + (I_{4Int/Ext} - I_{4Flx/Ext}) \omega_{4,x} \omega_{4,z} \quad (\text{A V-179})$$

$$\dot{H}_{4z} = I_{4Flx/Ext} \dot{\omega}_{4z} + (I_{4Abd/Add} - I_{4Int/Ext}) \omega_{4x} \omega_{4y} \quad (\text{A V-180})$$

$$\dot{\mathbf{H}}_4 = \dot{H}_{4x} \mathbf{i}_4 + \dot{H}_{4y} \mathbf{j}_4 + \dot{H}_{4z} \mathbf{k}_4 \quad (\text{A V-181})$$

$$M_{genou\ gauche\ x} = \dot{H}_{4x} - \mathbf{i}_4 \cdot \mathbf{M}_{res4} \quad (\text{A V-182})$$

$$M_{genou\ gauche\ y} = \dot{H}_{4y} - \mathbf{j}_4 \cdot \mathbf{M}_{res4} \quad (\text{A V-183})$$

$$M_{genou\ gauche\ z} = \dot{H}_{4z} - \mathbf{k}_4 \cdot \mathbf{M}_{res4} \quad (\text{A V-184})$$

$$\mathbf{M}_{genou\ gauche} = M_{genou\ gauche\ x} \mathbf{i}_4 + M_{genou\ gauche\ y} \mathbf{j}_4 + M_{genou\ gauche\ z} \mathbf{k}_4 \quad (\text{A V-185})$$

$$F_{genou\ gauche\ Prx/Dist} = \mathbf{F}_{genou\ gauche} \cdot \mathbf{i}_4 \quad (\text{A V-186})$$

$$F_{genou\ gauche\ Med/Lat} = -\mathbf{F}_{genou\ gauche} \cdot \mathbf{k}_2 \quad (\text{A V-187})$$

$$F_{genou\ gauche\ Ant/Pos} = \mathbf{F}_{genou\ gauche} \cdot \mathbf{I}_{genou\ gauche} \quad (\text{A V-188})$$

$$M_{genou\ gauche\ Int/Ext} = -\mathbf{M}_{genou\ gauche} \cdot \mathbf{i}_4 \quad (\text{A V-189})$$

$$M_{genou\ gauche\ Flx/Ext} = \mathbf{M}_{genou\ gauche} \cdot \mathbf{k}_2 \quad (\text{A V-190})$$

$$M_{genou\ gauche\ Abd/Add} = \mathbf{M}_{genou\ gauche} \cdot \mathbf{I}_{genou\ gauche} \quad (\text{A V-191})$$

6.7.5 Hanche droite

$$\frac{d\mathbf{p}_{CG1_n}}{dt} = \dot{\mathbf{p}}_{CG1_n} = \frac{\mathbf{p}_{CG1_{n+1}} - \mathbf{p}_{CG1_{n-1}}}{2\Delta t} \quad (\text{A V-192})$$

$$\frac{d^2\mathbf{p}_{CG1_n}}{dt^2} = \ddot{\mathbf{p}}_{CG1_n} = \frac{\mathbf{p}_{CG1_{n+1}} - \mathbf{p}_{CG1_n} + \mathbf{p}_{CG1_{n-1}}}{(\Delta t)^2} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ g \end{bmatrix} \quad (\text{A V-193})$$

$$\mathbf{F}_{hanche\ droite} = m_1 \ddot{\mathbf{p}}_{CG1} - \mathbf{F}_{genou\ droit} \quad (\text{A V-194})$$

$$\mathbf{P}_{prx1} = \mathbf{P}_{hanche droite} - \mathbf{P}_{CG1} \quad (\text{A V-195})$$

$$\mathbf{P}_{dis1} = \mathbf{P}_{genou droit} - \mathbf{P}_{CG1} \quad (\text{A V-196})$$

$$\mathbf{M}_{res1} = -\mathbf{M}_{genou droit} + (\mathbf{p}_{prx1} \times \mathbf{F}_{hanche droite}) - (\mathbf{p}_{dis1} \times \mathbf{F}_{genou droit}) \quad (\text{A V-197})$$

