



HAL
open science

Influence d'une orthèse de genou sur le mouvement humain

Olivier Bordron

► **To cite this version:**

Olivier Bordron. Influence d'une orthèse de genou sur le mouvement humain. Robotique [cs.RO]. Nantes Université, 2021. Français. NNT : . tel-03639451

HAL Id: tel-03639451

<https://hal.science/tel-03639451v1>

Submitted on 20 Apr 2022

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

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

THÈSE DE DOCTORAT DE

L'UNIVERSITÉ DE NANTES

ÉCOLE DOCTORALE N° 601

*Mathématiques et Sciences et Technologies
de l'Information et de la Communication*

Spécialité : Signal, Image, Vision et Automatique, Productique et Robotique

Par

Olivier BORDRON

Influence d'une orthèse de genou sur le mouvement humain

Thèse présentée et soutenue à Nantes, le 30 Mars 2021

Unité de recherche : Laboratoire des Sciences du Numérique de Nantes UMR 6004

Thèse N° : 00000

Rapporteurs avant soutenance :

Laurence CHÈZE Professeur des universités, Université Claude Bernard Lyon 1
Frédéric MARIN Professeur des universités, Université de Technologie de Compiègne

Composition du Jury :

Président :	Samer MOHAMMED	Professeur des universités, Université Paris-Est Créteil
Examineurs :	Véronique MARCHAND	Directrice de recherche INSERM, Sorbonne Université
	Valérie RENAUDIN	Directrice de recherche, Université Gustave Eiffel
Dir. de thèse :	Yannick Aoustin	Professeur des universités, Université de Nantes
Encadr. de thèse :	Clément HUNEAU	Maître de conférences, Université de Nantes
	Éric LE CARPENTIER	Maître de conférences, École Centrale de Nantes

Invitée :

Christine CHEVALLEREAU Directrice de recherche CNRS, Laboratoire des Sciences du Numérique de Nantes

Table des matières

Table des matières	iii
Table des figures	vii
Liste des tableaux	xi
Liste des symboles	xv
Introduction	xvii
1 Contexte et objectifs	1
1.1 Il était une fois un exosquelette	2
1.1.1 L'origine du terme <i>exosquelette</i>	2
1.1.2 Le concept d'augmenter les performances humaines	3
1.2 L'exosquelette dans le monde de la recherche	7
1.2.1 Une définition	7
1.2.2 Les premiers exosquelettes	7
1.2.3 Les exosquelettes du programme EHPA	14
1.2.4 D'autres exosquelettes qui retiennent notre attention	20
1.2.5 Les problématiques associées	23
1.3 État de l'art sur les orthèses	29
1.3.1 Définition	29
1.3.2 Les orthèses dans le milieu médical	30
1.3.3 Les orthèses dans le milieu de la robotique	33
1.4 Les besoins identifiés	39
1.4.1 Définition du Handicap	39

1.4.2	Les déficiences motrices	43
1.4.3	Quelques chiffres clés relatifs aux déficiences en France et dans le monde	45
1.5	Mise en place de la problématique	52
2	Modélisation du problème	55
2.1	Introduction	57
2.2	Les mouvements considérés	57
2.2.1	Cas général : les mouvements cycliques	57
2.2.2	Le squat	60
2.2.3	La marche	62
2.3	Le modèle sagittal	66
2.3.1	Définition et paramétrisation	67
2.3.2	Le modèle dynamique	70
2.4	Obtention de trajectoires de marche par optimisation sous contraintes	85
2.4.1	Conditions de cyclicité	85
2.4.2	Modèle géométrique inverse	86
2.4.3	Définition des trajectoires	89
2.4.4	Formulation du problème d'optimisation	90
2.4.5	Les contraintes du problème d'optimisation	94
2.4.6	Trajectoires de marche	96
2.5	Le modèle d'orthèse	98
2.5.1	Définition et hypothèses	98
2.5.2	Le modèle dynamique complété	100
2.5.3	Distribution des couples	100
2.6	Discussion	104
3	Validité du modèle sagittal	105
3.1	Introduction	107
3.2	Acquisition de données à partir d'un mouvement de squat	107
3.2.1	Le mouvement de squat	107
3.2.2	Le matériel utilisé	107
3.3	Estimation des couples articulaires par un modèle 3D	111

3.3.1	Le modèle 3D utilisé	111
3.3.2	La mise à l'échelle	111
3.3.3	Méthode de résolution numérique par cinématique inverse (ou méthode IK)	113
3.3.4	Méthode de résolution numérique par dynamique inverse (ou méthode ID)	115
3.3.5	Traitement des données pour l'obtention d'un cycle « moyen » de squat	117
3.4	Estimation des couples articulaires par le modèle sagittal	121
3.4.1	Estimation des couples articulaires par la méthode des moindres carrés	125
3.4.2	Calcul des couples articulaires et des actions du sol sur les pieds.	126
3.5	Discussion	128
4	Répartition du poids en double appui	133
4.1	Introduction	134
4.2	Obtention d'un cycle moyen de squat avec et sans jambe lestée . . .	134
4.2.1	Le matériel utilisé	134
4.2.2	Le protocole expérimental	135
4.2.3	Traitement des données	137
4.2.4	Le cycle moyen de squat réalisé	143
4.3	Méthodologie d'analyse des données de squat	143
4.4	Méthode Leave One Out	151
4.4.1	Application de la méthode	151
4.4.2	Interprétation des résultats	155
4.5	Discussion	156
	Conclusion et Perspectives	159
	Annexe	165
	Bibliographie	167

Liste des publications

181

Table des figures

1.1	Quelques exosquelettes dans les jeux-vidéos.	5
1.2	Quelques exosquelettes au cinéma.	6
1.3	Du premier dessin d'exosquelette fait par Nicholas Yagn, en passant par le premier brevet d'exosquelette, à l'exosquelette tel qu'on peut l'imaginer dans le futur.	8
1.4	Le projet Man Amplifier.	10
1.5	Le projet Hardiman.	12
1.6	L'évolution des systèmes à l'Institut Mihailo Pupin.	15
1.7	Les exosquelettes du programme EHPA.	17
1.8	HAL (à gauche), ReWalk (au centre) et le système d'assistance de Honda (à droite).	21
1.9	Tableau récapitulatif de systèmes d'assistance existants [VKJ13].	21
1.10	Chaînes de puissance et d'information (CP-CI).	24
1.11	Le muscle pneumatique artificiel de McKibben [DL02]	26
1.12	Influence des orthèses AFO sur la posture d'enfants atteints de paralysie cérébrale.	33
1.13	Une orthèse SCKAFO commercialisée par <i>Horton</i>	34
1.14	Quelques orthèses actives.	35
1.15	Quelques orthèses actives.	38
1.16	Quelques orthèses actives.	40
1.17	Quelques orthèses de genou actives.	41
1.18	Part de la population française en situation de handicap selon le type de handicap et la classe d'âge.	47
1.19	Pyramide des âges en 2013 et 2070, en France.	50

2.1	Définition d'un mouvement cyclique de « roue »	58
2.2	Les types de squat.	61
2.3	Cycle de squat semi-complet.	62
2.4	Le cycle de marche d'une personne saine.	63
2.5	Décomposition de la marche humaine en huit postures.	65
2.6	Cycle de marche simplifié.	66
2.7	Définition des plans anatomiques.	67
2.8	Graphe de structure du modèle sagittal.	68
2.9	Paramétrage du modèle sagittal.	69
2.10	Estimation des longueurs segmentaires d'un individu de taille H . . .	71
2.11	Conditions de cyclicité pour la marche.	86
2.12	Variables d'optimisation pour le cycle de marche.	91
2.13	Calcul de la fonction de coût à partir d'un jeu de variables d'optimisation.	93
2.14	Bilan des actions mécaniques qui s'appliquent sur le pied.	95
2.15	Mouvement de marche obtenu en minimisant \mathcal{J}_s , à une vitesse de marche $v = 1 \text{ m s}^{-1}$	97
2.16	Coût \mathcal{J}_s et longueur de pas d pour différentes vitesses de marche. .	98
2.17	Caractéristiques des mouvements de marche obtenus pour différentes vitesses de marche.	99
2.18	Modélisation de l'orthèse active de genou.	99
2.19	Coût dépensé par l'individu sans orthèse et coût dépensé par l'individu avec orthèse, dans le cas où l'orthèse est positionnée sur le genou de la jambe de soutien.	102
2.20	Coût dépensé par l'individu sans orthèse et coût dépensé par l'individu avec orthèse, dans le cas où l'orthèse est positionnée sur le genou de la jambe libre.	103
3.1	Organisation de la salle de capture de mouvement.	108
3.2	Positions et orientations des repères associés aux systèmes d'acquisition utilisés dans la salle d'expérimentation.	110
3.3	Modèle 3D corps complet sous Opensim [®] pour le mouvement de squat. .	112
3.4	Mise à l'échelle du modèle à partir d'une posture de référence. . . .	113

3.5	Mise à l'échelle du modèle 3D.	114
3.6	Résolution numérique par cinématique inverse.	115
3.7	Résolution numérique par dynamique inverse.	116
3.8	Dynamique inverse sous Opensim®.	116
3.9	Méthode CUSUM pour la détection des cycles de squat.	118
3.10	Données cinématiques moyennes du mouvement de squat réalisé.	119
3.11	Composante verticale des efforts de réaction du sol mesurée et calculée pour chaque pied.	120
3.12	Comparaison entre les efforts totaux mesurés et calculés.	121
3.13	Estimation des couples articulaires pour le mouvement de squat réalisé (côté gauche).	122
3.14	Estimation des couples articulaires pour le mouvement de squat réalisé (côté droit).	123
3.15	Trajectoires mesurées et calculées du centre de pression. P_g et P_d correspondent respectivement aux positions de la cheville gauche et droite estimées par Opensim®.	124
3.16	Répartition du poids sur chaque pied en fonction du temps.	127
3.17	Couples articulaires calculés avec le modèle sagittal (en trait vert) et estimés avec le modèle 3D en moyennant les côtés gauche et droite (en trait violet).	129
4.1	Présentation de la jambe lestée.	136
4.2	Bilan des actions mécaniques extérieures appliquées au corps humain pendant le mouvement de squat.	139
4.3	Comparaison entre l'effort de réaction vertical total mesuré par les plateformes et celui calculé à partir de l'accélération du centre de gravité, pour un sujet.	140
4.4	Détection des instants initiaux des phases et états des cycles de squat par l'algorithme CUSUM, pour un sujet donné.	141
4.5	Recalibration sur un cycle de référence des phases et états des cycles réalisés par un sujet.	142
4.6	Données relatives aux cycles moyen de squat avec et sans jambe lestée, pour l'ensemble des participants.	144

4.7	Répartition instantanée de la réaction du sol sur la jambe ipsilatérale (sans les lestes).	145
4.8	Nuage de points $r_{g,c}^y = f(r_{tot,c}^y)$ correspondant aux données des mouvements de squat acquis pour un sujet, sans jambe lestée.	148
4.9	Comparaison entre les réactions verticales du cycle moyen mesurée et calculée en utilisant le modèle de l'Équation (4.3.2).	150
4.10	Méthode « Leave One Out » appliquée à l'étude menée.	152

Liste des tableaux

1.1	Liste des acronymes désignant les différents appareils orthopédique.	31
1.2	Part (en %) des personnes âgées de 20 à 59 ans et vivant en ménage ordinaire déclarant des limitations fonctionnelles motrices.	49
1.3	Part (en %) des personnes de tous âges et vivant en ménage ordinaire déclarant des limitations fonctionnelles motrices	49
2.1	Paramètres anthropométriques du corps humain.	70
2.2	Caractéristiques de l'orthèse.	101
3.1	Paramètres anthropométriques du modèle sagittal.	124
3.2	Comparaison des résultats obtenus avec les deux modèles.	131
4.1	Caractéristiques du sujet moyen ayant participé à l'expérience. . . .	143
4.2	Valeurs de référence des réactions verticales caractéristiques des états statique 1 et 2 du cycle de squat et valeurs k_0 du modèle de l'Équation (4.3.1).	147
4.3	Détermination des caractéristiques de l'estimateur non biaisé des moindres carrés en considérant tout ou partie des données collectées.	149
4.4	Détermination des caractéristiques du modèle de répartition de l'Équation (4.3.2) pour chacun des sujets, avec et sans les lestes.	151
4.5	Caractéristiques du modèle de répartition retenu à l'issu de la phase d'apprentissage et résultats obtenus à l'issu de la phase de test, sans les lestes.	154

4.6	Caractéristiques du modèle de répartition retenu à l'issu de la phase d'apprentissage et résultats obtenus à l'issu de la phase de test, avec les lestes.	154
-----	---	-----

Liste des symboles

La liste qui suit explicite les symboles et les notations qui sont utilisés dans l'ensemble du manuscrit.

Notations générales

- \mathcal{E}_c Énergie cinétique du système
 \mathcal{E}_p Énergie potentielle du système
 \mathcal{J} Fonction de coût
 \mathcal{L} Fonction Lagrangien
 \mathcal{R}_0 Repère absolu ($P_g, \mathbf{x}, \mathbf{y}, \mathbf{z}$)
 \mathcal{S} Système isolé
 \mathcal{T} Fonction trajectoire
 \mathcal{L}_p^M Liaison pivot dont le centre de rotation est M

Matrices

- B Matrice d'actionnement composée de 0, 1 et -1
 C Matrice de Coriolis
 D Matrice d'inertie définie positive
 J_i Matrice jacobienne exprimée au point P_i

Vecteurs

- $\dot{\mathbf{q}}, \ddot{\mathbf{q}}$ Vecteur des vitesses et accélérations généralisées
 $\overrightarrow{P_g M}$ Vecteur définissant la position du point M dans le repère \mathcal{R}_0

\mathbf{q}_a	Vecteur des positions angulaires
\mathbf{F}	Vecteur des couples articulaires
\mathbf{G}	Vecteur contenant les effets de pesanteur
$\mathbf{M}_{R,i}$	Moment de l'action mécanique \mathbf{R}_i au point P_i et de direction \mathbf{z}
\mathbf{P}_i	Vecteur Poids appliqué sur le corps i
\mathbf{q}	Vecteur des coordonnées généralisées
\mathbf{R}_i	Torseur représentatif des actions mécaniques s'exerçant sur le pied au point P_i
\mathbf{R}_i^y	Action mécanique de direction \mathbf{y} s'exerçant sur le pied
$\mathbf{X}(B)$	Vecteur position de la hanche de coordonnées (x_h, y_h)
$\mathbf{X}(M)$	Vecteur position du point M dans le repère \mathcal{R}_0

Scalaires

Γ_{i+1}	Couple articulaire exercé entre deux corps successifs i et $i + 1$	N m
H	Taille du sujet	m
I_j	Inertie du segment j par rapport à l'axe (G_i, \mathbf{z})	kg m ²
I_j^o	Inertie du segment j de l'orthèse par rapport à l'axe (G_i, \mathbf{z})	kg m ²
L_j	Longueur du segment j	m
M	Masse du sujet	kg
m_j	Masse du segment j	kg
m_j^o	Masse du segment j appartenant à l'orthèse	kg
R_i^y	Composante suivant \mathbf{y} de l'action mécanique \mathbf{R}_i	N
r_i^y	Composante suivant \mathbf{y} de l'action mécanique \mathbf{r}_i (sans dimension)	
s_j	Position du centre de masse du segment j	m
T	Durée d'un mouvement cyclique	s

Constantes physique

g	Accélération de la pesanteur	9,81 m s ⁻²
-----	------------------------------	------------------------

Introduction

Ce travail s'inscrit dans des thèmes d'actualité que sont la mobilité et la santé. La sédentarité, l'allongement de l'espérance de vie, une activité professionnelle pénible, un accident, une maladie de type neuropathie, myopathie ou une maladie cardio-vasculaire sont autant de causes qui peuvent conduire à des déficiences motrices. D'une déficience motrice, il en résulte une ou plusieurs incapacités physiques, partielles ou totales : une incapacité à se déplacer, se baisser, monter les escaliers, prendre ou manipuler des objets, . . . En plus d'altérer inexorablement la vie sociale des individus, une mobilité réduite est facteur de risque pour d'autres déficiences motrices comme les maladies cardio-vasculaires. Pour ne pas entrer dans une spirale qui peut conduire à une mort précoce, la société d'aujourd'hui doit proposer des solutions qui redonnent de la mobilité aux populations concernées toujours grandissantes.

Une famille émergente de solutions est celle qui fait appel à l'utilisation des exosquelettes. Par définition, un exosquelette est un système mécanique anthropomorphe qui s'adapte au gabarit de son utilisateur pour travailler en synergie avec ses mouvements. Par restriction de cette définition à quelques degrés de liberté du corps humain, la sous-famille des orthèses s'est développée. L'acceptabilité d'une orthèse par son utilisateur est corrélée aux bénéfices apportés par celle-ci retranchés des contraintes physiques qu'elle génère. Pour favoriser l'acceptabilité, il y a donc deux leviers possibles. Le premier consiste à améliorer l'assistance fournie par l'orthèse sous forme d'énergie mécanique. Pour aider l'utilisateur dans la réalisation de ses mouvements, l'énergie peut être fournie de manière active - nécessitant une source d'alimentation externe - ou passive - avec des phases de récupération d'énergie pendant le mouvement. Les nombreuses problématiques qui en découlent sont, à notre constat, bien traitées dans la littérature scientifique et

les solutions théoriques et techniques qui en découlent sont riches. Le second levier est lié aux contraintes physiques. De par la nature physique des liaisons entre l'orthèse et son utilisateur, l'orthèse génère des contraintes physiques à l'utilisateur par l'intermédiaire des points d'attache. Si, du fait de son poids, elle demande de la part de son utilisateur des efforts pénibles de compensation pour assurer un mouvement ou garder l'équilibre, alors l'orthèse génère un inconfort qui se traduit par une diminution de l'acceptabilité, voire un rejet de la part de son utilisateur. Si cet aspect est appréhendé par les concepteurs d'orthèse, à notre connaissance il existe peu de travaux visant à caractériser, pour un mouvement donné, les efforts du corps humain à fournir pour compenser le poids d'une orthèse. Avec cette connaissance, il est plus aisé de prévoir, dans la phase de conception de l'orthèse, l'influence de celle-ci sur un utilisateur donné.

En portant sur la prévision des contraintes physiques subies par l'utilisateur équipé au cours de mouvements cycliques, c'est dans la phase de conception de l'orthèse que se situe l'intérêt de notre travail. Pour répondre à la question, celui-ci est structuré autour de parties théoriques et expérimentales, ce qui fait son originalité. Le Chapitre 1 propose un état de l'art de l'orthèse avec une vision descendante et met en place la problématique. Dans le Chapitre 2, nous proposons un simulateur pour les mouvements cycliques. Pour un mouvement cyclique et un être humain donnés, il permet de calculer des trajectoires et couples articulaires nécessaires à la réalisation du mouvement. Le Chapitre 3 compare, sur un mouvement de squat, les résultats obtenus avec notre simulateur et ceux issus d'un modèle 3D. Dans le Chapitre 4, nous cherchons à mettre en évidence une tendance globale chez l'être humain lors de la réalisation d'un mouvement de squat. Elle est ensuite traduite mathématiquement pour pouvoir être intégrée dans le simulateur. Enfin, une discussion générale est disponible dans le Section 4.5.

Ce travail a été réalisé au sein du Laboratoire des Sciences du Numérique de Nantes. Il est né de la collaboration de deux équipes : l'équipe ReV (Robotique et Vivant) et l'équipe SIMS (Signal, Image et Son). Cette collaboration a déjà donné naissance à des travaux autour de la commande de prothèse de main. Plus récemment, les compétences multidisciplinaires ont été mises à disposition autour de la thématique des exosquelettes avec, entre autres, l'aboutissement de cette thèse intitulée « Influence d'une orthèse sur le mouvement humain ».

Chapitre 1

Contexte et objectifs

Contents

1.1	Il était une fois un exosquelette	2
1.1.1	L'origine du terme <i>exosquelette</i>	2
1.1.2	Le concept d'augmenter les performances humaines . . .	3
1.2	L'exosquelette dans le monde de la recherche	7
1.2.1	Une définition	7
1.2.2	Les premiers exosquelettes	7
1.2.3	Les exosquelettes du programme EHPA	14
1.2.4	D'autres exosquelettes qui retiennent notre attention . .	20
1.2.5	Les problématiques associées	23
1.3	État de l'art sur les orthèses	29
1.3.1	Définition	29
1.3.2	Les orthèses dans le milieu médical	30
1.3.3	Les orthèses dans le milieu de la robotique	33
1.4	Les besoins identifiés	39
1.4.1	Définition du Handicap	39
1.4.2	Les déficiences motrices	43
1.4.3	Quelques chiffres clés relatifs aux déficiences en France et dans le monde	45
1.5	Mise en place de la problématique	52

1.1 Il était une fois un exosquelette

1.1.1 L'origine du terme *exosquelette*

Dans la langue française, le terme *exosquelette* (en anglais *exoskeleton*) se compose du préfixe *exo*, du grec *έξω* qui signifie « au-dehors », et du mot *squelette*, en grec *σκελετός*. Initialement, le terme était employé en biologie. Il est possible de retrouver une référence à ce terme dès 1832, le terme *exosquelette* n'ayant pas été défini en lui-même sinon sous la forme de *exosquelettés*. À cette époque, le botaniste-naturaliste belge Barthélemy Charles Dumortier employait le terme *exosquelettés* pour désigner une famille d'animaux au sein de la classification des espèces alors définie [Dum32] :

« Les animaux *exosquelettés* sont donc caractérisés par la présence d'un squelette à l'extérieur, et par la situation des tissus mous à l'intérieur ; en sorte qu'il est vrai de dire qu'ils vivent et croissent en dedans de leur système solide. » (p. 86)

Par la suite, François-Jules Pictet de la Rive, zoologiste et paléontologue suisse, a défini le terme *exosquelette* comme « une peau durcie formant une série de pièces dures articulées » (p. 124) protégeant le corps de certains animaux [Pic53]. À l'inverse, les vertébrés, incluant par exemple notre espèce, possèdent un endosquelette, ou squelette interne. Finalement, la définition actuelle du terme *exosquelette* nous provient du *Dictionnaire français de médecine et de biologie* de 1971 [Man71] :

« Enveloppe chitineuse de certains invertébrés tels que les insectes ou les crustacés. Chez les animaux supérieurs, c'est l'ensemble des productions épidermiques : poils, plumes, ongles, sabots, etc. »

Dans la langue anglaise, le terme *exosquelette* se traduit *exoskeleton*. De la même manière, il a d'abord fait son apparition dans le domaine de la biologie, sous la forme *exo-skeleton*. La référence la plus ancienne de son utilisation remonte en 1841 dans un écrit de Richard Owen, anatomiste et paléontologue britannique [Owe41].

1.1.2 Le concept d'augmenter les performances humaines

L'idée de pouvoir améliorer le corps humain pour le rendre plus fort, plus performant est un concept très ancien et clairement dissocié du terme *exosquelette*. Dans la mythologie grecque, Dédale créa des ailes faites de plumes et de cire pour que lui et son fils, Icare, puissent s'échapper du labyrinthe dans lequel ils avaient été enfermés. Durant les dynasties Wei et Jin, en Chine, les échasses étaient utilisées comme jeu d'acrobaties. Elles sont d'ailleurs toujours utilisées lors des fêtes traditionnelles chinoises pour réaliser des prouesses acrobatiques ou pour jouer des rôles de héros. Depuis longtemps, parfois des milliers d'années en ce qui concerne la Chine ancienne, les armures permettent aux êtres humains de protéger leur corps des coups ennemis, à l'instar de la carapace assurant une fonction de protection chez divers arthropodes : de la cuirasse mycénienne de Dendra (500 ans avant J-C), de l'armure en cuir de rhinocéros chinoise, de la cotte de maille celtique et des armures médiévales en passant par la tenue des hoplites grecs et des légionnaires romains, jusqu'au gilet pare-balle en kevlar, les armures sont présentes dans toutes les cultures et civilisations.

Par ailleurs, le concept d'une tenue pour augmenter les capacités de l'humain est très présent dans la littérature romanesque. Un écrit précurseur usant de ce concept est le conte *Le Petit Poucet* de Charles Perrault écrit en 1697, les bottes de sept lieues permettent au héros de parcourir rapidement de longues distances. Par la suite, le concept a été largement utilisé dans les romans de **science-fiction**, et plus particulièrement les oeuvres de *space opera* - des récits qui se déroulent dans un avenir lointain, dans l'espace, avec des intrigues complexes pouvant s'étendre sur des milliers d'années. Les deux principaux chefs de file de ce mouvement sont Edward Elmer Smith et Edmond Hamilton. Ce dernier est célèbre pour avoir notamment participé à l'écriture du personnage de Superman dans les années 1940 et pour sa série de romans et nouvelles *Captain Future* - série qui sera adaptée plus tard, vers la fin des années 1970, sous la forme d'une série animée japonaise et diffusée en France sous le titre connu de *Capitaine Flam*. Dans sa novelle *A Conquest Of Two Worlds* de 1932, des humains s'équipent d'une armure qui décuple leur force pour pouvoir résister à la pression qui règne sur la planète Jupiter. Quand à Edward Elmer Smith, dans son roman *Galactic Patrol* (en français

Patrouille Galactique) écrit en 1937, des scaphandres motorisés permettent aux combattants de décupler leur force, leur mobilité et leur perception. Un peu plus tard, en 1959, le célèbre roman de Robert A. Heinlein *Starship Troopers* décrit également une armure de combat pour les humains dans un contexte de guerre interstellaire contre une espèce insectoïde, les Arachnides : « *La force contrôlée, contrôlée sans que vous ayez à y penser. Vous sautez... et vous sautez bien plus haut que vous ne l'avez jamais fait dans votre seule peau, avec vos seuls muscles* » ; « *Le micro est sur votre larynx, les écouteurs dans vos oreilles [...] De part et d'autre de votre casque, deux micros vous donnent une écoute environnante aussi bonne que si vous étiez tête nue* » ; « *Tout le visuel est projeté sur un miroir devant votre front [...] vous avez le visuel-radar plus vite que vous ne passez d'une publicité à l'autre à la télé. [...] Si vous secouez la tête comme un cheval harcelé par une mouche, vos lunettes infra-rouge se mettent en batterie.* ». Ces auteurs décrivaient déjà à l'époque des équipements qu'on désignerait aujourd'hui comme étant des exosquelettes, sans pour autant les nommer ainsi.