$$\dot{H}_{1x} = I_{1Int/Ext} \dot{\omega}_{1x} + (I_{1Flx/Ext} - I_{1Abd/Add}) \omega_{1y} \omega_{1z} \quad (\text{A V-198})$$

$$\dot{H}_{1y} = I_{1Abd/Add} \dot{\omega}_{1y} + (I_{1Int/Ext} - I_{1Flx/Ext}) \omega_{1x} \omega_{1z} \quad (\text{A V-199})$$

$$\dot{H}_{1z} = I_{1Flx/Ext} \dot{\omega}_{1z} + (I_{1Abd/Add} - I_{1Int/Ext}) \omega_{1x} \omega_{1y} \quad (\text{A V-200})$$

$$\dot{\mathbf{H}}_1 = \dot{H}_{1x} \mathbf{i}_1 + \dot{H}_{1y} \mathbf{j}_1 + \dot{H}_{1z} \mathbf{k}_1 \quad (\text{A V-201})$$

$$M_{hanche droite x} = \dot{H}_{1x} - \mathbf{i}_1 \cdot \mathbf{M}_{res1} \quad (\text{A V-202})$$

$$M_{hanche droite y} = \dot{H}_{1y} - \mathbf{j}_1 \cdot \mathbf{M}_{res1} \quad (\text{A V-203})$$

$$M_{hanche droite z} = \dot{H}_{1z} - \mathbf{k}_1 \cdot \mathbf{M}_{res1} \quad (\text{A V-204})$$

$$\mathbf{M}_{hanche droite} = M_{hanche droite x} \mathbf{i}_1 + M_{hanche droite y} \mathbf{j}_1 + M_{hanche droite z} \mathbf{k}_1 \quad (\text{A V-205})$$

$$F_{hanche droite Prx/Dist} = \mathbf{F}_{hanche droite} \cdot \mathbf{i}_1 \quad (\text{A V-206})$$

$$F_{hanche droite Med/Lat} = \mathbf{F}_{hanche droite} \cdot \mathbf{k}_{bassin} \quad (\text{A V-207})$$

$$F_{hanche droite Ant/Pos} = \mathbf{F}_{hanche droite} \cdot \mathbf{I}_{hanche droite} \quad (\text{A V-208})$$

$$M_{hanche droite Int/Ext} = \mathbf{M}_{hanche droite} \cdot \mathbf{i}_1 \quad (\text{A V-209})$$

$$M_{hanche droite Flx/Ext} = -\mathbf{M}_{hanche droite} \cdot \mathbf{k}_{bassin} \quad (\text{A V-210})$$

$$M_{hanche droite Abd/Add} = -\mathbf{M}_{hanche droite} \cdot \mathbf{I}_{hanche droite} \quad (\text{A V-211})$$

6.7.6 Hanche gauche

$$\frac{d\mathbf{p}_{CG2n}}{dt} = \dot{\mathbf{p}}_{CG2n} = \frac{\mathbf{p}_{CG2n+1} - \mathbf{p}_{CG2n-1}}{2\Delta t} \quad (\text{A V-212})$$

$$\frac{d^2\mathbf{p}_{CG2n}}{dt^2} = \ddot{\mathbf{p}}_{CG2n} = \frac{\mathbf{p}_{CG2n+1} - \mathbf{p}_{CG2n} + \mathbf{p}_{CG2n-1}}{(\Delta t)^2} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ g \end{bmatrix} \quad (\text{A V-213})$$

$$\mathbf{F}_{hanche\ gauche} = m_2\ddot{\mathbf{p}}_{CG2} - \mathbf{F}_{genou\ gauche} \quad (\text{A V-214})$$

$$\mathbf{p}_{prx2} = \mathbf{p}_{hanche\ gauche} - \mathbf{p}_{CG2} \quad (\text{A V-215})$$

$$\mathbf{p}_{dis2} = \mathbf{p}_{genou\ gauche} - \mathbf{p}_{CG2} \quad (\text{A V-216})$$

$$\mathbf{M}_{res2} = -\mathbf{M}_{genou\ gauche} + (\mathbf{p}_{prx2} \times \mathbf{F}_{hanche\ gauche}) - (\mathbf{p}_{dis2} \times \mathbf{F}_{genou\ gauche}) \quad (\text{A V-217})$$

$$\dot{H}_{2x} = I_{2Int/Ext}\dot{\omega}_{2x} + (I_{2Flx/Ext} - I_{2Abd/Add})\omega_{2y}\omega_{2z} \quad (\text{A V-218})$$

$$\dot{H}_{2y} = I_{2Abd/Add}\dot{\omega}_{2y} + (I_{2Int/Ext} - I_{2Flx/Ext})\omega_{2x}\omega_{2z} \quad (\text{A V-219})$$

$$\dot{H}_{2z} = I_{2Flx/Ext}\dot{\omega}_{2z} + (I_{2Abd/Add} - I_{2Int/Ext})\omega_{2x}\omega_{2y} \quad (\text{A V-220})$$

$$\dot{\mathbf{H}}_2 = \dot{H}_{2x}\mathbf{i}_2 + \dot{H}_{2y}\mathbf{j}_2 + \dot{H}_{2z}\mathbf{k}_2 \quad (\text{A V-221})$$

$$M_{hanche\ gauche\ x} = \dot{H}_{2x} - \mathbf{i}_2 \cdot \mathbf{M}_{res2} \quad (\text{A V-222})$$

$$M_{hanche\ gauche\ y} = \dot{H}_{2y} - \mathbf{j}_2 \cdot \mathbf{M}_{res2} \quad (\text{A V-223})$$

$$M_{hanche\ gauche\ z} = \dot{H}_{2z} - \mathbf{k}_2 \cdot \mathbf{M}_{res2} \quad (\text{A V-224})$$

$$\mathbf{M}_{hanche\ gauche} = M_{hanche\ gauche\ x}\mathbf{i}_2 + M_{hanche\ gauche\ y}\mathbf{j}_2 + M_{hanche\ gauche\ z}\mathbf{k}_2 \quad (\text{A V-225})$$

$$F_{hanche\ gauche\ Prx/Dist} = \mathbf{F}_{hanche\ gauche} \cdot \mathbf{i}_2 \quad (\text{A V-226})$$

$$F_{hanche\ gauche\ Med/Lat} = -F_{hanche\ gauche} \cdot k_{bassin} \quad (\text{A V-227})$$

$$F_{hanche\ gauche\ Ant/Pos} = F_{hanche\ gauche} \cdot I_{hanche\ gauche} \quad (\text{A V-228})$$

$$M_{hanche\ gauche\ Int/Ext} = -M_{hanche\ gauche} \cdot i_2 \quad (\text{A V-229})$$

$$M_{hanche\ gauche\ Flx/Ext} = -M_{hanche\ gauche} \cdot k_{bassin} \quad (\text{A V-230})$$

$$M_{hanche\ gauche\ Abd/Add} = M_{hanche\ gauche} \cdot I_{hanche\ gauche} \quad (\text{A V-231})$$

7. Phase de la marche

Il est intéressant lors de l'étude de la marche de découper le pas en une série d'étapes ou plages. La pratique courante consiste à découper le pas en cycles commençant à l'impact dû à l'attaque du talon au sol. Ce marqueur temporel est facile à trouver, car il peut être décelé en observant la force au sol ou bien un pic dans la lecture d'un accéléromètre. La deuxième technique est d'ailleurs employée dans les podomètres électroniques tels que les montres ou les téléphones intelligents. Il est ensuite possible de diviser le cycle en deux phases : la phase d'appui où le pied supporte le corps, consistant environ 60% du cycle, et la phase aérienne où le pied se déplace dans les airs, consistant environ 40% du cycle. Vu qu'il existe des cycles distincts pour les jambes droite et gauche, il y aura forcément des chevauchements des phases. Ce chevauchement, appelé appui double, car les deux pieds sont en contact avec le sol, est présent en début et en fin de la phase d'appui. La figure A V-10 illustre les différentes étapes du cycle de la marche.