Ce n'est que plus tard que le terme *exosquelette* - à l'image de la carapace recouvrant certains invertébrés comme dans sa définition originelle issue du domaine de la biologie - a été associé au concept d'équipement pouvant augmenter les performances physiques de son utilisateur. Il est passé dans le langage courant grâce notamment aux domaines des **jeux-vidéos** et du **cinéma**. Dans le premier cas, nous pouvons évoquer le Power Suit de la série *Metroid* sur Nintendo, les exosquelettes militaires d'assaut portés par le projet MJOLNIR dans la série *Halo*, la nano-combinaison dans *Crysis*, et bien d'autres comme dans les séries *Metal Gear* ou *Fallout* (voir Figure 1.1). Dans le domaine du cinéma, nous pouvons citer l'exosquelette motorisé appelé Power Loader porté par l'actrice Sigourney Weaver pour faire face à l'invasion extraterrestre dans *Alien, le retour* de 1986 et réalisé par James Cameron. Du même réalisateur, dans *Avatar* de 2009, il y a l'exosquelette militaire utilisé pour faire la guerre aux Na'vis sur la planète Pandora. Enfin, l'exosquelette qui est très certainement le plus populaire est celui du riche industriel de l'armement Tony Stark dans l'adaptation cinématographique *Iron Man*, réalisé en 2008 par Jon Favreau (voir Figure 1.2). Lorsque Tony Stark est équipé de son exosquelette, il devient Iron Man, le héros de bande dessinée de l'univers des *Marvel Comics* créé en 1963 par Stan Lee. Cette armure de haute technologie,

équipée de diverses armes, de capteurs et de systèmes électroniques très évolués, lui permet de voler dans les airs à très grande vitesse et de décupler sa force et sa résistance.

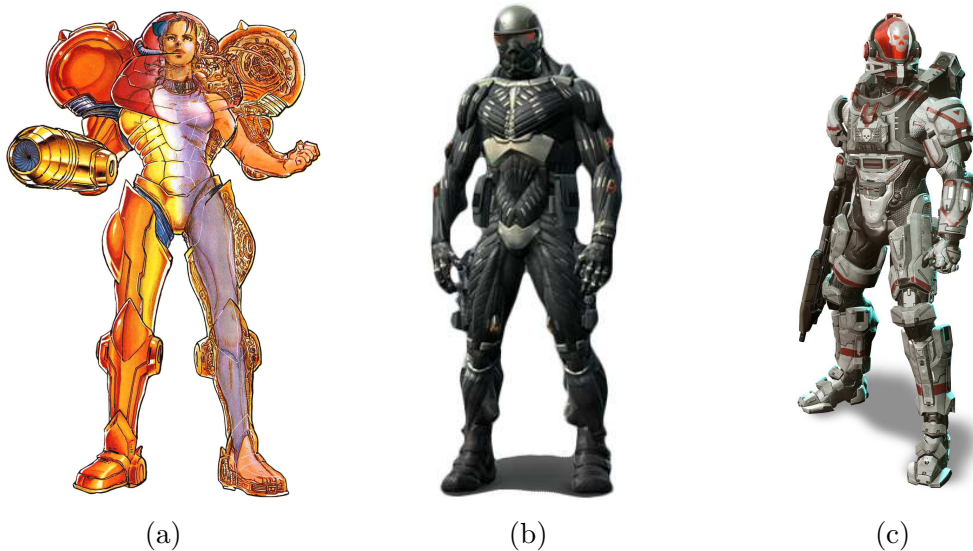


FIGURE 1.1 – Quelques exosquelettes dans les jeux-vidéos : (a) Le Power Suit dans *Metroid*. (b) La nano-combinaison dans *Crysis*. (c) Exosquelette du projet MJOLNIR dans *Halo*.

Les divers exemples cités issus de la culture populaire témoignent de la diversité dans la conception que nous pouvons avoir des exosquelettes. D'un système à un autre, les fonctions peuvent être différentes : par exemple certains permettent de décupler les efforts du porteur, d'autres permettent de voler, d'être plus rapide, de porter de l'armement ou bien de s'adapter à un environnement extrême. Puisque les fonctions à réaliser peuvent différer, les représentations visuelles de la structure d'un exosquelette varient également. C'est pourquoi les définitions populaires de l'*exosquelette* peuvent varier. Néanmoins, il y a des points en commun dans toutes les conceptions imaginées. L'exosquelette est une structure portée par un être humain, qui peut être rigide ou souple, et permet d'articuler plusieurs degrés de liberté. Le système peut être équipé de moteurs, ou non. Il s'adapte à la morphologie du porteur, et ses mouvements sont synchronisés avec ceux de l'opérateur.



(a)



(b)



(c)

FIGURE 1.2 – Quelques exosquelettes au cinéma : (a) Le Power Loader dans *Alien*. (b) L'exosquelette de combat dans *Avatar*. (c) Le célèbre exosquelette dans *Iron Man*.

1.2 L'exosquelette dans le monde de la recherche

1.2.1 Une définition

Comme dans le milieu populaire, les chercheurs ne s'accordent pas sur une unique définition de l'exosquelette. Par exemple, une définition proposée par [DH08] est :

An exoskeleton is defined as an active mechanical device that is essentially anthropomorphic in nature, is “worn” by an operator and fits closely to his or her body, and works in concert with the operator's movements.

Dollar et son équipe définissent l'exosquelette comme un système actif, c'est-à-dire comme un système qui fournit de l'énergie pour fonctionner. D'autres chercheurs ne limitent pas l'exosquelette à un dispositif actif; dans ce cas il est soit actif, soit quasi-passif, soit passif. Un exosquelette passif est un système constitué uniquement d'éléments passifs (typiquement des ressorts, des amortisseurs) qui stockent une partie de l'énergie au cours du mouvement pour la restituer dans les phases opportunes : un tel système, de par sa conception mécanique, joue un rôle de transit d'énergie. Un exosquelette quasi-passif est un exosquelette passif ayant besoin d'une petite quantité d'énergie pour commander les éléments quasi-passifs (typiquement des ressorts à raideur variable) : il apporte une puissance de commande et non une puissance d'actionnement.

Néanmoins, les chercheurs s'accordent sur les autres termes de la définition : l'exosquelette est un système mécanique anthropomorphique qui s'adapte au gabarit de son utilisateur pour travailler en synergie avec ses mouvements. Cette définition soulève par nature des problématiques que nous détaillerons par la suite (design, relation humain/exosquelette, commande, ...). Les premières équipes à travailler sur de tels systèmes ont permis de les mettre en évidence de par leurs essais et leurs erreurs.

1.2.2 Les premiers exosquelettes

De la même manière que l'exosquelette a son histoire en tant que concept d'augmentation des performances humaines dans les livres, au cinéma ou dans les

jeux-vidéos, il a par ailleurs sa propre histoire dans le monde de la recherche. La première référence connue dans le milieu scientifique d'un système exosquelette remonte à l'an 1890 à Saint Petersburg en Russie. À cette date-là, Nicholas Yagn brevette un système d'aide à la marche passif - c'est à dire sans moteurs [Yag90]. Il s'agit d'un système mécanique avec ressorts, attaché aux jambes du porteur, qui permet à ce-dernier d'augmenter ses performances lors de la course à pied, de la marche ou du saut (voir Figure 1.3a). Cette invention est à priori restée à l'état de dessin car aucun document démontrant l'efficacité du système n'a été trouvé.

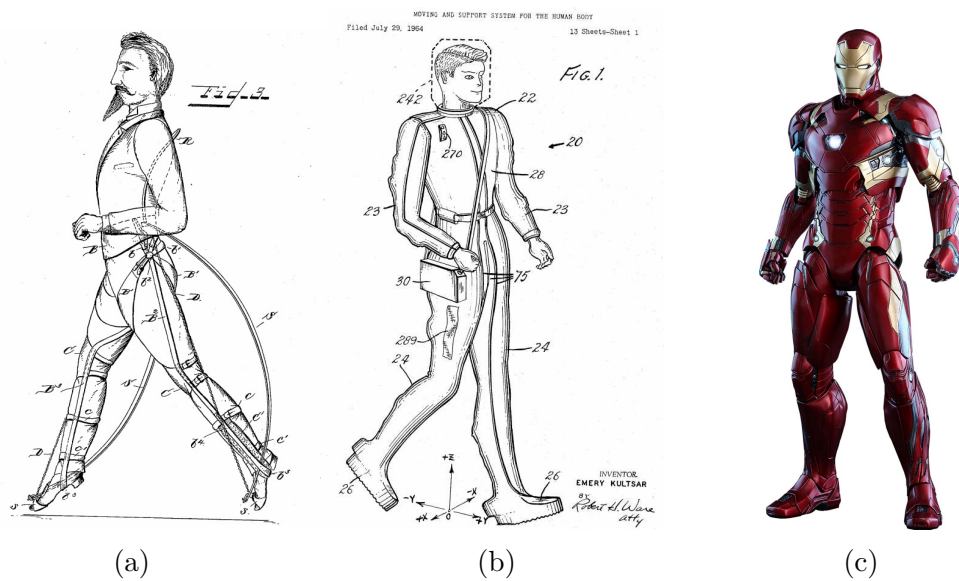


FIGURE 1.3 – Du premier dessin d'exosquelette fait par Nicholas Yagn (a), en passant par le premier brevet d'exosquelette (b), à l'exosquelette tel qu'on peut l'imaginer dans le futur (c).

Presque un siècle plus tard, dans les années 1960, deux pays se sont lancés dans l'exploration de la thématique exosquelette, à savoir les États-Unis et la Yougoslavie. Tandis que les premiers ont focalisé leur attention sur des systèmes d'amplification d'efforts humains, les seconds se sont attachés à une application médicale. En ce qui concerne les États-Unis, remontons à l'année 1964. L'américain Emery Kultsar dépose alors le premier brevet correspondant à un système exosquelette motorisé, sous le nom de « MOVING AND SUPPORT SYSTEM FOR THE HUMAN BODY » [Kul67]. Il est d'ailleurs à préciser que le terme *exoskeleton* n'a pas

été utilisé dans le document. Approuvé en 1967, le document décrit un système (voir Figure 1.3b) qui consiste en une combinaison active recouvrant la totalité du corps humain et alimentée en énergie électrique et hydraulique. Ses fonctions sont multiples : elle permet d'assister un être humain sain dans ses mouvements et dans un environnement dangereux (intervention sur le lieu d'un incendie, travail dans les mines, ...). Elle permet également d'assurer la sécurité et l'équilibre de l'utilisateur à tout instant. Enfin, le système garantit également aux personnes à mobilité réduite d'être assistées dans leurs mouvements. Si la description du système est détaillée, certains points relèvent notre attention comme les batteries situées autour de la ceinture et l'unité de contrôle contenue dans une sacoche portée à l'épaule. Nous verrons effectivement par la suite que la portabilité de l'énergie est une problématique importante dans la conception d'un système exosquelette motorisé.

En parallèle, dès 1961-1962, au Cornell Aeronautical Labs, Neil J. Mizen travaille sur l'élaboration du Man Amplifier, un exosquelette destiné à supporter des charges lourdes. Un cas d'utilisation présenté est l'aide aux pilotes et astronautes pour supporter leur combinaison. D'autres applications sont présentées dans le milieu militaire ou ouvrier, pour porter de l'équipement lourd. Le projet est très médiatisé, et il est prévu d'ajouter des moteurs au prototype (voir Figure 1.4). Le brevet associé au Man Amplifier est déposé en 1966 puis accepté en 1969 [Miz69]. Il décrit un exosquelette motorisé à plusieurs degrés de liberté, articulé grâce à des servo-moteurs et un ensemble de capteurs répartis sur tout le corps de l'utilisateur. Dans le document, l'objectif du système est bien déterminé : « An alternative approach, and one that is the subject of the present invention is to devise an *anthropomorphic device* which extends man's physical capability while maintaining the advantages of his *natural motion*. » ; « The invention contemplates a servo-powered exoskeletal structure adapted to be worn by a man, which structure is adapted to respond to mans normal movement and at the same time provide for the *amplification* of his power capabilities by several *orders of magnitude*. ». Les problématiques de conception, d'interaction homme-machine et de commande sont déjà présentes. Néanmoins, le projet n'a pas été terminé puisque le stade de motorisation n'a pas été atteint.

Un autre projet ayant marqué l'histoire des exosquelettes motorisés est le pro-

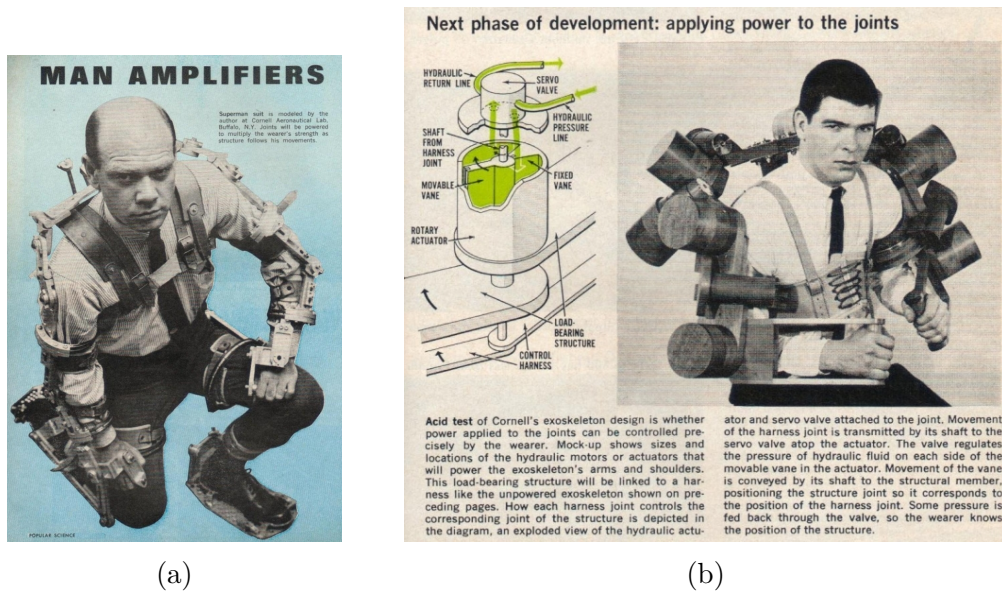


FIGURE 1.4 – Le projet Man Amplifier. (a) Neil J. Mizen équipé de l'exosquelette (tiré du journal *Popular Science* de l'édition de novembre 1965). (b) Le projet de motorisation des articulations (tiré du même journal).

gramme Hardiman (1965-1971) car il est le premier à aboutir véritablement sur un prototype d'exosquelette motorisé [FM71]. Le nom Hardiman vient de la contraction de « Human Augmentation Research and Development Investigation » et de « man » pour « Manipulator ». Financé par l'armée et la marine, l'idée du projet est d'explorer, de développer et de démontrer le potentiel d'un exosquelette motorisé. Le programme a été développé par General Electric et plus particulièrement dirigé par l'ingénieur américain Ralph Mosher à partir de 1965. L'objectif du système est de découpler les efforts de l'opérateur pour faciliter le chargement et le déchargement de matériel d'un support à un autre. Le système consiste en deux sous-systèmes liés par une relation de type maître-esclave. Un premier squelette est attaché au corps de l'opérateur : c'est la structure maître (voir la zone grisée sur la Figure 1.5a). Alimenté en énergie électrique et hydraulique, l'autre squelette est le sous-système esclave qui doit supporter les charges lourdes. L'opérateur agit sur le squelette maître pour réaliser des mouvements et le squelette esclave les reproduits en décuplant les efforts d'un facteur 25. Réciproquement, le fonctionnement bilatéral permet de réduire du même facteur les efforts transmis à la structure maître par

le sous-système esclave. Ce retour d'effort permet à l'opérateur de manipuler plus finement le système. La conception réalisée doit ainsi permettre à son opérateur de supporter facilement des charges allant jusqu'à 680 kg. Dans la pratique, le système n'a pas rempli tous les objectifs du cahier des charges. À la fin de l'année 1969, un des deux bras fut opérationnel et les tests effectués dessus furent satisfaisants. Il permettait effectivement de porter une charge pesant jusqu'à 340 kg. Une jambe et la partie située au niveau de la ceinture ont ensuite été réalisées fin 1970. Quant au système complet, il a été assemblé en 1971. Doté de 30 degrés de liberté, le système pesait pratiquement trois quarts de tonne. Les résultats n'ont pas été satisfaisants car le système complet était instable cinématiquement parlant : la marche n'était pas stable et le système ne pouvait s'équilibrer sans aide extérieure. Ainsi, aucune personne n'a pu tester le système complet. Le projet n'a pas été reconduit après la fin du contrat en 1971. Finalement, bien que le projet n'ait pas été terminé, le prototype a eu le mérite de poser les problématiques liées à la conception d'un exosquelette motorisé et en a montré au reste de la communauté scientifique les difficultés.

Du côté de la Yougoslavie, ce sont les travaux de M. Vukobratovic et de son équipe au sein du département de Biocybernétique à l'Institut Mihailo Pupin de Belgrade qui ont donné un élan conséquent à la thématique des exosquelettes [VHS74] [Vuk+90]. Ceux-ci se sont orientés sur des systèmes actifs destinés à la rééducation pour des personnes à mobilité réduite, avec des déficiences du système locomoteur : paralysie, paraplégie, dystrophie, polio, etc. Les travaux ont commencé dès 1967, avec un modèle de jambe passif pour reproduire des conditions de marche humaine (voir Figure 1.6a). Imitant les degrés de liberté les plus importants des jambes humaines, il permet d'enregistrer l'évolution angulaire des articulations au cours de différents types de marche. Le dispositif a par la suite été amélioré avec l'ajout d'actionneurs hydraulique pour pouvoir réaliser de manière active divers cycles de marche (voir Figure 1.6b). Une fois que les essais ont été réalisés et le modèle validé, l'équipe a rapidement progressé vers le développement d'exosquelettes motorisés. En 1969, le *kinematic walker* est né (voir Figure 1.6c). Équipé de deux vérins pneumatique (un pour chaque jambe), ils actionnaient simultanément, et donc de manière dépendante, la hanche et le genou de chacune des jambes. Les chevilles quant à elles restaient passives. La conception ne permet-

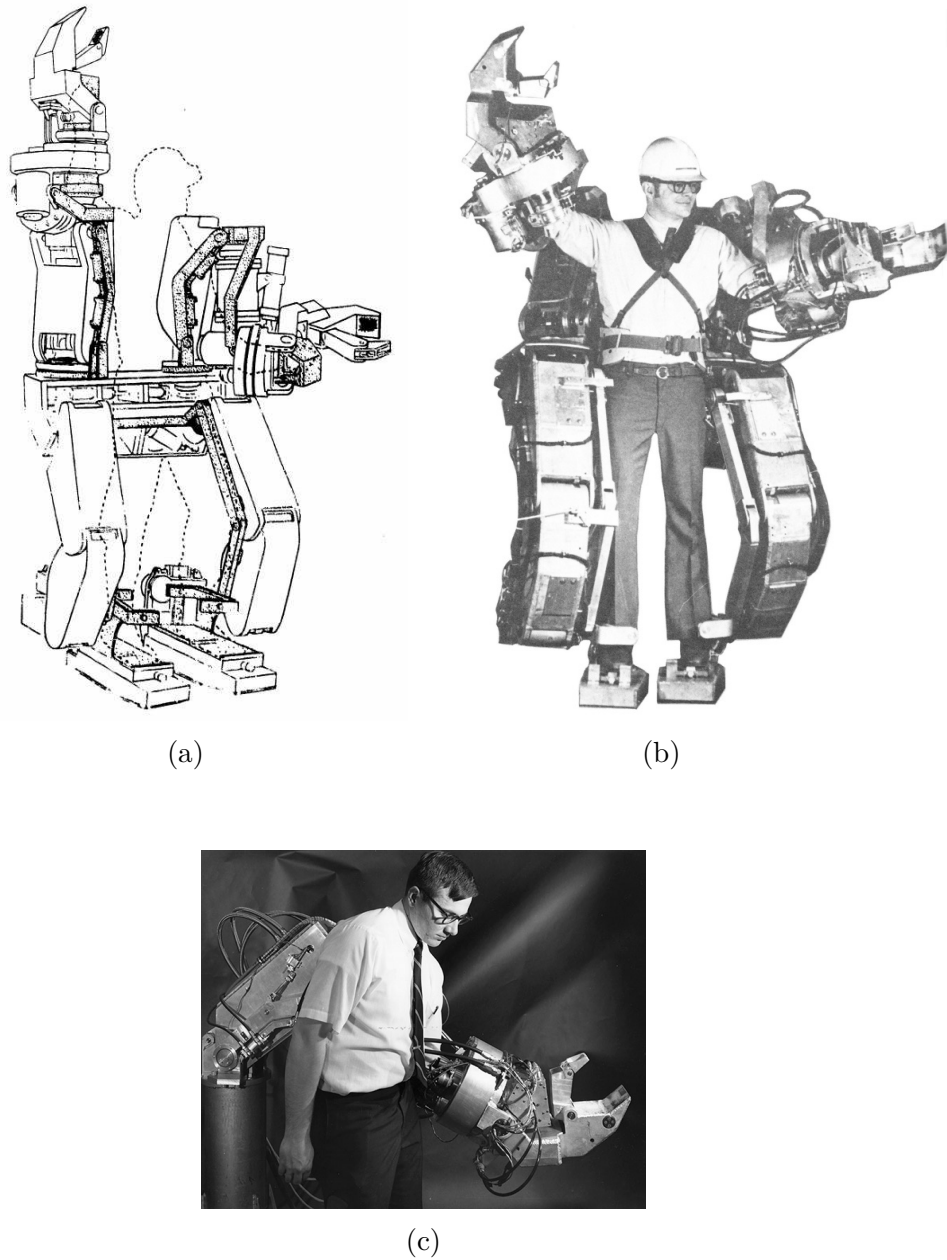


FIGURE 1.5 – Le projet Hardiman. (a) Dessin du système. Les éléments grisés constituent le squelette maître. (b) Photo de l'exosquelette complet, non opérationnel. (c) Le bras opérationnel pouvant soulever jusqu'à 340kg, mais pesant le double.

tait de réaliser des mouvements que dans le plan sagittal, ce qui ne permettait pas d'assurer les conditions nominales d'équilibre dynamique au cours de la marche. Néanmoins les essais sur un sujet sain ont montré que, lorsque celui-ci assurait son propre équilibre, le système lui permettait de supporter son poids et de réaliser des mouvements de marche cycliques. En bref, avec de la pratique, l'humain pouvait s'adapter à la machine, en échange de quoi la machine fournissait le travail nécessaire pour le déplacer. Courant 1970 a été mis au point ce qu'ils appelèrent le *partial active exoskeleton*, qui intègre des actionneurs pneumatiques, pour chaque jambe, pour la flexion/extension de la hanche, du genou et de la cheville, ainsi qu'une articulation d'abduction/adduction actionnée à la hanche pour une plus grande stabilité dans le plan frontal (voir Figure 1.6d). Les premiers mouvements furent obtenus à partir de trajectoires pré-déterminées. Mais en l'absence de contrôleur, il y avait des problèmes d'équilibre : un patient invalide ne pouvait pas utiliser le système sans l'aide d'une tierce personne. Par ailleurs, l'équipe de recherche a noté que dans le cas d'une utilisation prolongée, des blessures locales apparaissaient au niveau des points d'attache avec l'exosquelette, là où la pression est la plus élevée. Le concept a ensuite été modifié en 1971 avec le *complete exoskeleton* en rajoutant un tronc au système, protégeant le buste du patient dans son intégralité et lui offrant ainsi un meilleur soutien (voir Figure 1.6e). Le contrôle du buste dans le plan sagittal et frontal est rendu possible. Un contrôleur a été ajouté de manière à stabiliser et équilibrer dynamiquement la marche du système. Pour ce faire, nous pouvons noter l'utilisation d'une notion importante relative à l'équilibre dynamique d'un système, appelée *Zero Moment Point* ou ZMP. En particulier, cette notion a été définie par ce même Institut Mihajlo Pupin [VB04]. Des capteurs d'effort au niveau de la semelle des pieds ont également été ajoutés pour permettre l'analyse de la répartition de la pression des pieds sur le sol au cours du mouvement. L'utilisation de ces données visait à améliorer la stabilité et la sécurité de l'utilisateur. Plus d'une centaine d'essais cliniques ont été réalisés avec cet appareil. Un certain nombre de patients atteints de paralysie à des degrés divers ont réussi à marcher en utilisant le *complete exoskeleton* ainsi que des béquilles. L'inconvénient majeur du *complete exoskeleton* était son poids : les 14 électrovannes industrielles utilisées ainsi que l'acier qui composait la structure du système participaient de beaucoup à sa masse totale. En 1973, le prototype a été refait en utilisant des

alliages d'aluminium plus légers, des plastiques ainsi que des électrovannes miniatures. Le poids du système est alors passé de 17 kg pour l'ancien modèle à 12 kg pour le nouveau. Une conséquence bénéfique de cette réduction de poids fut que les mouvements obtenus étaient plus fluides. Mais l'équipe de l'Institut Mihailo Pupin a reconnu qu'un système exosquelette ayant recours à l'énergie pneumatique n'est pas idéal pour une application médicale de rééducation : la source d'air comprimé permettant au système de se mouvoir limite son utilisation à des environnements restreints, comme des instituts médicaux. Un tel système ne peut donc s'utiliser que pour s'entraîner, à des fins thérapeutiques. Le poids peut par ailleurs être réduit par l'utilisation de matériaux en fibres de carbone, bien que cela coûte cher. Suite à ces remarques, le *complete electrical exoskeleton* a été réalisé en 1974 (voir Figure 1.6f). Pesant tout de même 16 kg, le système est à actionnement électromécanique. En plus du mouvement de la jambe dans le plan sagittal, l'articulation de la hanche peut réaliser deux mouvements cinématiques programmés de "torsion pelvienne" et de mouvement latéral, pour une démarche plus stable et réaliste. Bien que la batterie et le contrôleur étaient à l'extérieur du système (les batteries étaient trop lourdes et encombrantes à cette époque-là, et les microprocesseurs n'étaient pas encore largement diffusés), les entraînements servo-électriques à courant continu ont démontré une qualité de suivi 3 à 4 fois supérieure à celle des entraînements pneumatiques. Avec les entraînements pneumatiques, il n'était pas possible d'obtenir un mouvement régulier, car les électrovannes étaient déclenchées par des impulsions électriques basses fréquences (10-25 Hz), et la réponse relativement rapide des entraînements pneumatiques faisait fonctionner l'ensemble du système sous une forme "pulsée", induite par de petites oscillations d'amplitude faible autour des trajectoires programmées.