La série de données utilisée à la sous-section 5.2.1, tirée de (Cramp *et al.*, 1992), présente plusieurs problématiques. Le premier problème découle de la mesure des forces et moments de réaction au sol. Cette mesure est faite à l'aide de balances de haute précision placées à des endroits stratégiques afin de recevoir le pied lors d'un pas ce qui a pour effet de n'avoir la force que pour le pas étudié. Dans le cas de notre série de données, il existe une deuxième attaque

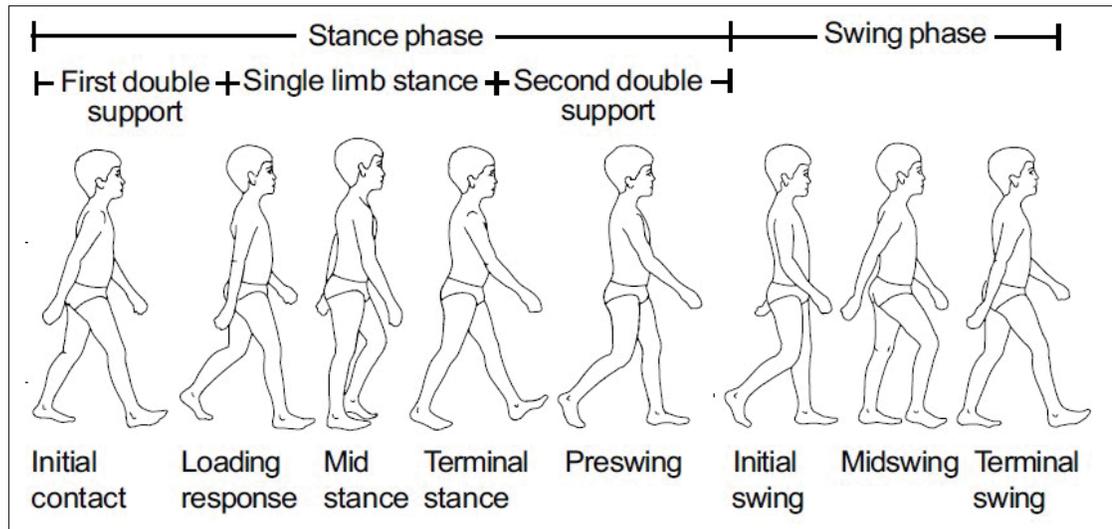


Figure-A V-10 Cycle de marche normal d'un enfant de 8 ans
Tirée de Vaughan *et al.* (1999, p. 9)

du talon pour la jambe droite qui n'est pas enregistrée, car il n'y a pas de balance pour mesurer ce nouveau pas. Une solution à ce problème serait l'utilisation d'un tapis roulant instrumenté. Le deuxième problème réside dans la quantité de pas enregistrés. Vu que seulement un pas a été enregistré par jambe, il n'y a aucune indication sur la qualité de ce pas, la marche ayant une variabilité non négligeable, et il n'y a pas de méthode fiable de découpage des cycles. Finalement, la fréquence d'échantillonnage des données fournies est basse. Le pas de temps est de 20 ms ce qui a pour effet de rendre les dérivées erratiques.

Malgré ces problèmes, les données sont d'une importance capitale dans le test des méthodes d'estimation des angles et efforts et permettront de tester des algorithmes d'estimation d'efforts aux articulations pour l'exosquelette.

Dans un contexte d'application sur un nouvel usager, les calculs des masses, inerties et positions des centres de gravité sont essentiels. Ils permettent de définir ces paramètres en ne prenant qu'une certaine quantité de mesures et peuvent être facilement intégrés dans un système automatisé.

BIBLIOGRAPHIE

- Aguirre-Ollinger, G. (2009). *Active Impedance Control of a Lower-Limb Assistive Exoskeleton*. (Thèse de doctorat, Northwestern University, Evanston, IL).
- Asbeck, A., Dyer, R., Larusson, A. & Walsh, C. (2013, Juin). Biologically-inspired Soft Exosuit. *Rehabilitation Robotics (ICORR), 2013 IEEE International Conference on*, pp. 1-8.
- Asbeck, A., De Rossi, S. M. M., Holt, K. G. & Walsh, C. (2015a). A Biologically Inspired Soft Exosuit for Walking Assistance. *The International Journal of Robotics Research*, 34(6), 744-762.
- Asbeck, A., Schmidt, K. & Walsh, C. (2015b). Soft Exosuit for Hip Assistance. *Robotics and Autonomous Systems*, 73(1), 102-110.
- Bahrami, M., Bozorg-Haddad, O. & Chu, X. (2017). Chapter 2 : Cat Swarm Optimization (CSO) Algorithm. Dans Bozorg-Haddad, O. (Éd.), *Advanced Optimization by Nature-Inspired Algorithms* (éd. 1, pp. 9-18). Springer Singapore.
- Baldovino, R. & Jamisola, R. S. J. (2017). A Survey in the Different Designs and Control Systems of Powered Exoskeleton for Lower Extremities. *Journal of Mechanical Engineering and Biomechanics*, 1(4), 103-115.
- Bonnefoy, M., Berrut, G. & Gilbert, T. (2015). Prévention de la perte de mobilité des personnes âgées en soins primaires : synthèse. *Gériatrie et Psychologie Neuropsychiatrie du Vieillissement*, 14(1), 16-22.
- Braune, W. & Fischer, O. (1889). *The Center of Gravity of the Human Body as Related to the German Infantryman* (Rapport n°ATI 138 452). Leipzig, Allemagne : National Technical Information Service.
- Bremer, M. (2012). Multiple Linear Regression [Notes de cours]. Repéré à <http://mezeylab.cb.bscb.cornell.edu/labmembers/documents/supplement%205%20-%20multiple%20regression.pdf>.
- Bushnik, T., Tjepkema, M. & Martel, L. (2018). *L'espérance de vie ajustée sur la santé au Canada* (Rapport n°82-003-X). Canada : Statistique Canada.
- Chandler, R., Clauser, C., McConville, J., Reynolds, H. & Young, J. (1975). *Investigation of Inertial Properties of the Human Body* (Rapport n°AMRLTR-74-137). Wright-Patterson, OH : National Technical Information Service.
- Chang, A., Hurwitz, D., Dunlop, D., September Cahue, J., Hayes, K. & Sharma, L. (2007). The Relationship between Toe-Out Angle during Gait and Progression of Medial Tibio-femoral Osteoarthritis. *Ann Rheum Dis.*, 66(10), 1271-1275.

- Chen, B., Ma, H., Qin, L., Gao, F., Chan, K., Law, S., Qin, L. & Liao, W. (2016). Recent developments and challenges of lower extremity exoskeletons. *Journal of Orthopaedic Translation*, 5(1), 26-37.
- Chu, A. (2005). *Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)*. (Thèse de doctorat, University of California, Berkeley, CA).
- Craig, J. (2005). *Introduction to Robotics : Mechanisms and Control* (éd. 3). Upper Saddle River, New Jersey 07458 : Pearson Prentice Hall.
- Cramp, E., Gordon, D., Robertson, E., Winter, D. & Vaughan, C. (1992). Movement Data [Marker Position, Forces, Anthropometric and EMG Data]. Repéré à <http://isbweb.org/data/>.
- Cyberdyne Inc, . (2018, Mars, 7). HAL for living support [Html]. Repéré à https://www.cyberdyne.jp/english/products/LowerLimb_nonmedical.html.
- Decady, Y. & Greenberg, L. (2014). Quatre-vingt-dix ans de changements dans l'espérance de vie. *Coup d'oeil sur la santé, produit no 82-624-X au catalogue de Statistique Canada*, 0(0), 1-9.
- Dollar, A. & Herr, H. (2008). Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses : Challenges and State-of-the-Art. *IEEE Transactions on Robotics*, 24(1), 144-158.
- Domingues, M., Tavares, C., Leitao, C., Frizzera-Neto, A., Alberto, N., Marques, C., Radwan, A., J., R., Postolache, O., Rocon, E., Andre, P. & Antunes, P. (2017). Insole optical fiber Bragg grating sensors network for dynamic vertical force monitoring. *Journal of Biomedical Optics*, 22(9), 1-8.
- Dumas, R., Aissaoui, R. & de Guise, J. (2004). A 3D Generic Inverse Dynamic Method using Wrench Notation and Quaternion Algebra. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 7(3), 159-166.
- Duncan, J., Kowalk, D. & Vaughan, C. (1997). Six degree of freedom joint power in stair climbing. *Gait & Posture*, 5(3), 204-210.
- Durkin, J. & Dowling, J. (2003). Analysis of Body Segment Parameter Differences Between Four Human Populations and the Estimation Errors of Four Popular Mathematical Models. *Journal of Biomechanical Engineering*, 4(125), 515-522.
- Fick, B. & Makinson, J. (1971). *Final Report on Hardiman I Prototype for Machine Augmentation of Human Strength and Endurance* (Rapport n°IM62410105072). Schenectady, NY : Specialty Materials Handling Products Operation General Electric Company.
- Fryar, C., Gu, Q. & Ogden, C. (2012). *Anthropometric Reference Data for Children and Adults : United States, 2007–2010* (Rapport n°no 11). Hyattsville, MD : National Center for Health Statistics : National health statistics reports.