1.2.3 Les exosquelettes du programme EHPA

Plus récemment, au début des années 2000, l'agence DARPA (Defense Advanced Research Projects Agency) aux États-Unis a permis de nombreuses avancées dans le domaine en finançant des projets au sein du programme EHPA (Exoskeletons for Human Performance Augmentation) [DH08] qui vise à augmenter et améliorer les capacités des soldats, dans un contexte militaire [GSM02]. Plus par-

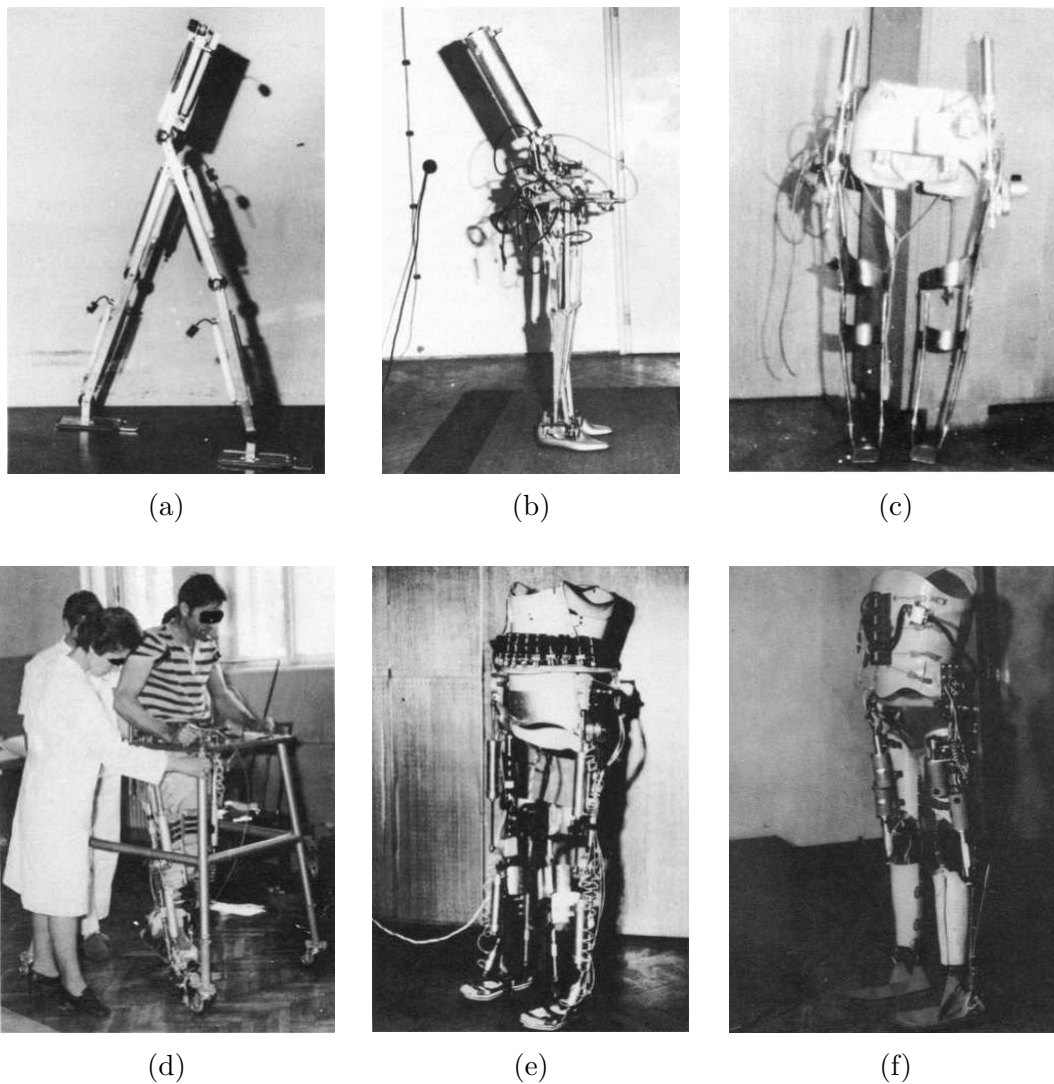


FIGURE 1.6 – L'évolution des systèmes à l'Institut Mihailo Pupin. (a) Le modèle de jambes passif (1967). (b) Le modèle de jambes actif à énergie hydraulique (1968). (c) Le *kinematic walker* (1969). (d) Le *partial active exoskeleton* (1970). (e) Le *complete exoskeleton* (1971). (f) Le *complete electrical exoskeleton* (1974).

ticulièrement, l'objectif est de permettre à l'opérateur de porter des charges plus lourdes tout en réduisant la fatigue que la tâche engendre. Par l'intermédiaire du programme qui a débuté en 2001, trois structures principales ont développés des systèmes exosquelettes dont les plus connus sont BLEEX (Berkeley Lower Extremity Exoskeleton), l'exosquelette Sarcos et l'exosquelette du MIT.

Le premier, BLEEX, est un exosquelette motorisé portatif permettant à l'opérateur de porter des charges lourdes sur de longues distances (voir Figure 1.7a). Dévoilé en 2004, il a été développé à l'Université de Berkeley en Californie. C'est sans doute le système du programme EHPA qui a eu le plus de visibilité. Il marque une avancée majeure dans le domaine d'un point de vue conception : sa structure rigide permet de ramener le poids de l'exosquelette ainsi que celui du sac à dos au sol sans que l'humain n'en ressente les effets. De plus, il est autonome en énergie, c'est-à-dire qu'il contient dans sa structure sa source d'énergie. Ses développeurs le revendique comme le premier exosquelette autonome capable de supporter des charges lourdes [KS06]. Le système est caractérisé par trois degrés de liberté à la hanche, un au genou et trois à la cheville. Parmi ceux-là, quatre sont actionnés : la flexion/extension et l'abduction/adduction de la hanche, la flexion/extension du genou ainsi que la flexion/extension de la cheville. L'abduction/adduction de la cheville ainsi que la rotation de la hanche sont chargées par un ressort tandis que la rotation de la cheville est laissée libre [ZKC06]. Le système a été dimensionné pour un humain de 75 kg et les trajectoires de marche ont été définies à partir de données d'observation pour la marche. Les actionneurs utilisés sont des vérins hydrauliques bi-directionnels montés en triangle par rapport à l'axe de rotation. En ordre de grandeur, la puissance requise pour marcher sur un sol plat à une allure de 1,3 m/s est en moyenne de 1 kW de puissance hydraulique et de 200 W de puissance électrique - correspondant à la consommation du contrôleur et autres éléments électroniques. Tout comme un robot bipède, l'exosquelette peut s'équilibrer tout seul, mais l'opérateur doit fournir une force de guidage vers l'avant pour diriger le système pendant la marche. Le contrôleur utilise les informations provenant de 8 codeurs et de 16 accéléromètres linéaires pour déterminer la position, la vitesse et l'accélération angulaire de chacune des huit articulations actionnées. Des capteurs d'effort sous la semelle des pieds permettent de détecter le contact avec le sol ainsi que de mesurer la répartition des forces de réaction du sol sur chacun des pieds

pendant les phases de double appui. Huit capteurs d'effort à axe simple pour les actionneurs permettent de réaliser un asservissement en force, et un inclinomètre permet de mesurer l'orientation du sac à dos par rapport à la gravité. Pour pouvoir être autonome énergétiquement, des efforts importants ont été investis dans le développement d'une source d'énergie portable hybride (hydraulique et électrique) [Amu+05]. Par contre, l'autonomie du système se paie par le poids de la structure qui est important. Cela affecte les mouvements de l'utilisateur car l'inertie de l'ensemble augmente alors. Par ailleurs, le débattement angulaire de la structure est limité, ce qui limite la diversité des mouvements réalisés. Enfin, un phénomène de retard est notable entre le moment où l'opérateur initie le mouvement et celui où les actionneurs réagissent. En terme de performances, un utilisateur de BLEEX peut supporter une charge allant jusqu'à 75 kg en marchant à 0,9 m/s, et peut marcher à une vitesse allant jusqu'à 1,3 m/s sans charge. Une deuxième génération de l'exosquelette de Berkeley a été développée et le nouveau dispositif, BLEEX 2, pèse environ la moitié du poids de l'exosquelette original, soit environ 14 kg [GG05], en partie grâce à l'utilisation d'actionneurs électriques couplés à une transmission hydraulique. Une entreprise dérivée du laboratoire, appelée Berkeley Bionics, a été créée afin de commercialiser ces technologies d'exosquelette.

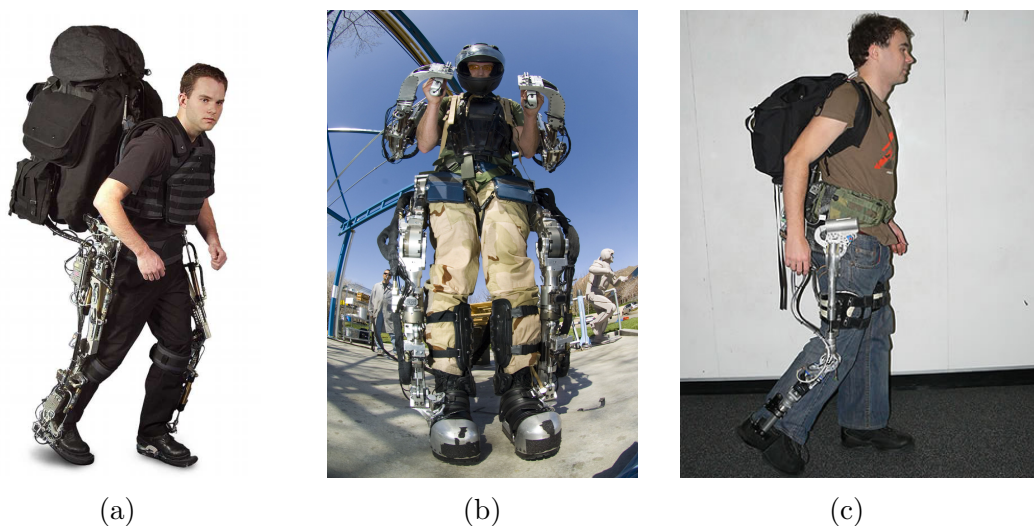


FIGURE 1.7 – Les exosquelettes du programme EHPA. (a) L'exosquelette BLEEX de l'Université de Berkeley. (b) L'exosquelette Sarcos/Raytheon. (c) L'exosquelette du MIT Media Lab.

Un second exosquelette issu du programme EHPA est originaire de l'entreprise Sarcos Research Corporation fondée par Stephen Jacobsen à l'Université d'Utah (voir Figure 1.7b). Le projet a débuté en 2000 et le premier prototype est apparu en 2006. C'est un exosquelette corps complet (les bras et les jambes) qui est autonome en énergie. Son objectif est d'amplifier les efforts de l'utilisateur par le biais d'actionneurs hydraulique rotatifs (et non des actionneurs hydraulique linéaire comme c'était le cas pour BLEEX). Un effort important a été réalisé pour améliorer l'efficacité de l'actionnement hydraulique [Hua04]. L'exosquelette Sarcos aurait réussi un certain nombre d'exploits impressionnants : supporter une charge de 84 kg, se tenir debout sur une jambe en portant une autre personne sur le dos, marcher à 1,6 m/s en portant 68 kg sur le dos et 23 kg sur les bras, marcher dans 23 cm de boue, s'accroupir, ou encore se mettre à genoux [DH08]. La stratégie de contrôle de l'exosquelette s'effectue par le biais d'un ensemble de capteurs d'efforts, à la fois sur le système et sur l'opérateur ; l'objectif étant de minimiser les efforts de contact entre les deux [Jac+04]. Peu de résultats quantitatifs ont été publiés pour évaluer les performances du système, et c'est le cas pour beaucoup de systèmes commercialisés. L'exosquelette Sarcos a par la suite été repris par Raytheon en 2007, sous le nom de XOS. Raytheon a développé ensuite une seconde version, XOS 2. La nouvelle version serait moins coûteuse en énergie [Ray10].

L'exosquelette du MIT est issu du MIT (Massachusetts Institute of Technology) Media Lab durant la seconde phase du programme EHPA (voir Figure 1.7c). Il s'agit d'un système quasi-passif car il n'y a pas d'actionneurs au niveau des articulations. Le fonctionnement de ce système se base, par l'intermédiaire de ressorts, sur des phases de récupération/évacuation de l'énergie au cours de la marche [WPH06]. L'intérêt est d'obtenir une structure plus légère et plus efficace que les exosquelettes actifs. Les éléments quasi-passifs, c'est à dire les ressorts et les amortisseurs, ont été dimensionnés à partir de l'analyse de la cinématique de la marche humaine. L'articulation de la hanche possède trois degrés de liberté. Un ressort relatif à l'axe de flexion/extension de la hanche permet d'emmagasiner de l'énergie pendant l'extension et de la relâcher pendant la phase de flexion. L'abduction/adduction de la hanche est également chargée par un ressort, mais uniquement pour contrer le moment induit par la charge du sac-à-dos. Des ressorts au niveau de la rotation de la hanche et de la cheville autorisent des mouvements

dans les plans perpendiculaires au plan sagittal. En ce qui concerne le genou, il est constitué d'un amortisseur magnétorhéologique variable dans la direction de la flexion/extension, commandé pour dissiper l'énergie à des niveaux appropriés pendant tout le cycle de la marche. De plus, un ressort en fibre de carbone sous le talon permet de réduire les pertes dues à l'impact avec le sol et aide à soulever le talon au début de la phase de flexion plantaire. Le contrôle est assez basique puisque les seules informations sensorielles sont des jauges de contraintes au niveau du tibia de l'exosquelette et un potentiomètre pour l'articulation du genou. L'exosquelette du MIT est attaché à l'opérateur par l'intermédiaire de bretelles, d'une ceinture à la taille, des lanières aux cuisses et des chaussures spéciales. Sans charge utile, l'exosquelette pèse 11,7 kg. Durant la marche, lorsqu'il est chargé, il ne nécessite que 2 W de puissance électrique. Cette puissance est principalement due au contrôle de l'amortisseur variable du genou. Des essais ont montré que le système pouvait supporter sans problèmes une charge de 36 kg pendant une marche à 1 m/s. Il a également été montré que, durant les phases de simple appui, la structure de l'exosquelette transférait au sol en moyenne 80 % de la charge utile de 36 kg.

Cependant, des études ont montré qu'il y avait une augmentation de 10 % du coût métabolique durant la marche pour un sujet transportant la charge de 36 kg en étant équipé de l'exosquelette quasi-passif, par rapport au sujet équipé d'un sac à dos standard chargé du même poids [WEH07]. Néanmoins, d'autres essais avec l'exosquelette quasi-passif du MIT ont montré une réduction significative du coût métabolique pendant la marche par rapport au même exosquelette privé de ses ressorts à la hanche et à la cheville et de l'amortisseur variable au genou. Les éléments quasi-passifs jouent donc un rôle important dans la réduction du coût métabolique. L'augmentation du coût métabolique pendant la marche avec exosquelette peut s'expliquer de plusieurs manières. D'une part, le poids de l'exosquelette et son inertie viennent s'ajouter à ceux de l'opérateur, ce qui perturbe donc la dynamique de la marche. D'autre part, des contraintes cinématiques indésirables (un retard dû à la commande, des oscillations autour de la trajectoire désirée, ...) sont imposées à l'utilisateur, ce qui perturbe la marche naturelle de l'humain [Wal06]. Il est à noter que très peu d'études portent sur l'évaluation du coût métabolique d'un exosquelette durant la marche, et celles qui sont publiées

apportent un bilan négatif.

1.2.4 D'autres exosquelettes qui retiennent notre attention

D'autres exosquelettes, rencontrés dans la littérature, qui permettent d'augmenter les performances de l'utilisateur sont HULC, ExoHiker et ExoClimber de Berkeley Bionics, le Body Extender du laboratoire PERCRO [Mar+11], Hercule, le Nurse assisting de l'Institut de Technologie Kanagawa au Japon [YAM+03]. Après les premières applications dans le domaine militaire, des exosquelettes ont été conçus pour le domaine médical. En effet, pour palier à des défauts de mobilité (population vieillissante, blessés médulaires, rééducation, ... [Che+16]), ces systèmes sont développés afin d'accompagner les patients dans leurs mouvements, c'est-à-dire pour fournir toute ou partie de l'énergie nécessaire à la réalisation du mouvement souhaité par l'utilisateur. Dans la littérature, on peut retrouver entre autres HAL (Hybrid Assistive Limb) de Cyberdyne au Japon [KS02] [Suz+07], ReWalk [TEB13], le système d'assistance de Honda [Ike+09] (voir Figure 1.8). Il en existe bien sûr d'autres qui sont mentionnés dans le tableau de la Figure 1.9 qui indique les articulations qui sont commandées. On remarquera notamment que les articulations au niveau des hanches et des genoux permettant les mouvements de flexion/extension sont systématiquement actionnées. Et, pour ce type d'application, les moteurs électriques sont les plus utilisés (en particulier les moteurs brushless pour leur bon ratio couple sur poids) en raison notamment des avancées technologies sur les batteries ion lithium qui permettent d'augmenter l'autonomie des systèmes en réduisant la masse embarquée, mais aussi parce qu'ils permettent d'effectuer un contrôle en position fiable et précis.

L'exosquelette HAL (Hybrid Assistive Limb)

A l'Université de Tsukuba au Japon, le professeur Yoshikuyi Sankai et son équipe ont développé l'exosquelette HAL pour augmenter la force physique de son porteur mais aussi à des fins de rééducation [KS02] [Kaw+03]. La version HAL-5 est une structure corps complet dans laquelle la flexion/extension des hanches et des genoux sont commandées par des moteurs à courant continu couplés à des réducteurs harmonic drive. La flexion/extension de la cheville est elle passive.



FIGURE 1.8 – HAL (à gauche), ReWalk (au centre) et le système d'assistance de Honda (à droite).

Table 1 – Full lower limb assistive devices – degrees of freedom, actuation and stage.

Device	Hip DoF	Knee DoF	Ankle DoF	Actuation	Status
HAL [1]	A-U-U	A	A-U-U	Motor	C
ReWalk [4]	A-U-U	A	U-U-U	Motor	C
eLegs [5-7]	A-U-U	A	U-U-U	Motor	C
Rex [8]	A-A-U	A	A-A-U	Motor	C
Mori et al. [3]	A-U-U	A	U-U-U	Motor	R
SUBAR [9]	A-U-U	A	U-U-U	Motor	R
WPAL [10]	A-U-U	A	U-U-U	Motor	R
Saga Univ. [11]	A-U-U	A	U-U-U	Motor	R
IHMC [12]	A-A-U	A	U-U-U	SEA	R
Hayashi and Kiguchi [13]	A-U-U	A	U-U-U	Motor	R
Vanderbilt Univ. [14]	A-U-U	A	-	Motor	R
Human	3 rotations: flexion/extension ab/ad-duction rotation	1 rotation: flexion/extension	3 rotations: plantar/dorsal flexion in/e-version pro/sup-ination		

Note: DoF: A, actuated; U, unactuated. Human movement: the ankle is a complex joint, where the axes of motion are not simply the three Euclidian axes. Stage: R, research stage; C, commercially available.

FIGURE 1.9 – Tableau récapitulatif de systèmes d'assistance existants [VKJ13].

L'exosquelette possède également des chaussures spéciales équipées de capteurs d'effort, des potentiomètres pour mesurer les angles de rotation, un gyroscope et un accéléromètre montés sur le sac-à-dos pour estimer l'inclinaison du buste. Des électrodes EMG sont placées au niveau de la cuisse de l'utilisateur en vue d'estimer le couple produit par le genou. Deux modes de commande existent : un basé sur les signaux EMG et l'autre sur des trajectoires de marche. La commande basée EMG nécessite une phase importante de calibration, très longue. L'autonomie d'un tel système est de 160 min (pour une utilisation en continu) pour une masse totale de 21 kg. Le système est commercialisé par Cyberdyne.

Beaucoup de démonstrations ont été faites avec un opérateur valide, notamment en portant une charge lourde avec les bras. D'après le site internet commercial, le système HAL permet de porter des charges allant jusqu'à 40 kg. Par contre, les performances de l'exosquelette n'ont pas été validées avec un sujet dont la mobilité est limitée.

Le Nurse-Assisting Exoskeleton

Des chercheurs de l'Institut Technologique de Kanagawa au Japon ont travaillé sur un système d'assistance aux infirmières pour les aider lorsqu'elles doivent transférer des patients d'un lit à un fauteuil par exemple [YAM+03]. La flexion et l'extension des hanches et des genoux du système sont actionnés par l'intermédiaire d'actionneurs pneumatiques rotatifs. Des petites pompes montées sur chaque actionneur permettent de mettre l'air sous pression. Le système est alors entièrement portable. Un point intéressant dans la conception est qu'il n'y a pas d'élément mécanique au niveau du torse de l'infirmière, ce qui lui permet de garder un contact physique avec le patient, pour plus de confort et de sécurité. La contraction des muscles est détectée par des capteurs de force résistifs (ou capteurs FSR) positionnés directement sur la peau de l'opérateur. Combinée à l'information de position angulaire issue de potentiomètres, un couple est alors calculé puis transmis aux articulations commandées.

Le système RoboKnee

RoboKnee est un système développé par la société Yobotics [Pra+04]. Il permet d'assister le genou de l'opérateur pour des tâches telles que monter/descendre des escaliers et s'accroupir. L'actionneur utilisé pour le genou est de type actionneur élastique linéaire (SEA) et est relié à une attelle de genou faisant l'interface avec l'utilisateur. Des jauges de contraintes situées sur les semelles des chaussures permettent de mesurer les forces de réaction verticales du sol ainsi que la position du centre de pression dans le plan sagittal. Ces informations sont utilisées au niveau de la rétroaction positive dans la boucle de commande en force.

1.2.5 Les problématiques associées

L'état de l'art montre qu'il existe de nombreuses problématiques liées à la conception et à la réalisation d'un exosquelette [DH08 ; Che+16 ; Huo+16 ; Che+19]. Leur nombre est dû au fait que l'exosquelette est un système mécatronique complexe qui, par conséquent, nécessite un large éventail de compétences multidisciplinaires pour permettre sa réalisation. Comme tout autre système complexe, les flux de puissance et d'information qui transitent dans le système exosquelette peuvent être formalisés sous un diagramme emprunté au domaine de l'Ingénierie Système, le diagramme de la chaîne de puissance et de la chaîne d'information (voir Figure 1.10). La chaîne de puissance décrit, pour un degré de liberté commandé, le parcours du flux de puissance à partir d'une alimentation énergétique en passant par un pré-actionneur, un actionneur, éventuellement un ou plusieurs transmetteurs, jusqu'à l'effecteur qui permet de réaliser la tâche désirée. Pour s'assurer que la tâche souhaitée soit réalisée, un certain nombre de capteurs intégrés au système permet l'acquisition de grandeurs physiques caractérisant l'état du système. La chaîne d'information traite les signaux acquis de manière à élaborer un signal de commande pour l'actionneur. Ce signal est renvoyé à la chaîne de puissance et, plus particulièrement, au pré-actionneur qui module l'énergie à fournir à l'actionneur.

Dans le cas d'un système exosquelette, il existe autant de CP-CI que de degrés de liberté commandés. Et, pour quasiment chacun des blocs de la CP-CI, il est possible de recenser des problématiques de l'état de l'art. Sans chercher à être exhaustif, nous proposons le découpage suivant.

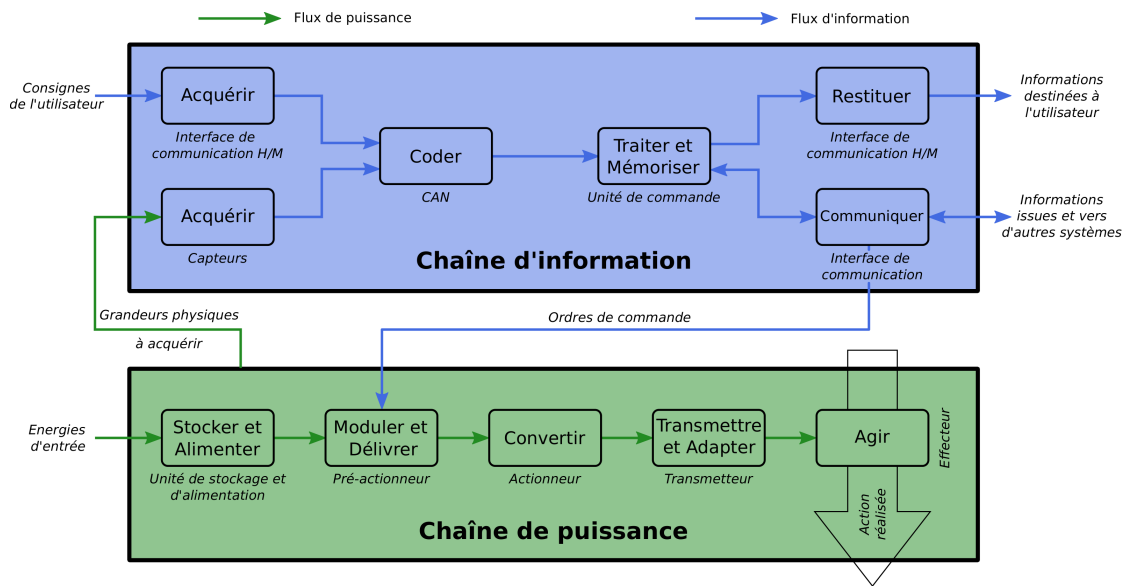


FIGURE 1.10 – Chaînes de puissance et d'information (CP-CI).

Stocker et Alimenter

Dans la communauté exosquelette, la question du stockage et de l'alimentation énergétique pose des contraintes importantes. D'après l'état de l'art, trois types principaux d'énergie sont utilisés : l'énergie électrique, l'énergie hydraulique et l'énergie pneumatique. Dans le cas de l'énergie électrique, une solution communément utilisée pour stocker l'énergie est la batterie. Celle-ci assure la portativité (ou l'indépendance énergétique) du système. Pour les deux autres sources d'énergie, la fonction est réalisée généralement par une source externe au système : le transport de ces énergies est limité.

Dans le cas des batteries, elles posent la question de l'autonomie. Avec la technologie actuelle, les batteries ion lithium sont les plus utilisées. Elles permettent d'avoir une autonomie, dans le cas d'une utilisation continue du système, de l'ordre de grandeur de 1 à 10 h. Pour les dimensionner, il y a un compromis à réaliser entre l'autonomie souhaitée et la masse induite à embarquer. La recherche dans les batteries passe par la découverte d'une nouvelle technologie offrant un rapport capacité sur masse plus important et permettant une utilisation de l'exosquelette au quotidien.

Convertir

La conversion de l'énergie apportée par la source d'alimentation en une énergie utilisable par l'effecteur (généralement une énergie mécanique) est réalisée par la famille des actionneurs. Lorsque la source d'énergie est électrique, les actionneurs les plus communs sont les moteurs électriques. Avec une partie commande (ou chaîne d'information) adaptée, ils permettent un contrôle en position de l'effecteur plus précis que dans le cas d'actionneurs hydrauliques ou pneumatiques. Par conséquent, la coordination des différents degrés de liberté commandés est plus aisée. Cette remarque explique le fait que l'énergie électrique est généralement utilisée dans le cas d'exosquelettes destinés à une application médicale où, pour des raisons de confort et de sécurité, la tâche doit être réalisée avec précision. Par ailleurs, les moteurs dits brushless sont devenus populaires car ils proposent un rapport couple sur poids élevé. On les retrouve par exemple dans le système d'assistance de Honda (voir Figure 1.8). D'autres actionneurs utilisant l'énergie électrique sont utilisés : les actionneurs à élasticité en série (ou SEA). Ces actionneurs sont composés d'un moteur électrique en série avec un ressort. Ce dernier se situant entre le système et l'opérateur, la mesure de sa déformation permet d'accéder à la valeur du couple ou de l'effort transmis. Il joue par ailleurs le rôle de tampon d'énergie, ce qui garantit une certaine souplesse et d'éviter les chocs et à-coups.

Il y a un compromis à faire sur ces actionneurs par rapport à la vitesse d'exécution de la tâche à réaliser. Par exemple, dans le cas de la marche, pour que les jambes puissent se mouvoir rapidement, l'inertie des actionneurs doit être limitée, ce qui implique une limitation sur la masse et la compacité de ceux-ci et, par conséquent, sur le couple qu'ils sont capables de fournir.

Pour des applications militaire ou industrielle où le port de charges lourdes est recherché, les actionneurs hydrauliques permettent, à masse égale, de fournir plus de puissance que les actionneurs électriques. Et ce rapport augmente avec la masse, ce qui explique que l'énergie hydraulique convient davantage aux exosquelettes encombrants qui nécessitent des couples importants. C'est le cas par exemple pour l'exosquelette BLEEX [ZKC06].

Des actionneurs pneumatiques semblent avoir un avenir prometteur : les muscles artificiels pneumatiques [Che+16 ; Huo+16]. Par analogie avec les muscles du corps

humain, de l'air comprimé occupe l'espace contenu à l'intérieur de brins tressés composés de latex, silicone ou encore de fibres en nylon. L'augmentation du volume se traduit en une contraction du muscle artificiel [DL02]. Le muscle artificiel pneumatique le plus courant est celui de McKibben pour lequel le tressage réalisé est cylindrique (voir Figure 1.11).

Les problématiques sur les actionneurs portent aussi sur le temps de réponse mécanique, sur la fluidité de la tâche à réaliser, sur les vibrations.

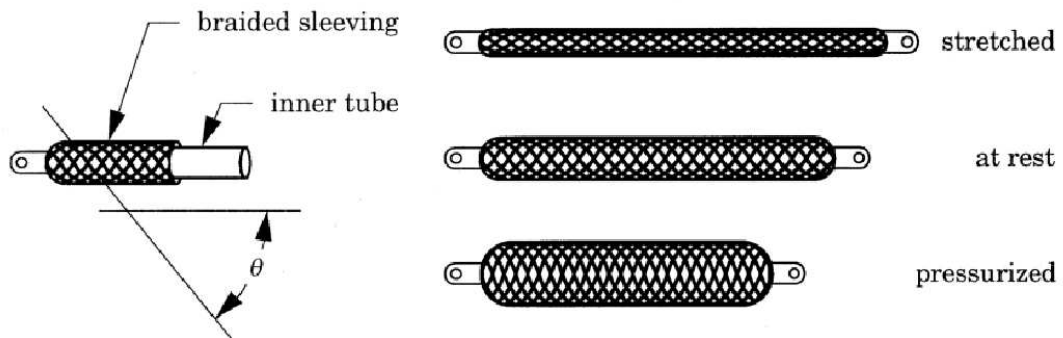


FIGURE 1.11 – Le muscle pneumatique artificiel de McKibben [DL02]

Les autres blocs de la CP

De manière générale, les constituants de la chaîne de puissance posent des problématiques de conception : le choix des matériaux, le design de la chaîne de transmission de puissance. Ces aspects sont parfois négligés et leurs effets sur les performances globales du système sous-estimés [Che+16]. Généralement, les matériaux utilisés sont les alliages d'aluminium, les alliages de titane, les fibres de carbone. Les premiers sont utilisés pour transmettre efficacement les efforts tout en réduisant la masse de la structure. Les seconds ont un rapport transmission des efforts sur masse plus intéressants mais coûtent aussi plus chers. Les derniers offrent une légèreté et une transmission des efforts accrues mais sont très onéreux ; ils sont plutôt choisis lorsque le degré de liberté à commander est faible.

L'utilisation de tels cadres métallique augmentent la rigidité de la structure, ce qui peut être ressenti comme un inconfort conséquent pour l'utilisateur. Des

travaux portent sur l'utilisation de matériaux moins rigides pour augmenter le confort tout en réduisant la masse du système global.

Acquérir

Pour contrôler les bonnes conditions de réalisation de la tâche souhaitée, les capteurs sont des composants indispensables. Par l'acquisition de signaux physiques, ils permettent la réalisation de contrôles en position, en vitesse, en effort et/ou en couple. Sans détailler les solutions technologiques, la famille des capteurs peut se décomposer en sous-familles. En effet, il existe des capteurs permettant de mesurer une position angulaire ou linéaire : la plupart des exosquelettes en sont dotés ne serait-ce que par sécurité pour le matériel et son opérateur. De plus, ils sont nécessaires à la réalisation d'un asservissement en position, très utilisés lorsqu'il s'agit de réaliser des trajectoires avec précision.

La sous-famille des capteurs d'effort est également récurrente chez les exosquelettes. Ils permettent par exemple de détecter un contact entre le système et le milieu extérieur, de mesurer les efforts de réaction des pieds sur le sol, de savoir lorsque le talon décolle du sol, ... Pour un mouvement donné, ils permettent de fournir des informations sur les conditions de réalisation de celui-ci et sur des intentions de l'utilisateur.

Les capteurs à effet Hall permettent de mesurer une variation du champ magnétique au sein de l'actionneur électrique pour contrôler le couple de sortie, les accéléromètres permettent de calculer les accélérations suivant les trois directions de l'espace et permettent typiquement de détecter une intention de mouvement de l'utilisateur.

Plus tardivement, l'utilisation d'électromyogrammes (EMG) offre de nouvelles possibilités mais le traitement de tels signaux doit être élaboré pour s'assurer de la fidélité des informations mesurées. Les EMG dits de surface sont difficiles à traiter car il faut tenir compte du placement des électrodes, du phénomène de fatigue des muscles. Par ailleurs, les électrodes peuvent bouger pendant le mouvement. Des techniques invasives facilitent le traitement mais posent des questions éthiques et de confort vis-à-vis de l'utilisateur. Le potentiel des EMG concerne notamment la détection des intentions de l'utilisateur, mais les difficultés que cette technologie

impose réduisent encore son utilisation au stade de la recherche principalement.

Traiter et Mémoriser

L'unité de commande est l'élément central de la chaîne d'information et en constitue l'organe principal. À partir des informations acquises par les capteurs et les interfaces de communication avec l'utilisateur (et éventuellement des interfaces de communication avec d'autres systèmes), il élabore la consigne à transmettre au pré-actionneur de la chaîne de puissance. C'est dans ce bloc que les modalités de la commande sont définies, par exemple pour les contrôles en force/couple et/ou les contrôles en position/vitesse. Le type de commande utilisé dépend de l'application désirée [Che+16]. Pour deux exosquelettes ayant la même architecture physique, deux unités de commande différentes peuvent conduire à des performances globales très différentes. En effet, en-dehors des contraintes mécaniques imposées par les constituants de la chaîne de puissance, l'unité de commande pose des questions de rapidité du système global, de précision de la tâche à réaliser, de sa fluidité, de stabilité, de vibrations, ... Ces problématiques sont à résoudre et font l'objet de nombreux travaux de recherche.

Les frontières des CP-CI

Les frontières des chaînes de puissance et d'information correspondent à l'enveloppe physique externe du système exosquelette et constituent l'interface physique avec l'utilisateur. En tant que tel, les problématiques rencontrées concernent le choix des matériaux, le design, l'ergonomie, le confort utilisateur, les attaches avec le corps humain, ... En particulier, il est souvent rapporté qu'une utilisation intensive d'un exosquelette provoque des irritations de la peau au niveau des points d'attache, lieux de localisation des pressions exercées par le système exosquelette [Che+16].

Bilan

Au sein d'un système complexe tel que l'exosquelette, le nombre de composants participant aux échanges d'information et de puissance est conséquent, d'autant plus qu'il y a de degrés de liberté à commander. Pour chacun de ces composants,

des problématiques de nature différente se posent pour optimiser leur utilisation, pour une application donnée. De plus, les contraintes de chaque composant ont une répercussion sur les performances globales réalisées par le système. De là peuvent naître des sensations d'inconfort pour l'utilisateur : des irritations sur la peau, des retards entre la réalisation d'une tâche et son intention, des mouvements forcés, des vibrations, du bruit ... [VKJ13]

Pour certains, les exosquelettes d'aujourd'hui ne permettent pas de travailler en synergie avec leur opérateur car il n'y a pas suffisamment d'informations échangées entre les deux acteurs [Che+16]. Face à ce constat, l'utilisation des électromyogrammes (EMG) et des électroencéphalogrammes (EEG) serait une réponse avec un sérieux potentiel pour lire l'intention de mouvement de l'utilisateur.

1.3 État de l'art sur les orthèses

1.3.1 Définition

Le terme *orthèse* vient du grec *Ορθός* qui signifie *redresser, aligner*. Une orthèse est définie par l'Organisation Internationale de Normalisation (en anglais ISO) de la manière suivante [Int89] :

« An orthosis is an externally applied device used to modify the structural and functional characteristics of the neuromuscular and skeletal system. »

En français, il faut donc comprendre que l'orthèse est un dispositif extérieur au corps humain, utilisé pour modifier les caractéristiques fonctionnelles et structurelles du système neuromusculaire et squelettique. Autrement dit, les orthèses peuvent s'adapter à presque n'importe quelle partie du corps, de la jambe au bras, de la colonne vertébrale à la tête.

Comme pour les exosquelettes, les orthèses peuvent être passives ou actives. Dans [DH08], une définition pour les orthèses actives est proposée :

« The term “active orthosis” is typically used to describe a device that is used to increase the ambulatory ability of a person suffering from a leg pathology. »

Cette définition restreint l'utilisation des orthèses actives à l'assistance aux jambes du porteur, pour palier à des déficiences motrices. Par la suite, nous considérerons plus généralement les orthèses comme des exosquelettes passifs ou actifs à quelques degrés de liberté et dont la frontière physique s'étend à quelques articulations.

Les fonctions réalisées généralement par les orthèses peuvent être [BK19] :

- Contrôler, guider, limiter et/ou immobiliser un membre du corps ou une articulation,
- Restreindre le mouvement dans une direction donnée,
- Assister le mouvement en général,
- Diminuer le poids ressenti par un membre,
- Rééduquer un membre après une fracture,
- Corriger la forme ou la fonction d'un membre du corps pour faciliter les mouvements ou réduire la douleur.

Les milieux précurseurs ayant contribué au développement de tels systèmes sont le milieu du médical et celui de la robotique. Mais l'usage des orthèses n'est pas réservé à ces seuls domaines. En effet, nous pouvons les retrouver aussi dans d'autres milieux tels que le milieu sportif pour prévenir des blessures ou pour optimiser les performances [Jim+19; Nyl+20; Sha+21].

1.3.2 Les orthèses dans le milieu médical

Contexte

Le milieu médical a largement contribué au développement des orthèses. Les orthèses issues de ce milieu sont d'ailleurs aujourd'hui celles qui sont les plus commercialisées et les plus répandues. À notre connaissance, elles ont toutes un fonctionnement passif. Pour pouvoir les classer, une nomenclature bien définie et un système d'acronymes sont utilisés pour identifier les différents dispositifs orthopédiques en fonction des principales articulations sur lesquelles l'orthèse est censée agir (voir Tableau 1.1).

Ces orthèses sont en général prescrites aux patients atteints de spina bifida, d'infirmité motrice cérébrale (IMC) et à ceux ayant eu un AVC ou des lésions de la moëlle épinière [BK19]. Les orthèses Cheville/Pied (AFO) sont de manière gé-

Orthèse des membres supérieurs		Orthèse des membres inférieurs	
WO	Poignet	FO	Pied
WHO	Poignet/Main	AFO	Cheville/Pied
EO	Coude	KO	Genou
EWHO	Coude/Poignet/Main	KAFO	Genou/Cheville/Pied
SEWHO	Épaule/Coude/Poignet/Main	HKAFO	Hanche/Genou/Cheville/Pied

TABLE 1.1 – Liste des acronymes désignant les différents appareils orthopédique.

nérale les plus prescrites par les orthésistes certifiés (aux États-Unis par exemple, elles représentent 26% des pratiques clinique soit deux fois plus que les autres orthèses [Whi+07]). Elles sont souvent prescrites après un accident vasculaire cérébral (AVC) pour corriger une anomalie de la marche : des déformations surviennent souvent après un AVC au niveau de l'ensemble Pied/Cheville (une déformation récurrente est l'équinovarus). Leur rôle est de contrôler le mouvement, corriger une déformation et/ou compenser une faiblesse articulaire. Elles peuvent être conçues pour avoir une influence indirecte sur l'articulation du genou, en particulier si celle-ci est instable ou s'il y a des signes d'hyper-extension du genou [HMF08].

Le développement des orthèses

L'orthopédie est une discipline qui mêle les savoirs appartenant aux domaines de la biomécanique, de l'ingénierie aux connaissances d'anatomie, de physiologie et de pathophysiologie. Historiquement, le livre *Orthopedie* écrit en 1741 par le docteur français Nicolas Andry de Bois-Regard a marqué le développement de cette discipline [Boi43]. Une autre personne importante dans le développement de la discipline est le docteur suisse Jean Andre Venel (18^{ème} siècle). Spécialisé dans le traitement des malformations infantiles, il est à l'origine de la première clinique orthopédique ouverte à Orbe (Suisse). Dans cet Institut, il mis au point différents appareils orthopédiques pour traiter les enfants. Au 19^{ème} siècle, le chirurgien gallois Hugh Owen Thomas mis au point des systèmes tels que des attelles, des orthèses des membres inférieurs et des orthèses de hanche.

Les orthèses des membres inférieures modernes (telles que nous les connaissons aujourd'hui) remontent au début des années 1970. Avant cela, elles étaient en général faites à partir d'éléments métalliques et les surfaces en contact avec la

peau sont recouvertes de cuir et rembourrées avec du feutre [Con08]. Au cours des dernières décennies, des progrès ont été faits surtout pour les matériaux utilisés. Des résines thermodurcissables pour la fabrication de coques en plastique ont été introduites avec les systèmes *PTB Brace* [MG58] et *UCLA Long Leg Brace* [Sco71]. L'usage des matériaux thermoplastiques a ensuite révolutionné le milieu orthopédique avec [Eng71] et [Leh+72]. Le polypropylène s'est ensuite imposé en tant que matériau polyvalent et simple d'utilisation. Les matériaux plastiques ont progressés et de nos jours, la plupart des orthèses des membres inférieurs et supérieurs sont fabriqués à partir de matériaux thermoplastiques.

La fonction assurée par une orthèse est très dépendante des matériaux utilisés. Très peu d'études sur l'optimisation d'une orthèse d'un point de vue conception ont été réalisées; les orthésistes ont donc pendant longtemps fait des essais et appris de leurs erreurs pour concevoir des systèmes qui correspondent au mieux à chaque utilisateur. Mais, à partir de la fin des années 1970, des travaux portant sur l'analyse théorique des forces de contact entre les orthèses et leurs utilisateurs ont permis d'optimiser les orthèses du point de vue de la fonction qu'elles ont à réaliser [LW76] [CM77]. Utiliser des bras de levier optimaux, répartir les forces de contact autant que possible, précharger les tissus mous sont des techniques qui découlent de ces travaux et qui sont très utilisées.

Un autre aspect théorique a été démontré plus tardivement, celui de l'influence indirecte d'une orthèse sur les articulations qu'elle n'englobe pas. Lorsque Meadows a étudié l'influence des orthèses Cheville/Pied (AFO) sur la démarche des enfants atteints de paralysie cérébrale [Mea84], il s'est rendu compte que l'orthèse AFO avait un effet sur le point d'application des efforts de réaction du sol : en le contrôlant, il est possible d'améliorer la démarche. Par exemple, la Figure 1.12 illustre deux cas différents : dans un premier cas l'orthèse avec les bonnes propriétés mécaniques peut réduire le phénomène d'hyperextension du genou, dans l'autre il permet, en favorisant l'extension de la hanche, d'optimiser les efforts de poussée au cours de la marche. D'autres travaux ont cherché à utiliser la puissance d'une articulation ou d'un membre intact pour suppléer aux propriétés biomécaniques d'une orthèse [Ros79] [DLM83] [MSR81].

Un nouveau type d'orthèse a fait son apparition; il s'agit d'orthèses KAFO permettant un contrôle de la posture (SCKAFO) [YLK09]. Les orthèses KAFO

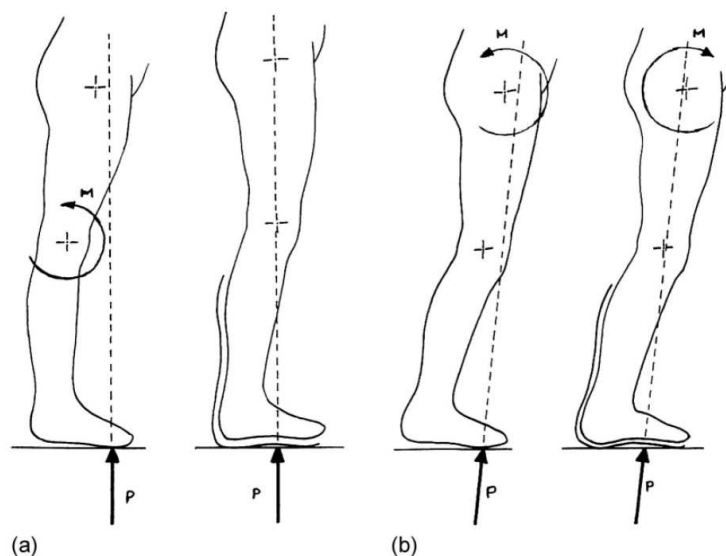


FIGURE 1.12 – Influence des orthèses AFO sur la posture d’enfants atteints de paralysie cérébrale [Mea84]. (a) Effet sur le genou. (b) Effet sur la hanche.

traditionnelles, souvent prescrites pour les personnes ayant des faiblesses articulaires au quadriceps, bloquent le genou pour éviter son hyperextension pendant les phases d’appui et de balancement de la jambe au cours de la marche. Un problème qui en découle est le rehaussement de la hanche, provoquant une démarche non naturelle. Pour pallier à ce problème, les orthèses SCKAFO autorisent un mouvement libre du genou pendant les phases de balancement de la jambe et s’opposent à l’extension du genou pendant les phases d’appui (voir Figure 1.13).

1.3.3 Les orthèses dans le milieu de la robotique

Les orthèses dans le milieu orthopédique constituent, à notre connaissance, des systèmes passifs. Nous avons vu qu’elles servaient principalement à renforcer un segment ou une articulation, à corriger une démarche grâce à leurs propriétés mécaniques. Dans le milieu de la robotique, les orthèses sont plutôt des systèmes actifs voir quasi-passifs. Les enjeux sont un peu différents : il s’agira plutôt d’optimiser les phases de stockage/d’évacuation de l’énergie et d’amplifier les couples articulaires.

La première référence à une orthèse quasi-passive date de 1935 : il s’agit d’un

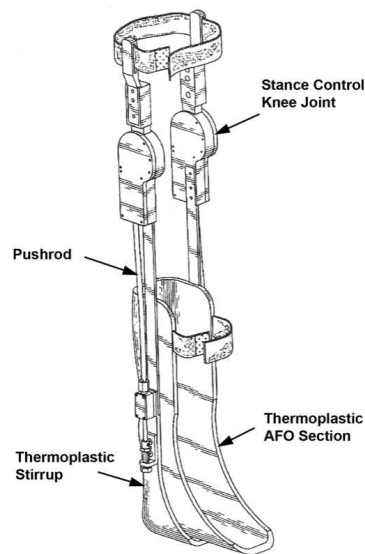


FIGURE 1.13 – Une orthèse SCKAFO commercialisée par *Horton*.

brevet déposé aux États-Unis [Cob35] (voir Figure 1.14a). Le système consistait en une attelle pour le genou. Une manivelle au niveau de la hanche servait à remonter un ressort de torsion situé sur l'articulation du genou. Le ressort permettait d'entraîner celle-ci dans un mouvement préétabli grâce à une came. La première orthèse active, quant à elle, date de 1942 [Pie42] (voir Figure 1.14b). Il s'agissait d'un appareil actionné hydrauliquement aux hanches et aux genoux. La commande se basait sur l'ouverture des valves hydrauliques à certains moments du cycle de marche, grâce à un système de câbles.

Plus récemment, une orthèse active AFO développée en 1981 par Jaukovic à l'Université de Titograd (Yougoslavie) permet d'assister la flexion/extension de la cheville par l'intermédiaire d'un moteur à courant continu monté sur le tibia [Jau81].