- Gilbert, B. & Landry, D. (2013). *invention n°US 8,435,309 B2*. USPTO.
- Gouvernement du Canada, . (2014, Automne). Mesures destinées aux aînés [Html]. Repéré à <https://www150.statcan.gc.ca/n1/pub/11-630-x/11-630-x2016002-fra.htm>.
- Greenberg, L. (2016, Février, 26). L'espérance de vie des Canadiens de 1920-1922 à 2009-2011 [Html]. Repéré à <https://www.canada.ca/fr/emploi-developpement-social/programmes/mesures-destinees-aines.html#tc6>.
- Grood, E. & Suntay, W. (1983). A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional dimensional motions : Application to the knee. *Journal of Biomechanical Engineering*, 105(2), 136-144.
- Hanselman, D. (2003). *Electric Motors, Permanent Magnet - Design and Construction* (éd. 2). Lebanon, Ohio 45036 : Magna Physics Publishing.
- Harman, E., Han, K., Frykman, P. & Pandorf, C. (2000a). *The Effects of Backpack Weight on the Biomechanics of Load Carriage* (Rapport n°T00/17). Natick, MA : United States Army Research Institute of Environmental Medicine.
- Harman, E., Han, K., Frykman, P. & Pandorf, C. (2000b). *“The Effects of Walking Speed on the Biomechanics of Backpack Load Carriage* (Rapport n°T00/20). Natick, MA : United States Army Research Institute of Environmental Medicine.
- Honda, I. [Honda]. (2016, May, 24). Honda Walking Assist Devices [Vidéo Youtube]. Repéré à <https://www.youtube.com/watch?v=Io3MBpzmVJc&t=71s>.
- Hwang, B. & Jeon, D. (2015). A Method to Accurately Estimate the Muscular Torques of Human Wearing Exoskeletons by Torque Sensors. *Sensors*, 15(2015), 8337-8357.
- Jansen, J. F., Birdwell, J. F., Boynton, A. C., Crowell, H. P. I., Durfee, W. K., Gongola, J. D., Killough, S. M., Leo, D. J., Lind, R. F., Love, L. J., Mungiole, M., Pin, F. G., Rowe, J. C., Velez, O. A. & Zambrano, T. (2004). *Phase I Report : Darpa Exoskeleton Program* (Rapport n°ORNL/TM-2003/216). Oak Ridge, TN : Oak Ridge National Laboratory.
- Jung, Y., Jung, M., Lee, K. & Koo, S. (2014). Ground Reaction Force Estimation using an Insole-Type Pressure Mat and Joint Kinematics during Walking. *Journal of Biomechanics*, 47(11), 2693-2699.
- Kawamoto, H., Lee, S., Kanbe, S. & Sankai, Y. (2003). Power assist method for HAL-3 using EMG-based feedback controller. *Systems, Man and Cybernetics, 2003. IEEE International Conference on*, 2(1), 1648-1653.
- Kazerooni, H., Racine, J., Huang, L. & Steger, R. (2005, April). On the Control of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX). *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 4353-4360.

- Kiguchi, K., Kariya, S., Watanabe, K., Izumi, K. & Fukuda, T. (2001). An Exoskeletal Robot for Human Elbow Motion Support—Sensor Fusion, Adaptation, and Control. *IEEE TRANSACTIONS ON SYSTEMS, MAN, AND CYBERNETICS—PART B : CYBERNETICS*, 31(3), 353-361.
- Kim, S., Anwar, G. & Kazerooni, H. (2004, July). High-speed Communication Network for Controls with the Application on the Exoskeleton. *Proceeding of the 2004 American Control Conference*, pp. 356-360.
- Kärki, S., Lekkala, J., Kuokkanen, H. & Halttunen, J. (2009). Development of a Piezoelectric Polymer Film Sensor for Plantar Normal and Shear Stress Measurements. *Sensors and Actuators*, 154(1), 57-64.
- Martinez-Marti, F., Martinez-Garcia, M., Garcia-Diaz, S., Garcia-Jimenez, J., Palma, A. & Carvajal, M. (2014). Development of a Piezoelectric Polymer Film Sensor for Plantar Normal and Shear Stress Measurements. *Australasian Physical & Engineering Sciences in Medecine*, 37(1), 25-35.
- Mateos, L., Ortiz, J., Toxiri, S., Fernández, J., Masood, J. & Caldwell, D. (2016). Exoshoe : A Sensory System to Measure Foot Pressure in Industrial Exoskeleton. *Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob), 2016 6th IEEE International Conference on*, pp. 99-105.
- Mazumder, O., Kundu, A. & Bhaumik, S. (2012). Development of Wireless Insole Foot Pressure Data Acquisition Device. *2012 International Conference on Communications, Devices and Intelligent Systems (CODIS)*, pp. 302-305.
- McDowell, M., Fryar, C., Ogden, C. & Flegal, K. (2008). *Anthropometric Reference Data for Children and Adults : United States, 2003–2006* (Rapport n°no 10). Hyattsville, MD : National Center for Health Statistics : National health statistics reports.
- Nadeau, S., McFadyen, B. & Malouin, F. (2003). Frontal and sagittal plane analyses of the stair climbing task in healthy adults aged over 40 years : what are the challenges compared to level walking? *Clinical Biomechanics*, 18(10), 950-959.
- Panizzolo, F., Galiana, I., Asbeck, A., Sivi, C., Schmidt, K., Holt, K. & Walsh, C. (2016). A Biologically-Inspired Multi-Joint Soft Exosuit that can Reduce the Energy Cost of Loaded Walking. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 13(43), 1-13.
- Patton, J., Peshkin, M. A. & Sulzer, J. S. (2008). *invention n°US 2008/0000317 A1*. USPTO.
- Pierrynowski, M. & Galea, V. (2001). Enhancing the Ability of Gait Analyses to Differentiate between Groups : Scaling Dait Data to Body Size. *Gait and Posture*, 13(3), 193-201.
- Portegijs, E., Rantakokko, M., Mikkola, T. M., Viljannen, A. & Rantanen, T. (2014). Association Between Physical Performance and Sense of Autonomy in Outdoor Activities and Life-Space Mobility in Community-Dwelling Older People. *Journal of American Geriatrics Society*, 62(4), 615-621.