Le groupe Biomécatronique du MIT a développé une orthèse AFO visant à assister la cheville au cours de la marche [BH04] (voir Figure 1.15a). Elle est adaptée pour les personnes souffrant du pied tombant ou steppage : il s'agit d'une déficience des muscles releveurs du pied qui survient souvent après un AVC ou chez les personnes atteintes de sclérose en plaques ou de paralysie cérébrale. Un actionneur à élasticité en série (SEA) est monté pour commander la flexion/extension de la cheville. Ce type d'actionneur permet de faire varier l'impédance (c'est-à-dire la

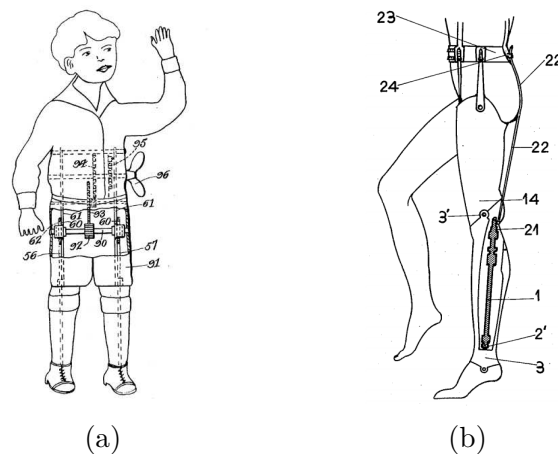


FIGURE 1.14 – Quelques orthèses actives. (a) L'orthèse quasi-passive de Cobb. (b) L'orthèse active de Pietro.

rigidité du mécanisme) dans la direction de la flexion/extension. Il est commandé à partir des données angulaires ainsi que des efforts de réaction du sol mesurés. Pendant les phases d'appuis sur le sol où le pied est en flexion plantaire¹, le système fait varier l'impédance de la cheville et pendant les phases de balancement de la jambe, en dorsiflexion², le système assiste la cheville. Le système est relativement compact et consomme peu de puissance électrique (en moyenne 10 W). D'autres systèmes utilisent des actionneurs à élasticité en série [Ces+15 ; SR17]. Le système de Kong inclut un SEA rotatif composé d'un moteur à courant continu, d'une transmission roue et vis sans fin, d'un ressort en torsion, d'une liaison engrenage. Des études sur un sujet sain ont montré qu'avec un tel mécanisme il est possible de commander le couple requis par le genou avec précision [KBT12]. L'orthèse de genou FUM-KneeExo est alimentée par un actionneur SEA linéaire, composé d'une vis à billes et d'un jeu de ressorts [KAA16].

Le *Human Neuromechanics Laboratory* de l'Université du Michigan a développé un certain nombre d'orthèses actives AFO et KAFO dans un but de rééducation en clinique [FCH05]. En tant que tel, ces systèmes ne se veulent pas portatifs. Pour la plupart, les actionneurs utilisés sont de type pneumatiques et plus particulièrement

1. flexion plantaire : mouvement du pied tel que la pointe du pied se dirige vers le sol.

2. dorsiflexion : mouvement du pied tel que la pointe du pied est ramenée vers le tibia.

des muscles pneumatiques artificiels (de type McKibbon³). Ils sont montés sur des coques en fibre de carbone et en polypropylène, ce qui donne des appareils très légers pour une grande puissance. De plus, la faible impédance de ces actionneurs rends les systèmes plus sécurisant. Les systèmes sont faits sur mesure pour les patients, diminuant alors la complexité de la conception. Par contre, cela nécessite des consultations supplémentaires pour les patients. Une des orthèses AFO comprends une paire de muscles artificiels agoniste et antagoniste (voir Figure 1.15b). Ce système a été testé sur des personnes atteintes de lésions chroniques incomplètes de la moelle épinière et soutenues par un harnais. Les résultats ont montré que, si une assistance est effectivement fournie pour la flexion plantaire en fin de phase d'appui, le système ne permet pas de diminuer le recrutement musculaire (mesuré par des EMG de surface) des gastrocnémien et du soléaire. Une autre version de l'orthèse (voir Figure 1.15c), de type KAFO cette fois, inclue une paire de muscles artificiels pour commander la flexion/extension du genou [SGF05].

Les muscles artificiels pneumatiques sont utilisés dans d'autres projets. À l'Université d'État de l'Arizona, une orthèse active de type AFO inclut deux de ces actionneurs fixés sous les orteils, sur les côtés gauche et droit du pied, formant un trépied avec le talon [Hol+06]. Ces muscles artificiels pneumatiques intègrent un ressort interne qui vise à étendre le muscle. La configuration en trépied permet de commander à la fois la flexion/extension de la cheville (les deux actionneurs sont commandés simultanément) et le mouvement d'inversion/éversion du pied (un seul actionneur commandé). Une autre orthèse autorisant les mêmes degrés de mobilité a été conçue par des chercheurs de l'Université de Delaware [Agr+05] (voir Figure 1.15d). Le système KNEXO utilise lui aussi des muscles artificiels pneumatiques fléchisseurs et extenseurs pour assister le genou pendant la marche [Kna+14]. Par l'intermédiaire de ces actionneurs, le degré d'assistance est modulable. Le système peut produire un couple en flexion du genou de 60 N m pour une masse totale de 4,5 kg.

Basé sur une technologie différente, Dinos Mavroidis de l'Université Northeastern de Boston a modifié une orthèse de genou achetée dans le commerce en lui ajoutant un amortisseur variable ayant recours à un fluide électrorhéologique⁴

3. voir Figure 1.11

4. Particules conductrices dispersées dans un fluide isolant. En fonction du champ électrique

[NWM05] [Mav+05] (voir Figure 1.15e). L'objectif du système est de fournir un couple résistant au genou pour le rééduquer (jusqu'à 30 N m). Le système AKB a été conçu pour la rééducation de la marche de patients avec des incapacités au niveau du genou [Ma+17]. Il est alimenté par un actionneur magnétorhéologique⁵. Ce dernier se compose de deux parties : un moteur électrique suivi d'une transmission par engrenages compose la première partie ; quant à la seconde, il s'agit d'un frein magnétorhéologique qui permet de générer un couple de freinage. Un tel système permet d'augmenter le rendement énergétique comparé à un moteur électrique seul.

À l'Université de Technologie de Berlin (voir Figure 1.15f), des chercheurs ont développé une orthèse active pour le genou basée sur un moteur à courant continu et une transmission par vis-à-billes. L'objectif est de contrôler l'orthèse à partir de signaux EMG [FH06]. L'orthèse de genou EICoSI [Rif+16 ; She+20], constituée d'un moteur brushless, d'un mécanisme de transmission par poulies courroie, vis-à-billes et câble de traction, est utilisée pour démontrer la stabilité et la robustesse de différentes commandes pour assister le genou. Par ailleurs, elles conduisent à des performances globales du système différentes. Le système BioKEX a été conçu pour la rééducation à la marche de patients ayant des incapacités au niveau du genou. L'énergie électrique est convertie par l'intermédiaire de deux moteurs électriques. S'en suit une transmission par poulie crémaillère suivie d'un mécanisme cinq barres et d'une liaison engrenage permettant d'articuler le genou et de transmettre un couple instantané maximal de 50 N m. Des essais préliminaires ont permis de valider la conception ainsi que les premières commandes testées [LZW15 ; Zho+16].

Ailleurs, des chercheurs des universités d'Harvard (Massachusetts) et du Nebraska ont mis au point une orthèse de hanche pour assister la marche et la course. Le projet d'*exosuit* est financé par la DARPA, dans le cadre du *Warrior Web Program*. Le système fournit une assistance à la hanche par l'intermédiaire d'un câble tendu entre deux points d'attache (voir Figure 1.16a). Le moment fourni à la hanche est le résultat d'une optimisation de type HIL (*Human-in-the-loop*). Celle-ci consiste en l'optimisation de paramètres de contrôle à partir de la mesure de signaux physiologiques humains, au cours d'un mouvement. Dans ce cas précis, il

qui lui est appliqué, la viscosité du fluide change.

5. La viscosité du fluide change sous l'effet d'un champ magnétique.

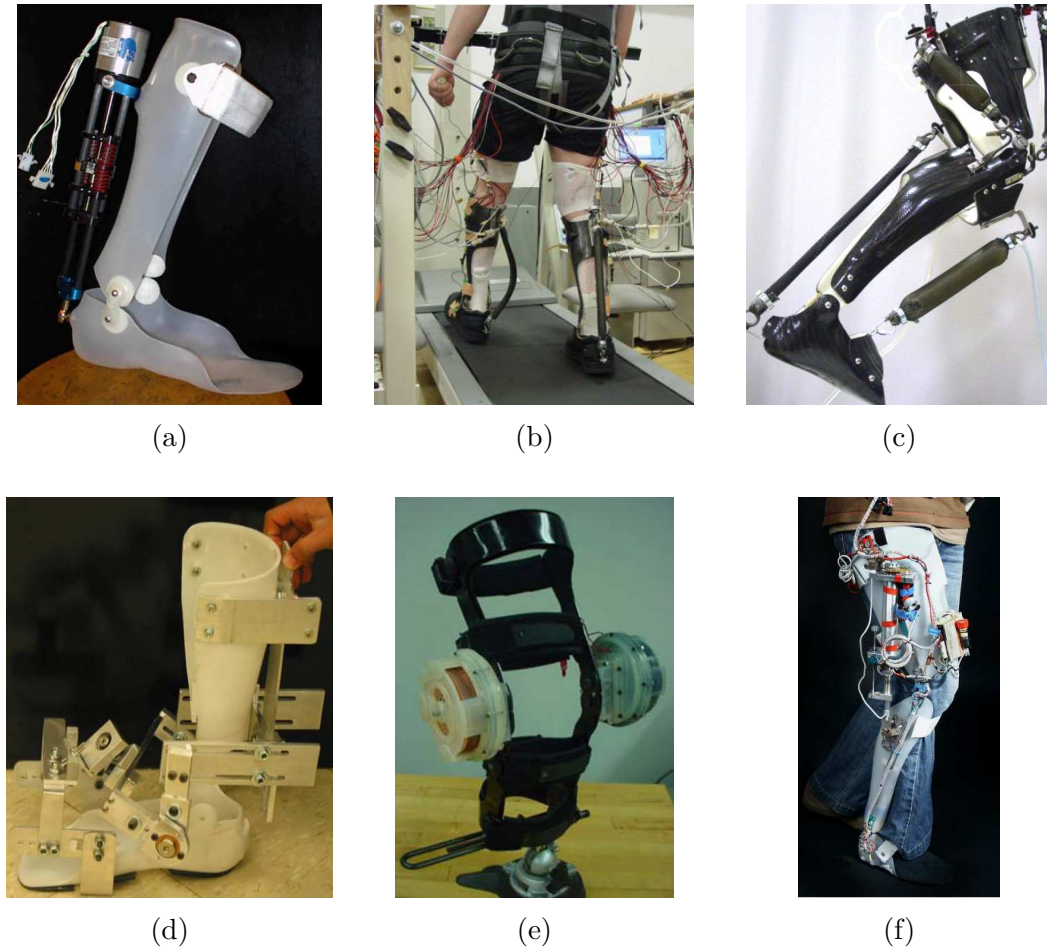


FIGURE 1.15 – Quelques orthèses actives. (a) Orthèse active AFO du MIT. (b) Orthèse AFO de l'Université du Michigan. (c) Orthèse KAFO de l'Université du Michigan. (d) Orthèse AFO de l'Université de Delaware. (e) Orthèse KO de l'Université Northeastern de Boston. (f) Orthèse KO de l'Université de Technologie de Berlin.

s'agit d'une optimisation bayésienne des paramètres définissant le profil de couple à la hanche. Des mesures respiratoires permettent d'estimer le coût métabolique pendant la marche, et la minimisation de ce dernier permet d'obtenir le profil de couple d'assistance à la hanche optimisé. Le système ainsi commandé permet de réduire les dépenses métaboliques d'oxygène de 9,3% pour la marche et de 4% pour la course [Din+18] [Kim+19].

La réduction du coût métabolique pendant la marche est un progrès récent dans le monde des systèmes d'assistance à la marche. Elle est rendue possible lorsque le système d'assistance est coordonné avec le système neuromusculaire de l'humain. Le premier système à atteindre cet objectif est une orthèse AFO active dotée d'un actionneur pneumatique de type McKibben, à savoir un muscle artificiel pneumatique, pour assister la flexion plantaire pendant la marche [Mal+13] (voir Figure 1.16b). D'autres systèmes ont également su réduire le coût métabolique : une orthèse de type AFO passive [CWS15] utilisant un ressort agissant en parallèle des muscles du tibia, couplé à un système d'embrayage (voir Figure 1.16c) ; une orthèse AFO active autonome en énergie [MRH14] (voir Figure 1.16d).

1.4 Les besoins identifiés

1.4.1 Définition du Handicap

La loi n° 2005-102 pour l'égalité des droits et des chances, la participation et la citoyenneté des personnes handicapées a, dans son article 114 défini la notion de handicap [Nat05] :

« Constitue un handicap, au sens de la présente loi, toute limitation d'activité ou restriction de participation à la vie en société subie dans son environnement par une personne en raison d'une altération substantielle, durable ou définitive d'une ou plusieurs fonctions physiques, sensorielles, mentales, cognitives ou psychiques, d'un polyhandicap ou d'un trouble de santé invalidant. »

La définition du handicap est large, et compte tenu de la variété des handicaps existants, plusieurs classifications ont été proposées [LB13]. L'une d'elles s'appuie

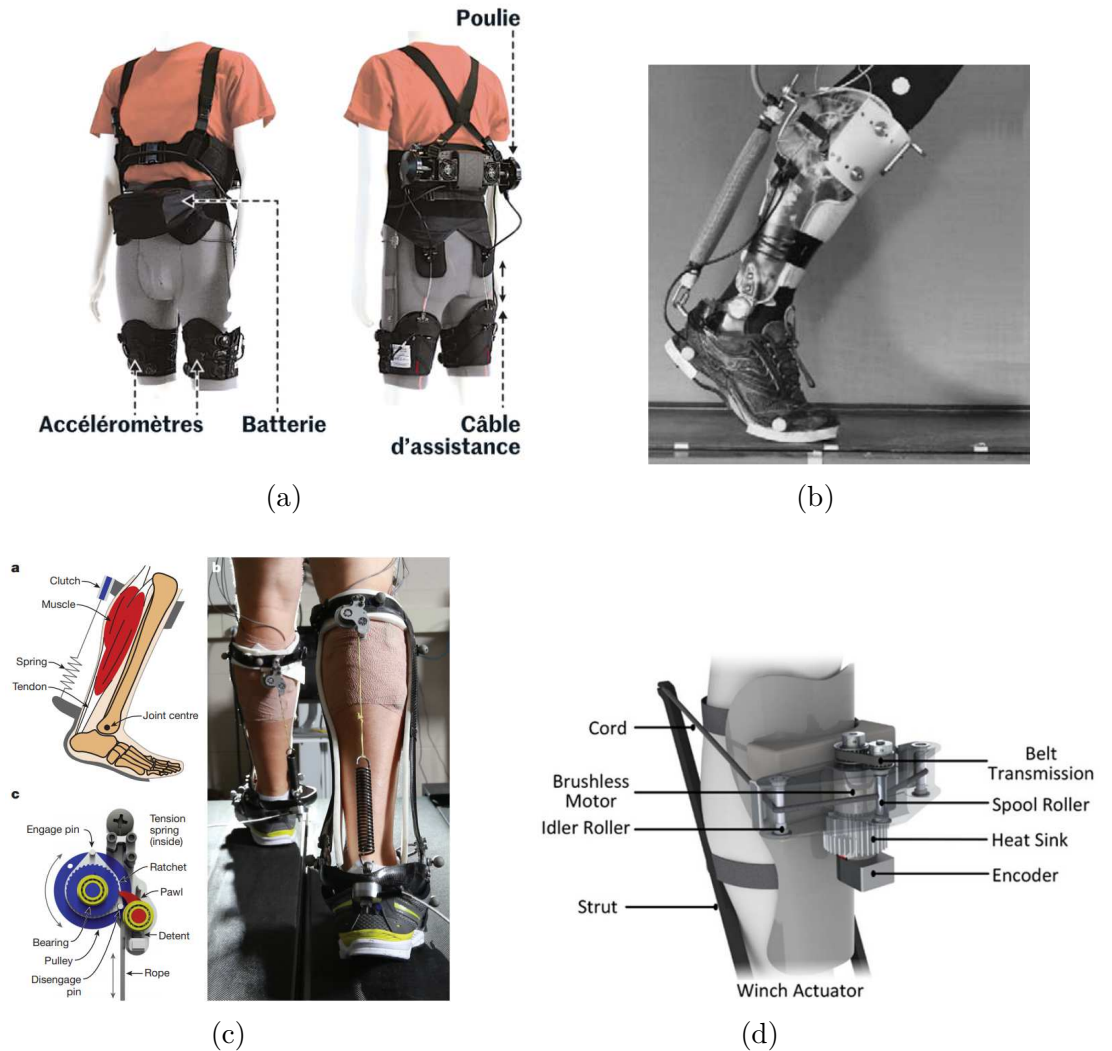


FIGURE 1.16 – Quelques orthèses actives. (a) L'*exosuit* de l'Université d'Harvard, sous le financement de la DARPA. (b) L'orthèse AFO utilisant un muscle artificiel de type McKibben [Mal+09]. (c) Une orthèse AFO passive [CWS15]. (d) Une orthèse AFO active autonome [MRH14].

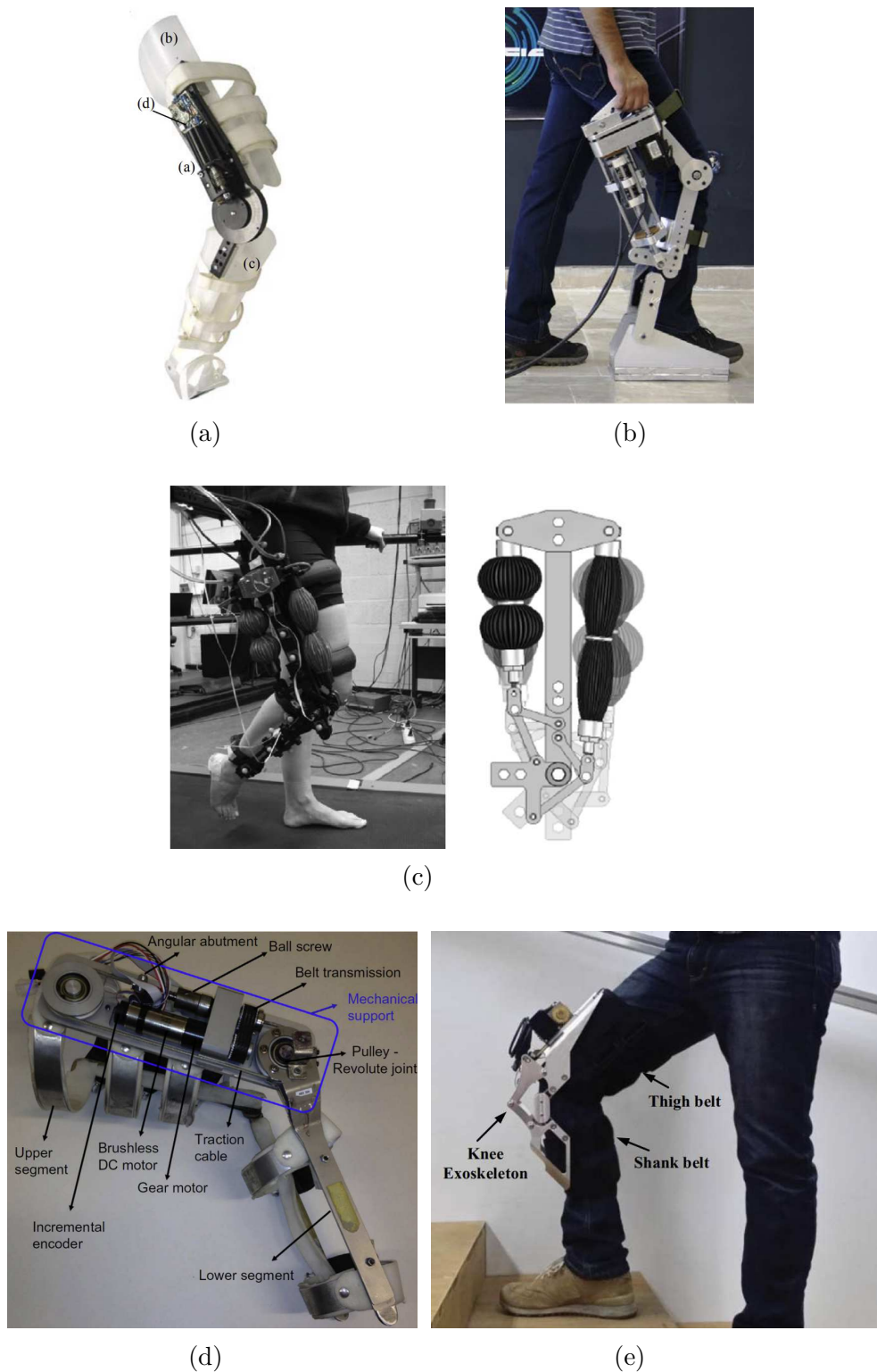


FIGURE 1.17 – Quelques orthèses de genou actives. (a) L'orthèse de genou de Kong [KBT12]. (b) L'orthèse de genou FUM-KneeExo [KAA16]. (c) L'orthèse de genou KNEEXO [Kna+14]. (d) L'orthèse de genou EICoSI [Rif+16; She+20]. (e) L'orthèse de genou BioKEX [LZW15; Zho+16].

sur la loi du 11 février 2005 [Cam11]. En effet, Camberlein classifie les différents handicaps en huit catégories :

- Déficiences motrices : les conséquences seront variées, à savoir difficultés (ou incapacité) pour se déplacer, conserver ou changer de position, prendre ou manipuler des objets, effectuer certains gestes, etc.
- Déficiences sensorielles (visuelle et auditive) : nonvoyant, malvoyant/sourd, mal-entendant. Les personnes non-voyantes utilisent un langage tactile comme le braille. Les sourds profonds utilisent par exemple la langue des signes française (LSF) avec la lecture labiale et/ou bénéficient d'un implant cochléaire.
- Déficiences mentales : personnes souffrant d'une limitation des performances des fonctions mentales sur le plan de l'abstraction et plus généralement sur la capacité à élaborer des réponses adaptées aux circonstances de la vie quotidienne. Les principales déficiences mentales sont : le syndrome de Down, l'autisme, etc.
- Déficiences cognitives : personnes présentant une déficience des fonctions cognitives comme l'attention, la mémoire, les fonctions exécutives et le langage.
- Déficiences psychiques : correspondent aux troubles psychiatriques ayant des conséquences importantes sur la socialisation et les capacités relationnelles des sujets.
- Polyhandicaps : personnes atteintes d'un handicap rare à expression multiple associant une déficience mentale sévère et une déficience motrice.
- Handicaps rares : correspond à une association de déficiences ayant un taux de prévalence inférieure à un cas pour dix mille habitants.
- Troubles de la santé invalidant : l'ensemble des maladies respiratoires, cardiovasculaires, digestives, infectieuses, etc. entraînant des restrictions d'activités (ex : diabète, cancer, sida, etc.).

Une classification reconnue à l'échelle internationale est la Classification Internationale des Handicaps (CIH) proposée par l'Organisation mondiale de la santé et publiée pour la première fois en 1980 par le professeur Philip Wood. Cette classification est populaire car elle permet de considérer le handicap comme la conséquence d'une maladie (ou d'un accident) au lieu de l'assimiler à sa cause. La

CIH décompose le handicap suivant le schéma déficience(s), incapacité(s) et désavantage(s) : le handicap est décrit à travers l'atteinte du corps (les déficiences), les difficultés ou impossibilités à réaliser les activités de la vie courante qui découlent de ces déficiences (les incapacités) et les problèmes sociaux qui en résultent (les désavantages). En ce qui concerne le handicap moteur, les déficiences sont celles qui touchent l'appareil locomoteur au sens large. Les incapacités sont elles liées à la motricité : la locomotion, les déplacements, ... Un handicap moteur ne se restreint donc pas à une déficience motrice.

1.4.2 Les déficiences motrices

De l'affaiblissement de l'endurance physique à la paralysie, les causes de déficiences physiques sont innombrables. Pour parler des déficiences motrices, deux approches sont souvent employées [Del02] :

- soit les affections invalidantes sont situées selon leur mécanisme général de survenue, leur aspect le plus visible (exemple : survenue à la naissance, cause accidentelle, maladie évolutive, etc.) ;
- soit la distinction entre les affections se fait à un niveau plus médical, celui des déficiences, et l'on sépare les affections en fonction des conséquences pratiques qu'elles entraînent, à partir des structures touchées (cerveau, système neuromusculaire, squelette etc.) ou plus finement encore, en fonction des altérations biologiques ou génétiques observées.

Classement des causes de déficiences physiques par mécanisme général de survenue

Ce classement permet de décrire les handicaps moteurs en trois points :

- handicap congénital ou acquis. Un handicap est dit congénital s'il est visible ou dépisté dès la naissance. Il est acquis si sa révélation survient après (chez le nourrisson, l'enfant ou l'adulte). Pour exemple, les malformations sont toujours congénitales et les blessures traumatiques toujours acquises.
- handicap par malformation, maladie, blessure traumatique, ou vieillissement.

Une malformation est un trouble de l'ontogenèse, c'est-à-dire du dévelop-

pement de la fécondation à la maturité : elle survient par définition chez l'embryon ou le fœtus, donc avant la naissance.

Les handicaps traumatiques viennent de blessures accidentelles (traumatismes extérieurs). Par exemple, les traumatismes crâniens, les traumatismes médullaires (blessés médullaires : para/tétraplégies traumatiques ; traumatisme des nerfs périphériques : paralysie du plexus brachial), traumatismes squelettiques (ostéo-articulaires) : fractures graves, amputations... Les handicaps par maladie concerne les handicaps dont la cause n'est ni une malformation ni une blessure traumatique (accidents vasculaires cérébraux, sclérose en plaques, myopathies, ostéogénèse imparfaite, etc).