- Racine, J.-L. C. (2003). *Control of a Lower Extremity Exoskeleton for Human Performance Amplification*. (Thèse de doctorat, University of California, Berkeley, CA).
- Rajala, S., Mattila, R., Kaartinen, I. & Lekkala, J. (2017). Designing, Manufacturing and Testing of a Piezoelectric Polymer Film In-Sole Sensor for Plantar Pressure Distribution Measurements. *IEEE Sensors Journal*, 17(20), 6798-6805.
- Rantakokko, M., Portegijs, E., Viljanen, A., Iwarsson, S., Kauppinen, M. & Rantanen, T. (2016). Perceived Environmental Barriers to Outdoor Mobility and Changes in Sense of Autonomy in Participation Outdoors among Older People : a Prospective Two-Year Cohort Study. *Aging Ment Health*, 21(8), 805-809.
- Redfem, M. & DiPasquale, J. (1997). Biomechanics of descending ramps. *Gait and Posture*, 6(2), 119-125.
- Reimann, H., Fettrow, T., Thompson, E., Agada, P., McFadyen, B. & Jeka, J. (2017). Complementary mechanisms for upright balance during walking. *PLoS ONE*, 12(2), 1-16.
- Riener, R., Rabuffetti, M. & Frigo, C. (2002). Stair Ascent and Descent at Different Inclinations. *Gait and Posture*, 15(1), 32-34.
- Rouhani, H., Favre, J., Crevoisier, X. & Aminian, K. (2010). Ambulatory Assessment of 3D Ground Reaction Force using Plantar Pressure Distribution. *Gait & Posture*, 32(3), 311-316.
- Rouhani, H., Favre, J., Crevoisier, X. & Aminian, K. (2011). Ambulatory Measurement of Ankle Kinetics for Clinical Applications. *Journal of Biomechanics*, 44(15), 2712-2718.
- Rouhani, H., Favre, J., Crevoisier, X. & Aminian, K. (2012). Measurement of Multi-segment Foot Joint Angles during Gait using a Wearable System. *Journal of Biomechanical Engineering*, 134(6), 1-8.
- Rouhani, H., Favre, J., Crevoisier, X. & Aminian, K. (2014). A Wearable System for Multi-Segment Foot Kinetics Measurement. *Journal of Biomechanics*, 47(3), 1704-1711.
- Steger, J. R. (2003). *A Design and Control Methodology for Human Exoskeletons*. (Thèse de doctorat, University of California, Berkeley, CA).
- Stief, T. & Peikenkamp, K. (2015). A new insole measurement system to detect bending and torsional moments at the human foot during footwear condition : a technical report. *J Foot Ankle Res.*, 8(49), 1-8.
- Tan, A., Fuss, F., Weizman, Y., Woudstra, Y. & Troynikov, O. (2015). Design of Low Cost Smart Insole for Real Time Measurement of Plantar Pressure. *Procedia Technology*, 20(2015), 117-122.
- Vaughan, C. (2009). *The Biomechanics of Human Locomotion*. (Thèse de doctorat, University of Cape Town, Cape Town, South Africa).

- Vaughan, C., Davis, B. & O'Connor, J. (1999). *Dynamics of Human Gait* (éd. 2). Western Cape, South Africa : Kiboho Publishers.
- Walsh, C., Asbeck, A. T., Ding, Y., Bujanda, I. G. & De Rossi, S. M. M. (2016). *invention n°US 2016/0107309 A1*. USPTO.
- Wang, W., Ledoux, W., Sangeorzan, B. & Reinhall, P. (2005). A Shear and Plantar Pressure Sensor Based on Fiber-Optic Bend Loss. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 42(3), 315-325.
- Warner, J. (2015). *The Handbook of Lithium-Ion Battery Design* (éd. 3). Waltham, MA 02451 : Elsevier.
- Wretenberg, P. & Arborelius, U. (1994). Power and work produced in different leg muscle groups when rising from a chair. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.*, 68(5), 413-417.
- Yamamoto, K., Hyodo, K., Ishii, M. & Matsuo, T. (2002). Development of Power Assisting Suit for Assisting Nurse Labor. *JSME Int. J., Ser. C*, 45(3), 703-711.
- Yamamoto, K., Ishii, M., Hyodo, K., Yoshimitsu, T. & Matsuo, T. (2003). Development of Power Assisting Suit : Miniaturization of Supply System to Realize Wearable Suit., *JSME Int. J., Ser. C*, 46(3), 923-930.
- Yang, Z., Gu, W., Zhang, J. & Gui, L. (2013). *Force Control Theory and Method of Human Load Carrying Exoskeleton Suit* (éd. 1). Heidelberger Platz 3, 14197 Berlin, Germany : Springer Nature.
- Zhang, Z., Tao, X., Zhang, H. & Zhu, B. (2013). Soft Fiber Optic Sensors for Precision Measurement of Shear Stress and Pressure. *IEEE Sensor Journal*, 13(5), 1478-1482.
- Zoss, A. B. (2005). *Actuation Design and Implementation for Lower Extremity Human Exoskeletons*. (Thèse de doctorat, University of California, Berkeley, CA).