Les handicaps par vieillissement sont souvent dus à des traumatismes (chutes...) ou des maladies (accidents vasculaires...) plus fréquents à un âge avancé. La fatigabilité et la perte de force avec l'âge aggravent aussi, souvent, la perte d'autonomie dûe à un handicap antérieur.

- handicap évolutif ou non évolutif. Évolutif signifie susceptible d'évolution (en pratique d'aggravation) par opposition à des pathologies non évolutives ou fixées.

Classement par mécanismes lésionnels

C'est une approche qui classe les causes de handicaps de manière plus médicale. En suivant le principe de la commande volontaire du mouvement (le cerveau envoie une commande à la moelle épinière, transmise ensuite par les nerfs jusqu'aux muscles qui agissent sur le squelette), il est possible de situer l'essentiel des affections invalidantes en fonction de leurs conséquences : lésions cérébrales, lésions médullaires, lésions neuromusculaires, lésions ostéo-articulaires.

- Les déficiences motrices d'origine cérébrale. Ces déficiences sont dues à des lésions des structures du cerveau (lésions cérébrales précoces, traumatismes crâniens, accidents vasculaires cérébraux, tumeurs cérébrales, malformations cérébrales et autres encéphalopathies).
- Les déficiences motrices d'origine médullaire. Les lésions médullaires, dues à un traumatisme ou à une maladie de la moelle épinière, provoquent des troubles de la conduction de l'influx nerveux moteur et sensitif (paraplé-

gie/tétraplégie, spina bifida,...).

- Les déficiences motrices d'origine neuromusculaire. On retrouve dans cette catégorie plusieurs dizaines de maladies pour la plupart d'origine génétique comme les dystrophies musculaires (myopathies) ou l'amyotrophie spinale infantile. Ce sont des maladies évolutives qui se caractérisent par une perte progressive de la force musculaire et qui entraînent des désordres divers : déformations orthopédiques, difficultés de déglutition, troubles digestifs, insuffisance respiratoire et parfois cardiaque.
- Les déficiences motrices d'origine ostéo-articulaire. Cette catégorie comprend des déficiences motrices provoquées par une malformation, des lésions rhumatismales (polyarthrite rhumatoïde), des déviations de la colonne vertébrale (scoliose) ou une anomalie de la formation de l'os (ostéogenèse imparfaite).

1.4.3 Quelques chiffres clés relatifs aux déficiences en France et dans le monde

Les déficiences motrices sont les plus présentes

L'Organisation Mondiale de la Santé estime que, dans le monde, plus d'un milliard de personnes vivent avec une forme ou une autre de handicap. Cela représente environ 15% de la population mondiale. Parmi ces personnes, 19% ont des difficultés importantes pour se déplacer. Entre 110 millions (2,2%) et 190 millions (3,8%) de personnes âgées de plus de 15 ans présentent des difficultés fonctionnelles importantes. Le nombre des personnes handicapées est en augmentation (en 1970, l'OMS estimait à 10% le nombre de personnes vivant avec un handicap). Cela est dû au fait que les populations vieillissent (les personnes âgées ont un risque plus élevé de handicap) et à l'augmentation mondiale des problèmes de santé chroniques associés à un handicap, comme le diabète, les maladies cardiovasculaires ou les maladies mentales.

Dans *Le handicap en chiffres* publié en 2004 [Bro+04], Cécile Brouard relève que, en France, parmi la population vivant en domicile ordinaire (cela concerne

57,4 millions de personnes), 42 % des personnes déclarent au moins une déficience⁶. Les déficiences motrices sont les plus importantes puisqu'elles concernent 13 % du total. Les degrés de gravité sont très divers, pouvant aller de l'arthrose à la tétraplégie. Par ailleurs, 21% des personnes vivant à domicile déclarent au moins une incapacité⁷ et 10% indiquent une limitation de leurs activités⁸. Selon Brouard, les présences d'au moins une déficience, d'au moins une incapacité, d'une restriction d'activité, la reconnaissance d'un taux d'incapacité ou d'invalidité sont des indicateurs du handicap. Ces indicateurs ne se recoupent pas forcément : il n'y a donc pas une population handicapée homogène mais différentes populations qui se croisent.

Plus récemment, l'enquête sur la mobilité des personnes en situation de handicap réalisée entre 2013 et 2014 et pilotée par le STIF (qui s'appelle dorénavant Île-de-France Mobilités depuis juin 2017) a proposé une répartition des déficiences en France par tranches d'âge (voir Figure 1.18). Ces résultats confirment que la part des handicaps moteur est la plus importante : près de 9% de la population globale (et 72% des personnes en situation de handicap). Au sein de cette catégorie, les utilisateurs de fauteuil roulant représentent 0,5% de la population française (4,8% des personnes en situation de handicap).

Une mobilité limitée au sein de la population et qui diminue avec l'âge

Dans *Le handicap en chiffres* [Bro+04], Cécile Brouard rappelle la relation entre *déficience* et *incapacité* : "Les déficiences peuvent entraîner des incapacités, c'est-à-dire des difficultés à accomplir certains actes de la vie quotidienne." Autrement dit, c'est l'impossibilité de réaliser sans aide au moins une activité d'un domaine donné.

Les incapacités liées à la mobilité peuvent se traduire par des limitations d'activités, allant du besoin d'aide pour sortir du domicile (2,6 millions de personnes) au confinement au lit ou au fauteuil (280 000 personnes) en passant par l'incapacité à se laver ou à s'habiller seul (1,6 million). Les personnes âgées ne sont pas les seules

6. Ces résultats proviennent de l'enquête Handicaps, Incapacités, Dépendance (HID) menée par l'INSEE fin 1999 en métropole auprès des personnes vivant à leur domicile.

7. Difficultés ou impossibilités de réaliser des actes élémentaires comme se tenir debout, s'habiller, parler... Elles résultent en général d'une ou plusieurs déficiences.

8. Difficultés qu'une personne peut éprouver dans l'exécution d'une tâche ou d'une action.

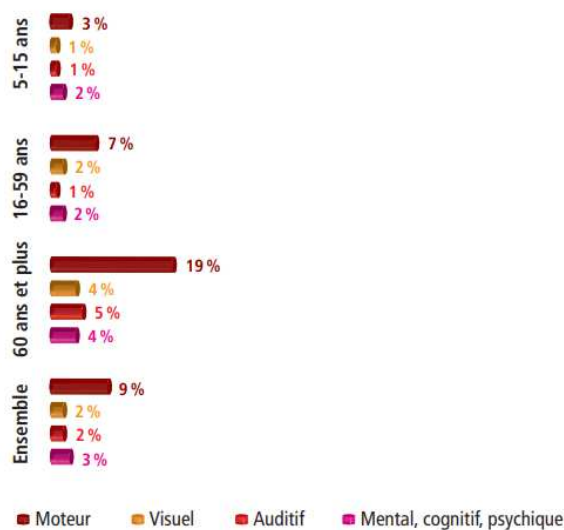


FIGURE 1.18 – Part de la population française en situation de handicap selon le type de handicap et la classe d'âge.

touchées : 11% des personnes confinées au lit ont moins de 60 ans. D'autres chiffres concernent la dépendance aux autres : 9 % des personnes vivant en domicile ordinaire (5,4 millions) déclarent bénéficier de l'aide régulière d'une autre personne en raison d'un problème de santé. Inférieure à 7 % avant 60 ans, cette proportion dépasse 20% après 70 ans. Par ailleurs, le domaine qui pose le plus problème en domicile ordinaire pour des personnes ayant des incapacités est celui de la mobilité et du déplacement : en moyenne, 8% des personnes âgées de 10 ans à 60 ans et plus en domicile ordinaire ne peuvent réaliser sans aide au moins une activité liée au domaine de la mobilité et du déplacement (6% pour les hommes et 10% pour les femmes). Avec les mêmes considérations, le domaine qui vient en troisième position est celui de la souplesse et de la manipulation (5%). A partir de 60 ans, pour le domaine des déplacements et de la mobilité, les femmes sont près de deux fois plus nombreuses que les hommes à déclarer ne pas pouvoir effectuer sans aide au moins une activité de ce domaine (30% contre 16%). Plus globalement, en domicile ordinaire comme en institution, les proportions d'individus ayant au moins une incapacité dans le domaine mobilité/déplacement augmentent avec l'âge.

L'enquête Handicap-Santé (ou HS) de 2008-2009 faite par l'INSEE donne de nouveaux chiffres, et en arrive aux mêmes conclusions. Parmi les adultes de 20

à 59 ans vivant en ménage (concerne 33,6 millions d'adultes), une personne sur deux déclare au moins une limitation fonctionnelle. Près d'une personne sur quatre (23%) déclare au moins une limitation physique, et une personne sur dix (10%) en déclare au moins deux. La plupart des limitations fonctionnelles sont tout autant déclarées par les hommes que par les femmes, à l'exception des difficultés à se baisser ou s'agenouiller, plus souvent ressenties par les femmes. Seulement 4% des adultes de 20 à 59 ans déclarent une incapacité physique totale. 13% déclarent au moins une limitation fonctionnelle grave, c'est-à-dire une limitation physique leur posant beaucoup de difficultés ou une limitation cognitive fréquente. Il s'agit notamment de difficultés à se baisser ou à porter un sac de 5 kilogrammes. Les limitations fonctionnelles légères croissent régulièrement avec l'âge entre 20 et 59 ans. En revanche, les limitations graves, qui concernent peu les adultes de 20 à 59 ans, s'accroissent plus brusquement après 59 ans, notamment à partir de 70 ou de 80 ans. C'est particulièrement le cas des difficultés à marcher sur un terrain plat.

Les limitations fonctionnelles peuvent être de nature physique ou cognitive. Les Tableaux 1.2 et 1.3 détaillent la part de population déclarant des limitations fonctionnelles motrices suivant plusieurs degrés de difficultés : quelques difficultés, beaucoup de difficultés, ne pas pouvoir réaliser la tâche. Déclarer simultanément des limitations fonctionnelles et une restriction globale d'activité est particulièrement fréquent pour ce qui concerne les limitations motrices : parmi les adultes de 20 à 59 ans, 90% des personnes qui déclarent quelques difficultés à marcher sur un terrain plat, indiquent aussi une restriction globale d'activité ; 52% déclarent que cette restriction d'activité est forte et 38% qu'elle est modérée. De même, une restriction globale d'activité est déclarée par 82% des personnes qui éprouvent quelques difficultés à emprunter des escaliers et la moitié de ces personnes qualifient de forte cette restriction d'activité.

Le vieillissement de la population

D'après les chiffres de l'INSEE, en France la population âgée de 75 ans ou plus serait de 13,7 millions de personnes en 2070, soit deux fois plus nombreuse qu'en 2013 [BB16]. Cette tranche de population représentait 9 % de la population française en 2013 ; en 2070, elle représenterait 17,9 %. Selon les hypothèses faites sur

Limitations fonctionnelles motrices	Population âgée de 20 à 59 ans			
	Quelques	Beaucoup	Incapacité	Total
Se baisser, s'agenouiller	5	2	1	8
Porter un sac de 5kg sur 10m	3	1	2	6
Monter et descendre un étage d'escalier	3	1	1	5
Marcher 500 m sur un terrain plat	1	1	1	3
Lever le bras	3	1	0	4
Se servir des mains et doigts	1,5	0,5	0	2

TABLE 1.2 – Part (en %) des personnes âgées de 20 à 59 ans et vivant en ménage ordinaire déclarant des limitations fonctionnelles motrices.

Limitations fonctionnelles motrices	Population de tout âge			
	Quelques	Beaucoup	Incapacité	Total
Se baisser, s'agenouiller	7	3	4	14
Porter un sac de 5kg sur 10m	4	1,5	4,5	10
Monter et descendre un étage d'escalier	5	2	2	9
Marcher 500 m sur un terrain plat	3	1	2	6
Lever le bras	4	1	1	6
Se servir des mains et doigts	3	1	0	4

TABLE 1.3 – Part (en %) des personnes de tous âges et vivant en ménage ordinaire déclarant des limitations fonctionnelles motrices

la fécondité et les migrations, la population âgée de 60 ans ou plus représenterait 25 à 34 % de la population en France en 2070. La pyramide des âges permettant de comparer la répartition de la population en fonction de l'âge en 2013 avec celle estimée en 2070 est illustrée Figure 1.19. A l'échelle mondiale, selon les statistiques du Rapport sur l'état de la population mondiale, d'ici 2050, une personne sur six dans le monde aura plus de 65 ans (16%), contre une sur onze en 2019 (9%) [UN19]. D'ici 2050, une personne sur quatre vivant en Europe et Amérique du Nord pourrait avoir 65 ans ou plus. En 2018, pour la première fois dans l'histoire, les personnes âgées de 65 ans ou plus étaient plus nombreuses que les enfants de moins de cinq ans dans le monde. Le nombre de personnes âgées de 80 ans ou plus devrait tripler, passant de 143 millions en 2019 à 426 millions en 2050.

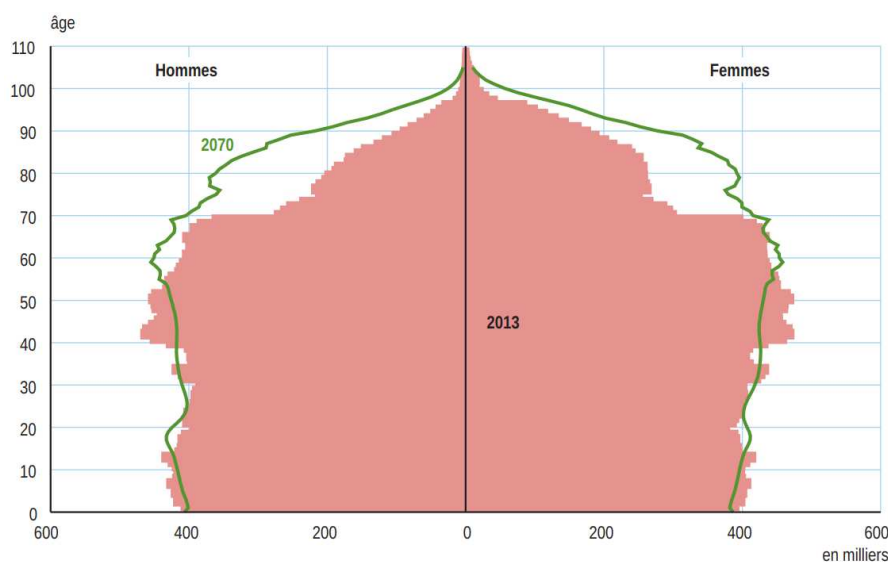


FIGURE 1.19 – Pyramide des âges en 2013 et 2070, en France [BB16].

Les accidents vasculaires cérébraux (AVC)

L'Organisation Mondiale de la Santé (OMS) définit un AVC comme suit [OMS] :

« Un accident vasculaire cérébral (AVC) résulte de l'interruption de la circulation sanguine dans le cerveau, en général quand un vaisseau sanguin éclate ou est bloqué par un caillot. L'apport en oxygène et en nutriments est stoppé, ce qui endommage les tissus cérébraux.

Le symptôme le plus courant de l'AVC est une faiblesse subite ou une perte de la sensibilité de la face ou d'un membre, la plupart du temps d'un seul côté du corps. Les autres symptômes sont la confusion mentale, la difficulté à parler ou des troubles de la compréhension, la baisse de la vision unilatérale ou double, la difficulté à marcher, des vertiges, la perte de l'équilibre ou de la coordination, des céphalées sévères inhabituelles, l'évanouissement ou l'inconscience.

Les conséquences de l'AVC dépendent de la partie du cerveau touchée et de la gravité de l'atteinte. Un AVC très grave peut entraîner la mort subite. »

En France, l'OMS estime qu'il y a, chaque année, plus de 140 000 nouveaux cas d'accidents vasculaires cérébraux, soit un toutes les quatre minutes. L'AVC représente la première cause de handicap physique acquis de l'adulte et la deuxième cause de mortalité avec 20% des personnes qui décèdent dans l'année suivant l'AVC. Les troubles de la marche et de l'équilibre d'origine multifactorielle sont très fréquents après un AVC ; ils sont associés à un risque élevé de chute. Dans le monde, selon les données de l'Organisation Mondiale de la Santé, en 2010 17 millions de personnes ont eu un AVC (incidence) dont 31% chez des personnes âgées de moins de 65 ans.

La mobilité améliore l'état de santé général

D'après l'enquête HS de l'INSEE (2008-2009), 18% (un peu moins d'un sur cinq) des adultes de 20 à 59 ans déclarent de manière plus globale une restriction d'activité, c'est-à-dire être « limités, depuis au moins six mois, à cause d'un problème de santé dans les activités que les gens font habituellement », et 6% déclarent que ces restrictions sont fortes. Il est remarqué que déclarer des difficultés motrices va presque toujours de pair avec une restriction globale d'activité : parmi les adultes de 20 à 59 ans, 90% des personnes qui déclarent quelques difficultés à marcher sur un terrain plat, indiquent aussi une restriction globale d'activité ; 52% déclarent que cette restriction d'activité est forte et 38% qu'elle est modérée. De même, une restriction globale d'activité est déclarée par 82% des personnes qui éprouvent quelques difficultés à emprunter des escaliers et la moitié de ces per-

sonnes qualifient de forte cette restriction d'activité. Et les restrictions d'activités ont bien souvent une conséquence sur la vie sociale de ces personnes, que ce soit la réussite sociale (elles ont moins souvent le baccalauréat, sont plus souvent au chômage) ou l'accès aux pratiques culturelles. Il en résulte que la mobilité est au service du bien-être social.

A l'échelle mondiale, d'après le rapport sur la situation mondiale des maladies non transmissibles de 2014 rédigé par l'Organisation Mondiale de la Santé [San14], "l'activité physique insuffisante contribue à 69,3 millions de DALY⁹ et à 3,2 millions de décès chaque année. [...] Une activité physique régulière réduit le risque de cardiopathie ischémique, d'accident vasculaire cérébral, de diabète, de cancer du sein et de cancer du côlon". Les exercices visant à développer la masse musculaire et à renforcer l'équilibre aident à éviter les chutes et améliorent la fonctionnalité chez les personnes âgées. La sédentarité, ou l'absence d'exercice physique, est un facteur de risque pour les maladies chroniques. L'OMS estime qu'elle est à l'origine de 1,9 million de décès dans le monde. Par conséquent, la mobilité permet d'augmenter son espérance de vie propre.

1.5 Mise en place de la problématique

Les chiffres précédents montrent que les déficiences motrices sont plus présentes qu'on ne le croit, et pas uniquement chez les personnes âgées. Celles-ci sont à l'origine d'un cercle vicieux : une mobilité réduite est à l'origine de maladies/accidents qui peuvent réduire d'autant plus les capacités motrices d'une personne. Elle est donc à l'origine d'une mort précoce. A l'inverse, les exercices physiques permettent de prévenir les accidents et les maladies, et donc visent à augmenter son espérance de vie. Par conséquent, la mobilité est un enjeu important dans le monde. Cet enjeu est d'autant plus important que, dans un avenir proche, la part de personnes âgées augmentera considérablement.

Face à ce problème, les appareils d'assistance et les exosquelettes sont de véritables solutions technologiques. En venant seconder son utilisateur, ils permettent à celui-ci d'effectuer des tâches qu'ils n'aurait pu faire sans. Néanmoins, ces sys-

9. espérance de vie corrigée de l'incapacité : résultat obtenu en soustrayant à l'espérance de vie le nombre d'années « perdues » à cause de la maladie, du handicap ou d'une mort précoce.

tèmes imposent diverses contraintes à l'utilisateur : des contraintes physiques (le poids, l'inertie de la structure), technologiques (relatives à la chaîne d'actionnement utilisée) et des contraintes liées à la commande choisie.

D'après l'état de l'art effectué, ces contraintes empêchent le système, dans la majeure partie des cas, de travailler en synergie avec son utilisateur. Par exemple, des retards liés à la commande, un mouvement forcé par le système, des vibrations générées par les actionneurs sont autant de points qui nuisent au confort de l'utilisateur et qui augmentent le coût métabolique pour un mouvement donné. Et cela est d'autant plus marqué que le nombre de degrés de liberté actionnés est important. Par ailleurs, les systèmes exosquelettes ne permettent pas pour l'instant à l'utilisateur d'être maître de son mouvement. Au contraire, les trajectoires du mouvement sont souvent forcées car elles ne tiennent pas compte du mouvement désiré par l'utilisateur. Par exemple, un mouvement de marche généré par un exosquelette ne tient pas compte simultanément des paramètres que sont la vitesse à laquelle souhaite marcher l'opérateur, de la distance souhaitée entre chaque pas, de la hauteur à laquelle le pied se soulève. Ils ne tiennent pas compte non plus des variations des paramètres désirées par l'utilisateur (par exemple une variation de la vitesse de marche).

Pour maîtriser les contraintes physiques, technologiques et celles liées à la commande qui ont une répercussion sur l'être humain et sur son mouvement, nous avons décidé de travailler sur une structure moins complexe : l'orthèse de genou. Plus particulièrement, pour appréhender leurs effets sur le corps humain, il est nécessaire de dissocier ces contraintes de nature différente. En effet, deux orthèses ayant une structure et une chaîne d'actionnement identiques mais une commande différente n'ont pas le même comportement et leurs effets sur le corps humain et sur son mouvement sont différents. C'est pourquoi, dans l'étude qui suit, nous nous focalisons sur les seules contraintes physiques.

Les matériaux utilisés, les constituants de la chaîne d'actionnement et la géométrie de l'orthèse sont autant d'éléments qui influent sur les propriétés mécaniques de celle-ci et, en particulier, sur ses propriétés massiques et inertielles. Si la masse et l'inertie du système sont trop importantes, les contraintes physiques appliquées sur le corps humain sont telles qu'elles peuvent nuire au confort de l'utilisateur voire même avoir un impact négatif sur les articulations saines. L'étude de l'influence

d'une orthèse sur le corps humain doit donc se situer en phase de conception, c'est-à-dire en amont de sa réalisation.

Par ailleurs, les contraintes physiques générées sur le corps humain dépendent du mouvement réalisé. Dans une situation extrême où les contraintes sont suffisamment importantes, l'individu va devoir adapter son mouvement pour pouvoir supporter l'orthèse. Dans ce cas de figure, l'orthèse ne s'adapte pas à son utilisateur mais c'est l'utilisateur qui doit s'adapter. L'étude de mouvements particuliers est nécessaire pour pouvoir quantifier de telles contraintes et éviter cette situation. L'étude des mouvements est également importante pour qu'un système puisse travailler en synergie avec l'être humain. La bonne compréhension des mouvements permet de mieux coordonner le système d'assistance avec le système neuromusculaire de l'être humain. Par exemple, l'étude d'un mouvement particulier permet de connaître les phases les plus sollicitantes pour les muscles. Et, dans un contexte de rééducation, l'orthèse peut intervenir dans ces phases afin de produire l'effort que le muscle ne peut fournir.

Finalement, la problématique que nous abordons dans ce manuscrit est celle des contraintes physiques générées par une orthèse de genou et ce pour deux mouvements considérés : le squat et la marche. Par l'étude de ces mouvements et des modèles utilisés, nous présentons un simulateur utilisable en phase de conception d'une orthèse de genou qui permet d'estimer les efforts articulaires à fournir pour un sujet donné. Dans ce but, le Chapitre 2 présente les outils théoriques et les modèles utilisés pour développer le simulateur. Par l'intermédiaire d'une étude expérimentale, le Chapitre 3 compare les résultats obtenus par le simulateur avec ceux issus d'un modèle 3D. Quant au Chapitre 4, il permet de mettre en évidence une tendance comportementale chez l'être humain et de la modéliser en vue d'une intégration dans le simulateur.

Chapitre 2

Modélisation du problème

Contents

2.1	Introduction	57
2.2	Les mouvements considérés	57
2.2.1	Cas général : les mouvements cycliques	57
2.2.2	Le squat	60
2.2.3	La marche	62
2.3	Le modèle sagittal	66
2.3.1	Définition et paramétrisation	67
2.3.2	Le modèle dynamique	70
2.4	Obtention de trajectoires de marche par optimisation sous contraintes	85
2.4.1	Conditions de cyclicité	85
2.4.2	Modèle géométrique inverse	86
2.4.3	Définition des trajectoires	89
2.4.4	Formulation du problème d'optimisation	90
2.4.5	Les contraintes du problème d'optimisation	94
2.4.6	Trajectoires de marche	96
2.5	Le modèle d'orthèse	98
2.5.1	Définition et hypothèses	98
2.5.2	Le modèle dynamique complété	100
2.5.3	Distribution des couples	100

2.6 Discussion 104

2.1 Introduction

Pour prévoir les contraintes physiques qui sont appliquées par une orthèse de genou sur un utilisateur, nous avons développé un simulateur. Celui-ci permet, à partir d'une fonction de coût et par résolution d'un problème d'optimisation sous contraintes, de calculer les couples articulaires nécessaires à la réalisation d'un mouvement donné. Dans le chapitre qui suit, les outils théoriques et les modèles utilisés au sein du simulateur sont d'abord présentés. Le problème d'optimisation sous contraintes est ensuite introduit et sa résolution permet d'obtenir des trajectoires de marche ainsi que les évolutions temporelles des couples articulaires en accord avec le mouvement considéré. Enfin, une étude de simulation compare la répartition des couples articulaires avec et sans orthèse, pour des trajectoires de marche, une orthèse de genou et un individu donnés. Cette comparaison permet d'évaluer le bénéfice maximum qu'il est possible d'obtenir avec le port d'une orthèse, pour le mouvement de marche considéré.

2.2 Les mouvements considérés

Dans le cadre d'une rééducation, la répétition de mouvements particuliers (les squats, la marche, les fentes, les relevés de bassin, ...) permet de renforcer les muscles du corps humain. En raison de lésions musculaires provoquées par un accident, une maladie ou l'âge, ces exercices visent à redonner de la mobilité à certaines parties du corps. Ces mouvements répétés peuvent être décrits comme des cycles. En effet, le mouvement s'initie avec une posture particulière et se termine bien souvent dans la même posture et ce, de manière à ce que le corps soit prêt à reproduire le même schéma. Il s'agit donc, dans un premier temps, de poser le cadre des mouvements cycliques considérés : le squat et la marche.

2.2.1 Cas général : les mouvements cycliques

Un mouvement cyclique est défini par une posture initiale, une ou plusieurs configurations intermédiaires, puis par un retour à la position initiale. Les étapes

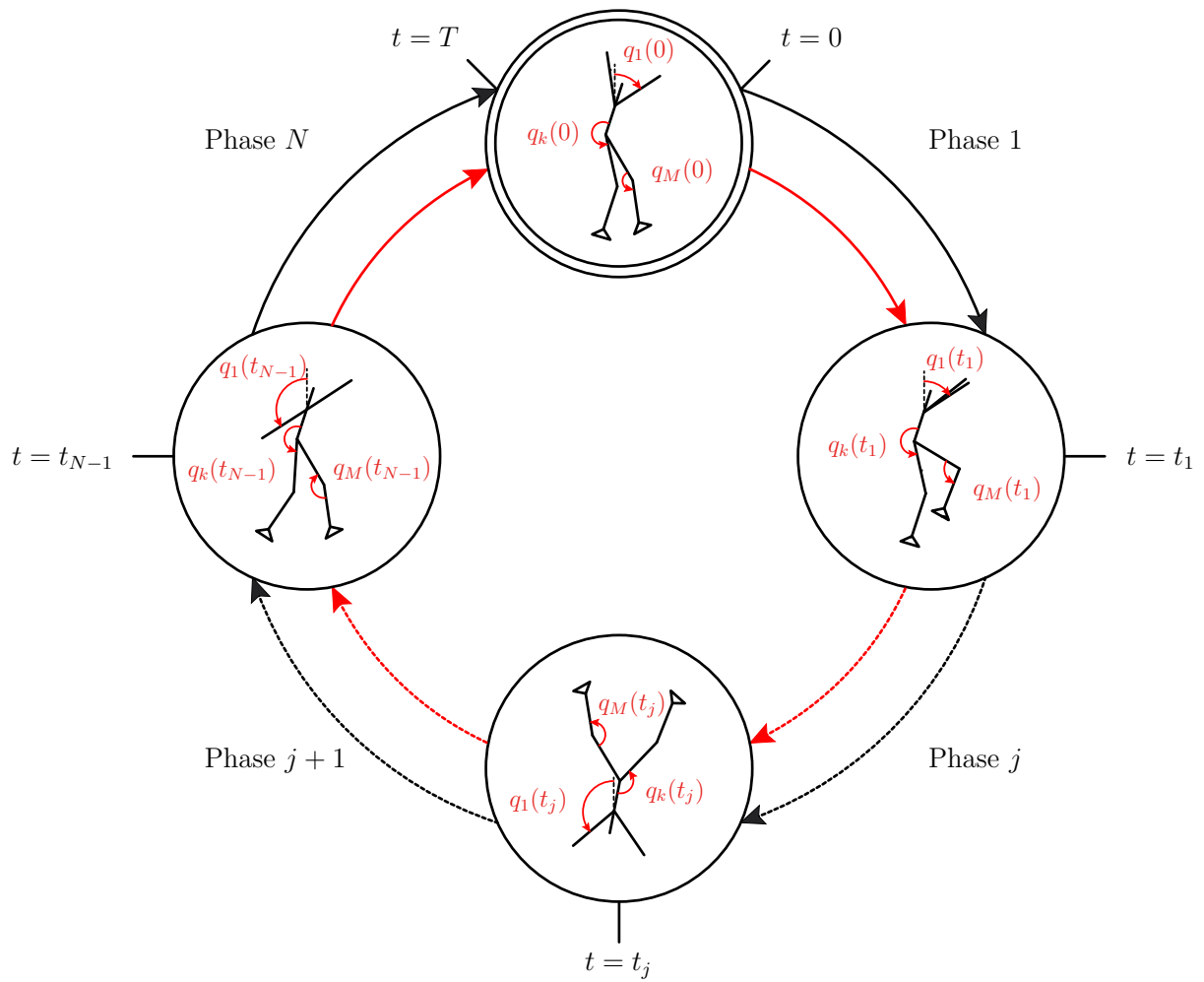


FIGURE 2.1 – Définition d'un mouvement cyclique de « roue » .

permettant le passage d'une configuration à une autre constituent les phases du cycle. Un mouvement cyclique peut se décrire par la Figure 2.1.

Dans le cycle générique proposé, le mouvement est constitué d'une posture initiale et de $N - 1$ postures intermédiaires. Ces postures (ou états) sont atteintes par l'intermédiaire des N phases du cycle. À $t = 0$, le corps humain adopte une configuration articulaire particulière, de sorte que les angles formés entre deux segments successifs du corps sont fixés. Ces angles peuvent être regroupés dans le vecteur colonne $\mathbf{q}(t = 0) = [q_1(0), \dots, q_M(0)]^\top$, où M est le nombre de degrés de liberté du corps humain nécessaires pour définir la posture initiale. De la même façon, il est possible de définir les vecteurs $\mathbf{q}(t_1), \dots, \mathbf{q}(t_{N-1})$ qui définissent les $N - 1$ états intermédiaires. Ces vecteurs peuvent se regrouper dans une matrice de taille $M \times N$, notée \mathbf{M}_p (voir Définition 2.2.1).

Définition 2.2.1: Matrice des postures

Pour un mouvement cyclique à N postures, en considérant que le corps humain a M degrés de liberté, la matrice des postures \mathbf{M}_p , de taille $M \times N$, s'écrit :

$$\mathbf{M}_p = \begin{bmatrix} q_1(0) & \cdots & q_1(t_{N-1}) \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ q_M(0) & \cdots & q_M(t_{N-1}) \end{bmatrix}$$

Pour passer d'une posture $j - 1$ à une posture j , la phase j décrit l'évolution temporelle du vecteur articulaire $\mathbf{q}(t)$ pour $t \in [t_{j-1}; t_j]$, sachant que

$$\begin{cases} \mathbf{q}(t_{j-1}) = \mathbf{M}_p(:, j-1) \\ \mathbf{q}(t_j) = \mathbf{M}_p(:, j) \end{cases} \quad (2.1)$$

En considérant le cycle complet de période T , celui-ci est décrit par les trajectoires articulaires $\mathbf{q}(t)$, pour $t \in [0; T]$, qui vérifient les conditions aux limites imposées par la matrice des postures \mathbf{M}_p .

2.2.2 Le squat

Le squat est un exercice dynamique pratiqué dans beaucoup de sports pour renforcer les muscles du corps : les muscles du dos, des hanches, des cuisses (principalement les quadriceps et les ischio-jambiers). Le squat est aussi très utilisé en rééducation : pour rééduquer le genou après une opération de reconstruction des ligaments croisés [Esc01 ; Ohk+91], chez les personnes atteintes de conflits fémoro-acétabulaire¹[GCM15] ou d'un syndrome fémoro-patellaire² [DD17], suite à une fracture [Des+03], ...

Le squat est un exercice à chaîne cinématique fermée [Pal+91]. En tant que tel, la contraction et la co-contraction des muscles sollicités permettent de stabiliser, de protéger et d'assurer la cohésion des articulations de la hanche, du genou et de la cheville. Ce type de mouvement s'oppose à ceux qui ont tendance à isoler une articulation (en anglais *joint isolation exercises*) tels que des exercices d'extension de la jambe en position assise par exemple. Pour ceux-là, seuls quelques muscles travaillent. Il en résulte une augmentation des contraintes de cisaillement dans les articulations.

Il existe trois types de squat qui sont principalement utilisés dans la pratique sportive ou en rééducation (voir Figure 2.2) :

- Avec des haltères (en anglais *barbell squat*). Il y a plusieurs façons de positionner les haltères (*back squat, high bar squat, low bar squat, front squat*) ;
- En utilisant un appareil d'entraînement (*squat machine*) ;
- Le squat classique, en utilisant le poids du corps (*bodyweight squat*).

Dans la suite de notre étude, nous nous concentrons uniquement sur les mouvements de squat classique car les deux autres types relèvent plutôt du milieu sportif. Le mouvement de squat classique peut être réalisé suivant différents degrés de flexion du genou. Dépendamment de l'angle de flexion maximal du genou, nous pouvons considérer les mouvements suivants :

1. « Le conflit fémoro-acétabulaire désigne un ensemble d'anomalies morphologiques osseuses de l'articulation de la hanche qui se traduit par un contact anormal durant le mouvement. » [Zha+15]

2. Le syndrome fémoro-patellaire se traduit par une douleur antérieure du genou au niveau de la patella (ou rotule).



FIGURE 2.2 – Les types de squat. (a) Le squat avec des haltères. (b) La machine à squat. (c) Le squat classique.

- Le squat semi-complet (ou *half squat*). L'individu s'accroupit jusqu'à ce que ses cuisses soient parallèles au sol. On retrouve aussi la désignation de squat parallèle. L'angle de flexion du genou varie approximativement entre 0 et 100 degrés.
- Le squat complet (ou *full squat*). La flexion du genou est réalisée jusqu'à ce que les cuisses entrent en contact avec les mollets. On retrouve aussi la désignation de squat profond. L'angle de flexion du genou varie approximativement entre 0 et 130 à 150 degrés.

Néanmoins, que ce soit dans le milieu sportif ou en rééducation, le squat semi-complet est recommandé par rapport au squat complet [Kle61 ; HLG85 ; CS92]. En effet, il est constaté que les contraintes qui agissent sur le genou augmentent avec l'angle de flexion du genou. Pour les individus en rééducation du genou, il est recommandé de réaliser des squats semi-complets avec un angle de flexion maximal de 50 degrés. Pour des individus ayant les genoux sains, la réalisation de squats parallèles n'est pas nuisible à ceux-ci [Esc01].

Décomposition du cycle

Le mouvement de squat semi-complet considéré peut se décomposer de la manière suivante (voir Figure 2.3) :

- À l'état initial (État 1), les bras sont étendus, parallèles au sol et les genoux légèrement pliés. Le regard est fixé droit devant.

- La phase de descente consiste à plier les genoux, en gardant les bras parallèles au sol.
- En milieu de cycle (État 2), les cuisses sont parallèles au sol et le dos plat, sans cambrure.
- Dans la phase de montée, les genoux se déplient jusqu'à retrouver la posture de l'état 1.

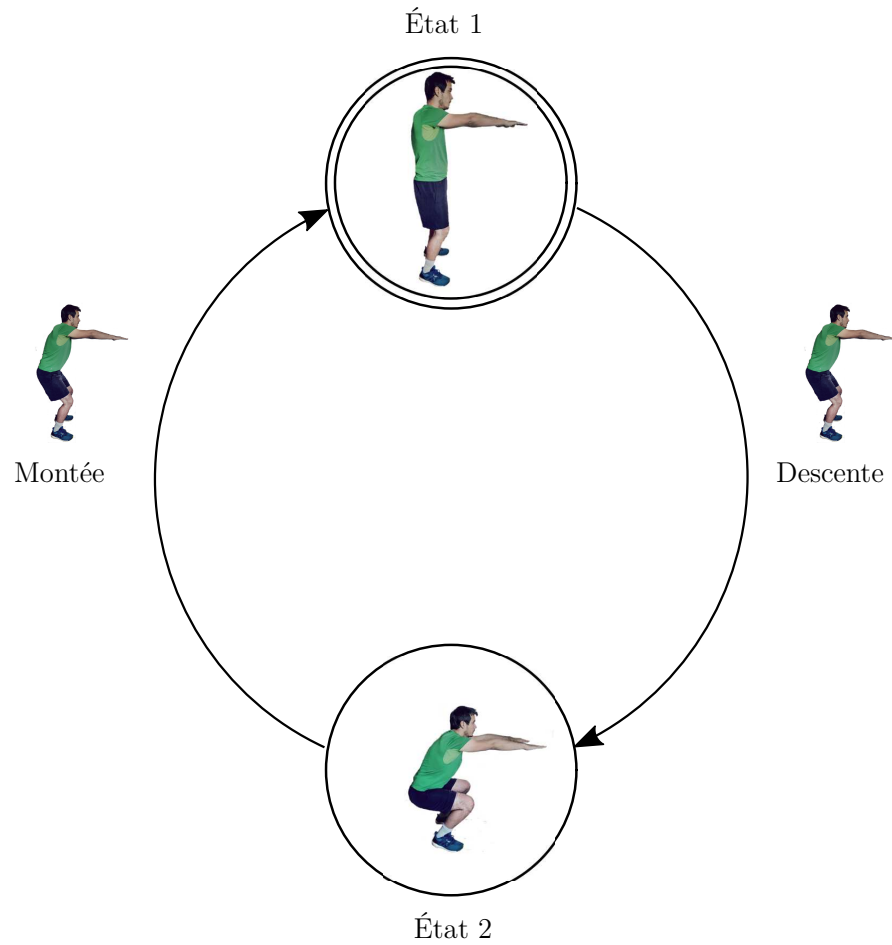


FIGURE 2.3 – Cycle de squat semi-complet.

2.2.3 La marche

La marche est sans aucun doute le mouvement qui caractérise le plus l'être humain et ce depuis ses origines. C'est un mouvement de la vie quotidienne qui

nous permet de se déplacer sur de longues distances. Très naturel pour l'humain, de sorte que le mouvement relève du réflexe conditionné pour un individu physiquement sain, il n'en demeure pas moins que la marche est aussi de nature très complexe car elle sollicite de nombreux degrés de liberté au niveau des jambes et des pieds. Et, pour un même individu, la marche dépend de la nature du terrain sur lequel il évolue. Que ce soit pour concevoir des prothèses et des orthèses perfectionnées [AB06], pour diagnostiquer des pathologies, pour la pratique sportive, pour donner aux robots une démarche plus humaine [Sul+08] ou tout simplement pour en comprendre le fonctionnement biomécanique [Dor01 ; Cec+09], l'étude de la marche humaine rassemble une très large communauté.

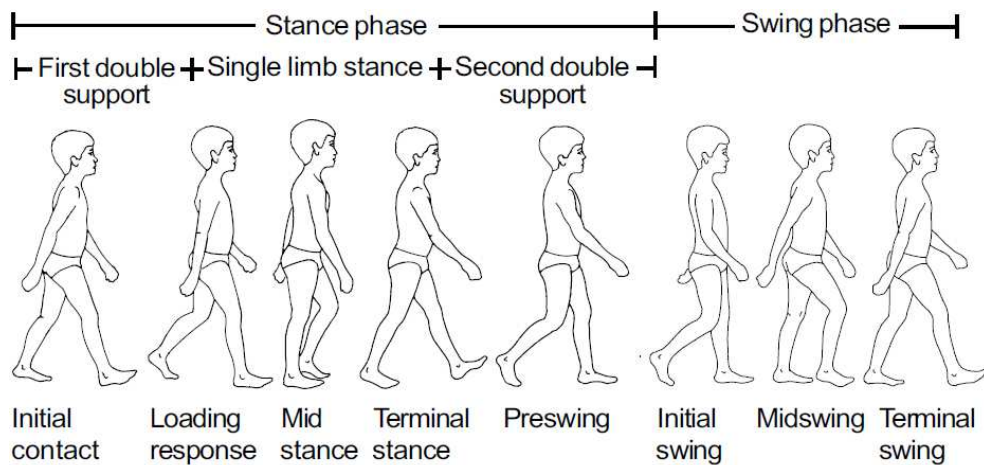


FIGURE 2.4 – Le cycle de marche d'une personne saine [VDO99].

De nature cyclique, il est possible de décomposer le mouvement de marche en deux phases principales : une phase pendant laquelle un pied est en contact avec le sol (dite *Stance phase*) et une autre pour laquelle ce même pied est décollé du sol (dite *Swing phase*) et la jambe ipsilatérale, c'est-à-dire du même côté, se balance pour préparer la foulée suivante (voir Figure 2.4). En proportion, la première phase représente 60% de la période du cycle et la seconde 40% [VDO99]. Au sein de la première phase, nous pouvons distinguer trois sous-phases qui définissent le type de contact avec le sol. Soit les deux pieds sont en contact avec le sol - on parle alors de double appui, soit un seul pied l'est - on parle alors de simple appui. Pour aller plus loin dans la représentation cyclique, huit états ont été définis, soit un

état initial et sept postures intermédiaires (voir Figure 2.5) :

- Une frappe du talon (ou *Heel strike*) sur le sol initie le cycle. À cet instant, le centre de gravité du corps humain est au plus bas.
- Le pied est posé à plat sur le sol (ou *Foot-flat*) ;
- Pendant la phase de balancement de la jambe controlatérale, lorsque celle-ci passe au niveau du pied en appui sur le sol (ou *Midstance*). C'est là où le centre de gravité du corps humain est au plus haut.
- Le talon décolle du sol (ou *Heel-off*).
- Les orteils décollent du sol (ou *Toe-off*).
- L'accélération (ou *Acceleration*) se produit dès que le pied n'est plus en contact avec le sol.
- Pendant la phase de balancement de la jambe ipsilatérale, lorsque celle-ci passe au niveau du pied en appui sur le sol (ou *Midswing*).
- La jambe est ralentie et le pied contrôlé pour se préparer à la foulée suivante (ou *Deceleration*).

Hypothèses de simplification et décomposition du cycle

Le nombre de phases et états qui permet de décrire le mouvement de marche (voir Figure 2.5) témoigne de sa complexité. Le niveau de détail proposé ici pose des questions théoriques difficiles, notamment en ce qui concerne les phases de double appui. Dans une démarche de simulation en phase de pré-dimensionnement, une simplification dans la décomposition du mouvement de marche nous permet d'accéder à un niveau de précision suffisant. C'est pourquoi nous travaillons avec le cycle simplifié de la Figure 2.6. Les phases de double appui ne sont pas considérées ici. À la place, le cycle simplifié est caractérisé par un contact au sol de type simple appui et le changement de pied est supposé instantané. À l'état initial, le pied droit est à plat, posé sur le sol ; le pied gauche est décollé du sol et parallèle à celui-ci. Après une phase d'accélération du pied gauche, nous retrouvons une posture de *Midstance* (État 2). S'en suit une phase de décélération du pied gauche jusqu'à ce qu'il se retrouve parallèle au sol, juste avant l'impact avec le sol (État 3). On retrouve ensuite une phase d'accélération du pied droit jusqu'à l'état de *Midswing* (État 4), puis une phase de décélération jusqu'à revenir en position initiale après

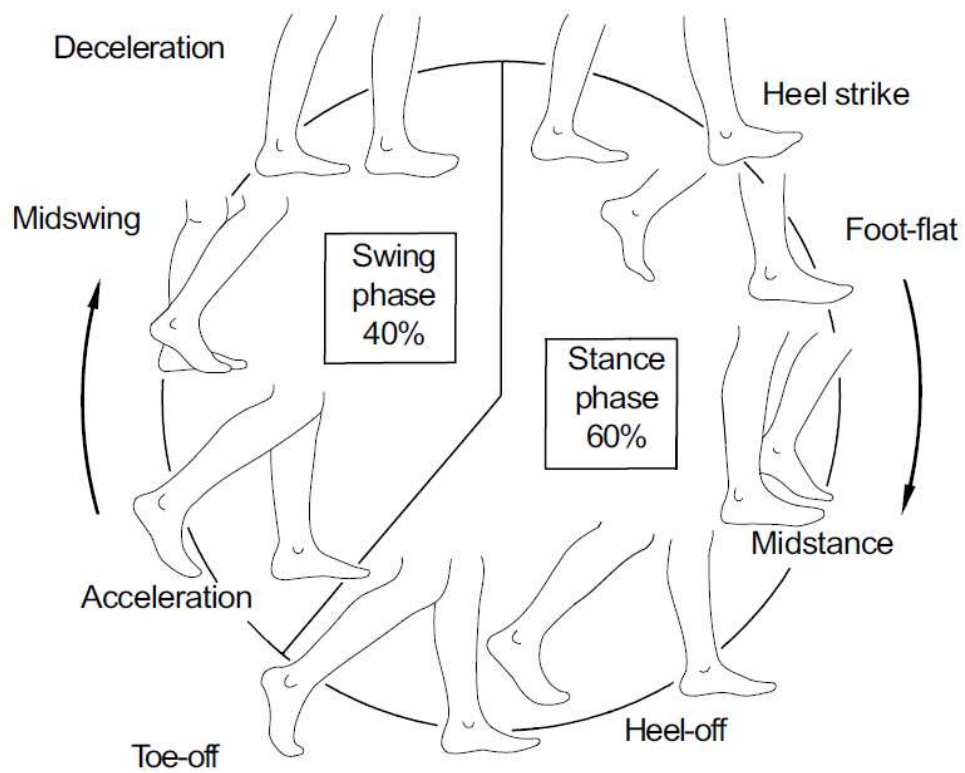


FIGURE 2.5 – Décomposition de la marche humaine en huit postures [VDO99].

un impact instantané.

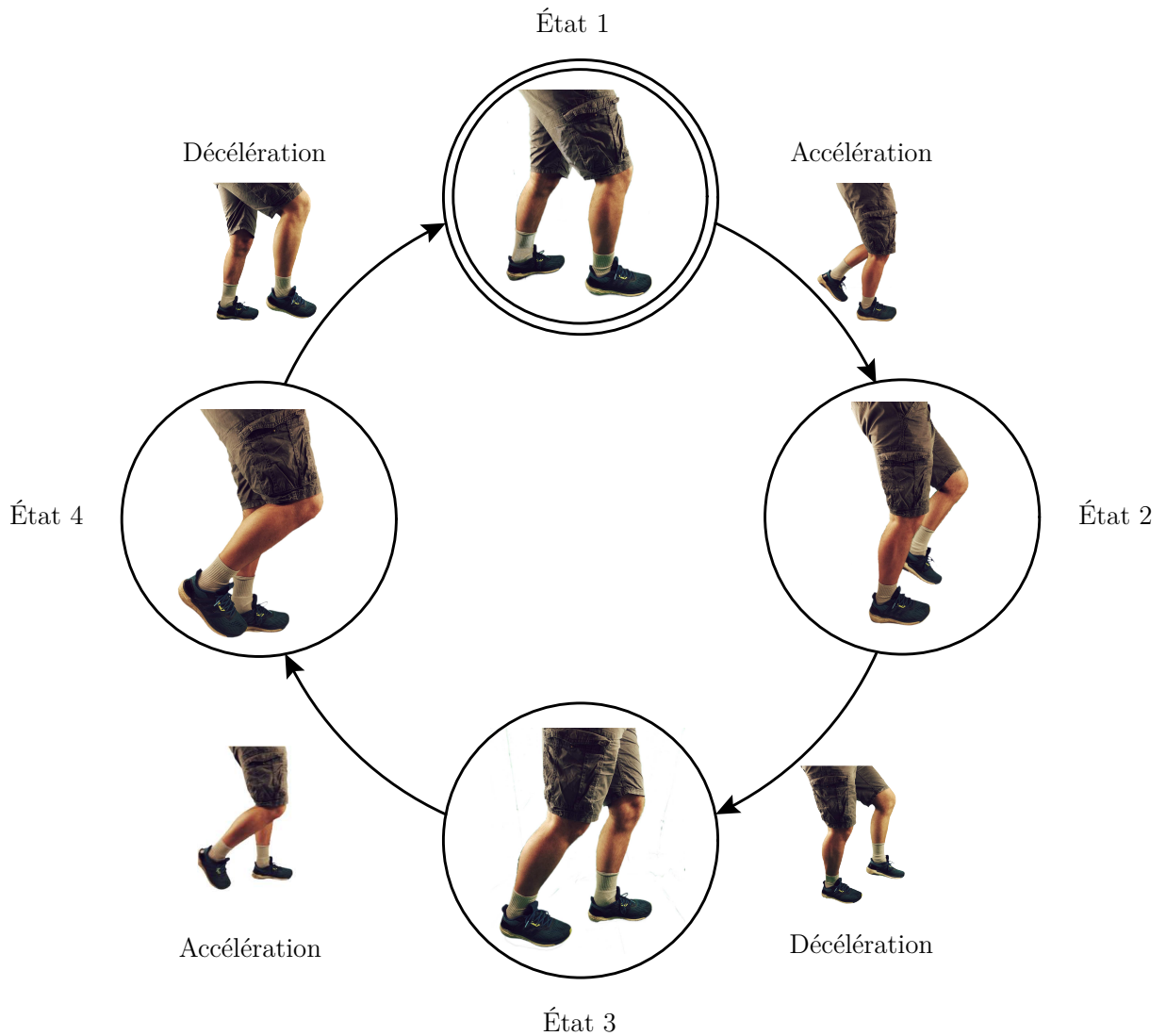


FIGURE 2.6 – Cycle de marche simplifié.

2.3 Le modèle sagittal

Pour modéliser l'être humain au cours d'un mouvement cyclique, nous utilisons un modèle de bipède composé d'un tronc, deux bras, deux jambes ainsi que de deux pieds. Pour les mouvements cycliques considérés, l'évolution dans l'espace se fait

principalement dans un plan : le plan sagittal (voir Figure 2.7). Au regard de cette caractéristique géométrique, et par souci de simplification, nous ne tiendrons pas compte d'une évolution possible dans les deux autres plans anatomiques. Par conséquent, le paramétrage du modèle de bipède considéré est réalisé dans le plan sagittal.

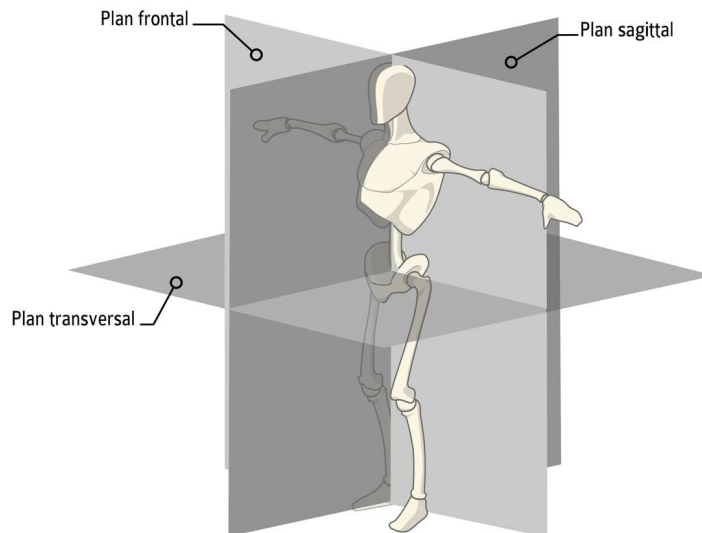


FIGURE 2.7 – Définition des plans anatomiques [Man12].

2.3.1 Définition et paramétrisation

Le modèle de bipède considéré est constitué de 9 membres, soit 9 classes d'équivalence différentes (voir Figure 2.8) :

- Le pied gauche 0 et le pied droit 6,
- Le mollet gauche 1 et le mollet droit 5,
- La cuisse gauche 2 et la cuisse droite 4,
- Le tronc 3,
- Le bras gauche 7 et le bras droit 8.

L'organisation structurelle du modèle, la nature des liaisons entre deux corps successifs et les actions mécaniques appliquées sur chacun des corps sont présentées

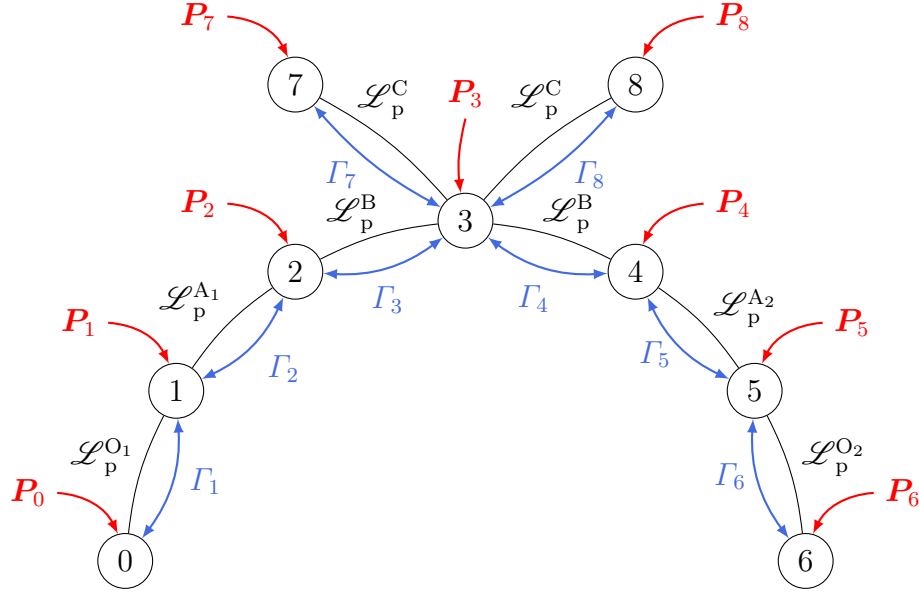


FIGURE 2.8 – Graphe de structure du modèle sagittal.

sur le graphe de structure (Figure 2.8). Étant donné que les mouvements considérés sont supposés évoluer dans le plan sagittal, deux membres successifs i et $i + 1$ sont reliés par une liaison pivot $\mathcal{L}_p^{M_i}$ où M_i est le centre de la rotation considérée et se voient appliquer un couple musculaire Γ_{i+1} . Tous les axes de rotation sont parallèles et portés par la direction z . Enfin, chaque membre est soumis à son propre poids P_i .

La Figure 2.9a propose une représentation cinématique et un paramétrage angulaire du modèle sagittal. On notera pour la suite $\mathbf{q}_a = [q_1, q_2, q_3, q_4, q_5, q_7, q_8, q_0, q_6]^\top$ le vecteur position angulaire. La Figure 2.9b définit les longueurs de segment ainsi que la position de leur centre de gravité. Pour un individu donné, nous ajustons les caractéristiques géométriques et inertielles du modèle sagittal en utilisant les tables anthropométriques de Winter [Win09]. Ces tables sont issues de mesures statistiques réalisées à partir de cadavres humains. Elles permettent d'estimer, pour un individu de taille H et de masse M , les longueurs, masses et inerties segmentaires de son corps (voir Figure 2.10). Autrement dit, il est possible de définir une fonction Matlab® `[modele] = Winter(H,M)` où `modele` est une structure qui contient toutes les données géométriques et inertielles du modèle sagittal. Par exemple, pour un individu de masse $M = 75$ kg et de taille $H = 180$ cm, les lon-

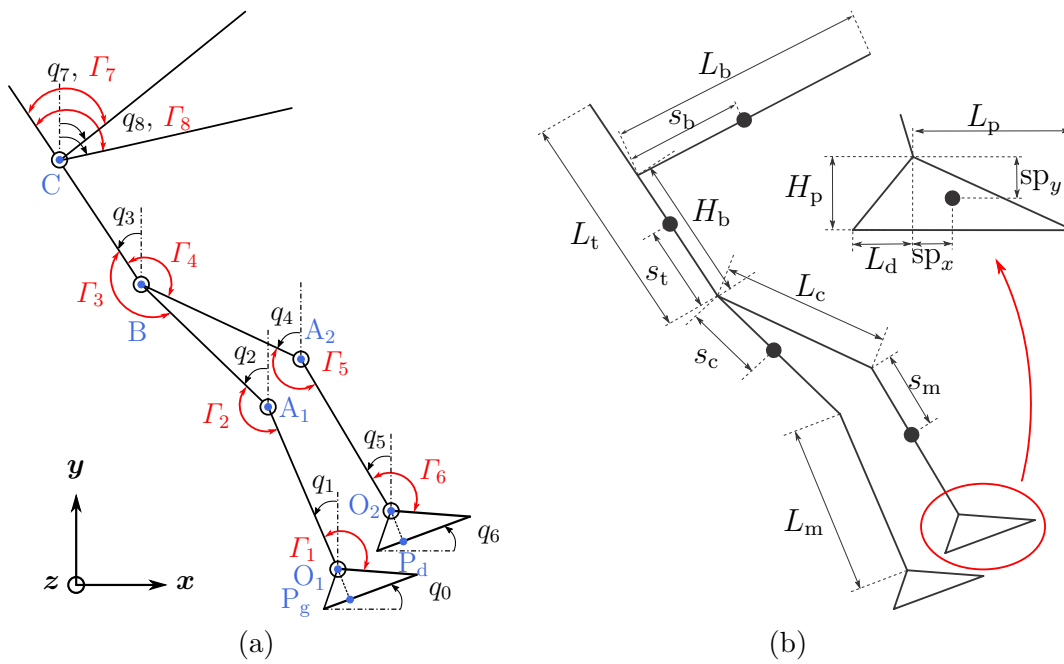


FIGURE 2.9 – Paramétrage du modèle sagittal. (a) Paramétrage angulaire du modèle. Les angles sont positifs dans le sens trigonométrique. (b) Longueur et position des centres de gravité des différents segments du modèle.

	Pied	Mollet	Cuisse	Tronc (comprenant la Tête et les Bras)
Masse segmentaire (kg)	$m_p = 1.09$	$m_m = 3.49$	$m_c = 7.5$	$m_t = 50.9$
Longueur segmentaire (m)	$L_d = 0.06$ $L_p = 0.21$ $H_p = 0.07$	$L_m = 0.44$	$L_c = 0.44$	$L_t = 0.85$
Inertie (kg m ²)	$I_p = 0.02$	$I_m = 0.17$	$I_c = 0.36$	$I_t = 8.95$
Position du centre de gravité (m)	$sp_x = 0.07$ $sp_y = 0.035$	$s_m = 0.19$	$s_c = 0.19$	$s_t = 0.32$

TABLE 2.1 – Paramètres anthropométriques du corps humain.

guez, masses et inerties segmentaires du corps considéré sont données dans le Tableau 2.1.

2.3.2 Le modèle dynamique

Les propriétés géométriques et inertielles du modèle sagittal étant définies, nous nous attachons dans cette partie à mettre en équation son comportement dynamique lorsqu'il est animé d'un mouvement particulier. Le modèle dynamique dépend de la nature des efforts mécaniques extérieurs qui s'appliquent au système étudié. Il n'est donc pas le même dans le cas du mouvement de marche que dans le cas du mouvement de squat. Néanmoins, des termes du modèle dynamique sont communs.

Choix de paramétrage

Le choix du paramétrage du modèle dynamique est primordial car il détermine directement la forme du modèle dynamique (nombre de termes et nombre de lignes). Pour les mouvements de squat et de marche considérés, le point P_g est un point de contact invariant entre le sol et le pied gauche du modèle sagittal (classe d'équivalence $\{0\}$ d'après la Figure 2.8). En particulier, il correspond au point obtenu par projection du point O_1 sur la semelle du pied gauche. Il est alors pratique de définir le point P_g comme origine du repère absolu : $\mathcal{R}_0 = (P_g, \mathbf{x}, \mathbf{y}, \mathbf{z})$. Tous les vecteurs définis par la suite sont exprimés dans le repère \mathcal{R}_0 .

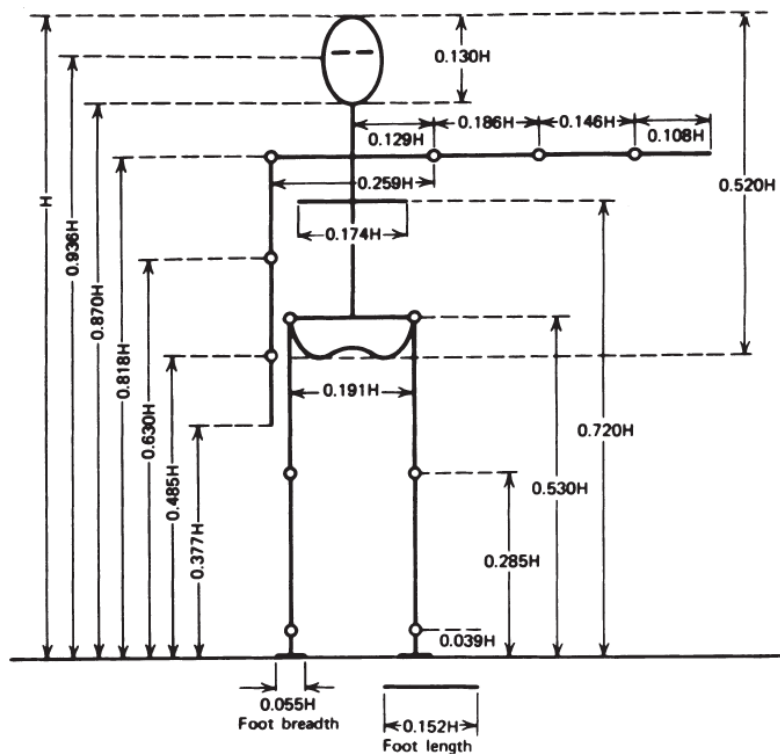


FIGURE 2.10 – Estimation des longueurs segmentaires d'un individu de taille H [Win09].

Définition 2.3.1: Vecteur des coordonnées généralisées

Pour un modèle plan, le vecteur des coordonnées généralisées est un vecteur de taille $n + 2$ où n est le nombre de classes d'équivalence du système considéré. Il détermine entièrement sa position et sa configuration dans le plan. Dans le cas du modèle sagittal, le vecteur des coordonnées généralisées choisi est $\mathbf{q} = [q_1, q_2, q_3, q_4, q_5, q_7, q_8, q_0, q_6, x_h, y_h]^\top = [\mathbf{q}_a^\top, x_h, y_h]^\top$ où $B(x_h, y_h)$ est le point de référence qui correspond à la position de la hanche dans le plan (voir Figure 2.9a) et $\mathbf{q}_a = [q_1, q_2, q_3, q_4, q_5, q_7, q_8, q_0, q_6]^\top$ représente le vecteur des positions articulaires. Le vecteur des coordonnées généralisées est de taille 11×1 .

Le choix du vecteur des coordonnées généralisées est donné à la Définition 2.3.1. Il impose le nombre d'équations scalaires du modèle dynamique (11 dans notre cas). Par la suite, ce dernier sera exprimé par rapport au point de référence B dont la position est définie par

$$\overrightarrow{\text{P}_g\text{B}} \begin{bmatrix} x_h = -L_1 \sin(q_1) - L_2 \sin(q_2) - H_p \sin(q_0) \\ y_h = L_1 \cos(q_1) + L_2 \cos(q_2) + H_p \cos(q_0) \end{bmatrix} \quad (2.2)$$

Nous verrons que ce type de paramétrage nous permet d'explicitier les contacts du modèle Sagittal avec le sol : on parle de modèle sans contrainte implicite (en anglais, *without implicit constraint*). L'avantage de ce choix est que nous pouvons calculer les efforts de réaction du sol sur chaque pied.

Formalisme de Lagrange

Pour définir le modèle dynamique du modèle sagittal, pour un mouvement donné, nous allons utiliser le formalisme de Lagrange (voir Définition 2.3.2).

Définition 2.3.2: Lagrangien du modèle Sagittal

Le Lagrangien du système global est une fonction définie par $\mathcal{L} : (\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) \mapsto \mathcal{E}_c(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) - \mathcal{E}_p(\mathbf{q})$ où \mathbf{q} est le vecteur des coordonnées généralisées, $\dot{\mathbf{q}}$ sa dérivée temporelle, \mathcal{E}_c est l'énergie cinétique totale du système et \mathcal{E}_p son énergie potentielle totale.

Le calcul de la fonction Lagrangien permet d'établir un lien entre les efforts extérieurs qui s'appliquent sur le système et la dynamique de celui-ci (voir Équation 2.3.1).

Équation 2.3.1: Modèle dynamique

Le modèle dynamique du système complet est relié au Lagrangien par la relation

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \dot{\mathbf{q}}} \right)^\top - \left(\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \mathbf{q}} \right)^\top = \mathbf{Q}_{\text{ext}}$$

où \mathbf{Q}_{ext} est le vecteur des efforts mécaniques extérieurs qui s'appliquent sur le système et qui ne dérivent pas d'une énergie potentielle.

En utilisant la Définition 2.3.2, on obtient le système suivant :

$$\begin{cases} \frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \dot{\mathbf{q}}} = \frac{\partial \mathcal{E}_c}{\partial \dot{\mathbf{q}}} \\ \frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \mathbf{q}} = \frac{\partial \mathcal{E}_c}{\partial \mathbf{q}} - \frac{\partial \mathcal{E}_p}{\partial \mathbf{q}} \end{cases}$$

L'Équation 2.3.1 devient alors

$$\boxed{\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial \mathcal{E}_c}{\partial \dot{\mathbf{q}}} \right)^\top - \left(\frac{\partial \mathcal{E}_c}{\partial \mathbf{q}} \right)^\top + \left(\frac{\partial \mathcal{E}_p}{\partial \mathbf{q}} \right)^\top = \mathbf{Q}_{\text{ext}}} \quad (2.3)$$

Calcul des énergies cinétique et potentielle totales

Pour exprimer le modèle dynamique du système (voir Équation (2.3)), il convient de calculer les énergies cinétique et potentielle totales. Dans les deux cas, l'énergie

totale se calcule comme étant la somme des énergies élémentaires correspondant aux différentes classes d'équivalence du système. Autrement dit,

$$\mathcal{E}_c = \sum_{i=0}^8 \mathcal{E}_{c_i} \quad \text{et} \quad \mathcal{E}_p = \sum_{i=0}^8 \mathcal{E}_{p_i}$$

Pour la classe d'équivalence i , $i \in \llbracket 0; 8 \rrbracket$, le calcul de son énergie cinétique et de son énergie potentielle donne respectivement

$$\mathcal{E}_{c_i} = \frac{1}{2} m_i \mathbf{v}_i^\top \mathbf{v}_i + \frac{1}{2} I_i \dot{q}_i^2 \quad \text{et} \quad \mathcal{E}_{p_i} = m_i g \left(\overrightarrow{\text{P}_g \text{G}_i} \cdot \overrightarrow{y} \right)$$

avec m_i sa masse, I_i son inertie de rotation par rapport à l'axe (G_i, \mathbf{z}) , \mathbf{v}_i le vecteur vitesse de son centre de gravité par rapport au repère \mathcal{R}_0 , défini par $\mathbf{v}_i = \frac{\partial \overrightarrow{\text{P}_g \text{G}_i}}{\partial q} \dot{q}$, g la constante de l'accélération de la pesanteur et $\overrightarrow{\text{P}_g \text{G}_i}$ le vecteur qui définit la position de son centre de gravité.

Finalement, le calcul des énergies élémentaires peut se faire si on définit la position des centres de gravité segmentaires dans le repère $\mathcal{R}_0 = (\text{P}_g, \mathbf{x}, \mathbf{y}, \mathbf{z})$. La hanche étant prise comme point de référence, les positions des centres de gravité segmentaires sont :

$$\begin{aligned} \overrightarrow{\text{P}_g \text{G}_0} & \begin{bmatrix} x_h + L_1 \sin(q_1) + L_2 \sin(q_2) + \text{sp}_x \cos(q_0) + \text{sp}_y \sin(q_0) \\ y_h - L_1 \cos(q_1) - L_2 \cos(q_2) + \text{sp}_x \sin(q_0) - \text{sp}_y \cos(q_0) \end{bmatrix} \\ \overrightarrow{\text{P}_g \text{G}_1} & \begin{bmatrix} x_h + s_1 \sin(q_1) + L_2 \sin(q_2) \\ y_h - s_1 \cos(q_1) - L_2 \cos(q_2) \end{bmatrix} \\ \overrightarrow{\text{P}_g \text{G}_2} & \begin{bmatrix} x_h + s_2 \sin(q_2) \\ y_h - s_2 \cos(q_2) \end{bmatrix} \\ \overrightarrow{\text{P}_g \text{G}_3} & \begin{bmatrix} x_h - s_3 \sin(q_3) \\ y_h + s_3 \cos(q_3) \end{bmatrix} \\ \overrightarrow{\text{P}_g \text{G}_4} & \begin{bmatrix} x_h + s_4 \sin(q_4) \\ y_h - s_4 \cos(q_4) \end{bmatrix} \\ \overrightarrow{\text{P}_g \text{G}_5} & \begin{bmatrix} x_h + s_5 \sin(q_5) + L_4 \sin(q_4) \\ y_h - s_5 \cos(q_5) - L_4 \cos(q_4) \end{bmatrix} \\ \overrightarrow{\text{P}_g \text{G}_6} & \begin{bmatrix} x_h + L_4 \sin(q_4) + L_5 \sin(q_5) + \text{sp}_x \cos(q_6) + \text{sp}_y \sin(q_6) \\ y_h - L_4 \cos(q_4) - L_5 \cos(q_5) + \text{sp}_x \sin(q_6) - \text{sp}_y \cos(q_6) \end{bmatrix} \end{aligned}$$

$$\overrightarrow{P_g G_7} \begin{bmatrix} x_h - H_p \sin(q_3) - s_7 \sin(q_7) \\ y_h + H_p \cos(q_3) + s_7 \cos(q_7) \end{bmatrix}$$

$$\overrightarrow{P_g G_8} \begin{bmatrix} x_h - H_p \sin(q_3) - s_8 \sin(q_8) \\ y_h + H_p \cos(q_3) + s_8 \cos(q_8) \end{bmatrix}$$

Une fois le calcul de l'énergie cinétique totale réalisé, celle-ci peut s'exprimer sous une forme factorisée matricielle

$$\mathcal{E}_c = \frac{1}{2} \dot{\mathbf{q}}^\top \mathbf{D}(\mathbf{q}) \dot{\mathbf{q}}$$

avec $\mathbf{D}(\mathbf{q})$ la matrice des masses généralisées ou matrice d'inertie, de taille 11×11 . Cette matrice a la particularité d'être symétrique et définie positive.

Avec cette expression, $\frac{\partial \mathcal{E}_c}{\partial \dot{\mathbf{q}}} = \mathbf{D}(\mathbf{q}) \dot{\mathbf{q}}$ et l'Équation (2.3) devient :

$$\mathbf{Q}_{\text{ext}} = \mathbf{D}(\mathbf{q}) \ddot{\mathbf{q}} + \underbrace{\dot{\mathbf{D}}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) \dot{\mathbf{q}} - \left(\frac{\partial \mathcal{E}_c}{\partial \mathbf{q}} \right)^\top}_{\mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) \dot{\mathbf{q}}} + \underbrace{\left(\frac{\partial \mathcal{E}_p}{\partial \mathbf{q}} \right)^\top}_{\mathbf{G}(\mathbf{q})} \quad (2.4)$$

En posant

$$\begin{cases} \mathbf{D}(\mathbf{q}) = \frac{\partial}{\partial \dot{\mathbf{q}}} \left(\frac{\partial \mathcal{E}_c}{\partial \dot{\mathbf{q}}} \right)^\top \\ \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) \dot{\mathbf{q}} = \dot{\mathbf{D}}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) \dot{\mathbf{q}} - \left(\frac{\partial \mathcal{E}_c}{\partial \mathbf{q}} \right)^\top \\ \mathbf{G}(\mathbf{q}) = \left(\frac{\partial \mathcal{E}_p}{\partial \mathbf{q}} \right)^\top \end{cases}$$

nous pouvons nous ramener à l'Équation (2.3.2).

Équation 2.3.2: Modèle dynamique du modèle Sagittal

Le modèle dynamique du modèle Sagittal est

$$\mathbf{Q}_{\text{ext}} = \mathbf{D}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{G}(\mathbf{q})$$

où \mathbf{Q}_{ext} est le vecteur correspondant aux efforts mécaniques extérieurs qui ne dérivent pas d'une énergie potentielle, $\mathbf{D}(\mathbf{q})$ est la matrice d'inertie définie positive de taille 11×11 , $\mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$ est la matrice de taille 11×11 correspondant aux effets d'inertie et de Coriolis et $\mathbf{G}(\mathbf{q})$ le vecteur de taille 11×1 qui comporte les effets de pesanteur.

Calcul pratique de \mathbf{D} , \mathbf{C} , \mathbf{G}

Avec ce qui précède, il est possible de calculer les éléments des matrices \mathbf{D} et \mathbf{C} avec, pour tout $i \in \llbracket 1 ; 11 \rrbracket$, pour tout $j \in \llbracket 1 ; 11 \rrbracket$,

$$\begin{cases} D_{i,j} &= \frac{\partial}{\partial \dot{q}_i} \left(\frac{\partial \mathcal{E}_c}{\partial \dot{q}_j} \right) \\ C_{i,j} &= \sum_{k=1}^{11} c_{i,jk} \dot{q}_k \\ c_{i,jk} &= \frac{1}{2} \left(\frac{\partial D_{i,j}}{\partial q_k} + \frac{\partial D_{i,k}}{\partial q_j} - \frac{\partial D_{j,k}}{\partial q_i} \right) \end{cases} .$$

Pour le calcul du vecteur \mathbf{G} , il vient, pour tout $i \in \llbracket 1 ; 11 \rrbracket$,

$$G_i = \frac{\partial \mathcal{E}_p}{\partial \dot{q}_i} .$$

Cas des actions mécaniques extérieures \mathbf{Q}_{ext}

Nous distinguons deux types d'actions mécaniques extérieures qui s'appliquent sur le système et qui ne dérivent pas d'une énergie potentielle : les actions de contact \mathbf{Q}_{cont} ainsi que celles exercées par les moteurs \mathbf{Q}_{mot} .

Dans les deux cas, il est possible de les déterminer en utilisant le principe des travaux virtuels (voir Définition 2.3.3).

Définition 2.3.3: Actions mécaniques extérieures et travail virtuel

Une action mécanique extérieure est liée au travail qu'elle fournit par la relation

$$\delta W_{\text{ext}} = \mathbf{Q}_{\text{ext}}^{\top} \delta \mathbf{q}$$

Dans le cas des actions de contact, le travail virtuel du vecteur d'action mécanique de contact \mathbf{R}_{cont} sur un déplacement virtuel $\delta \mathbf{X}$ où \mathbf{X} est le vecteur qui définit la position du point de contact et l'orientation du corps auquel il appartient s'écrit $\delta W_{\text{cont}} = \mathbf{R}_{\text{cont}}^{\top} \delta \mathbf{X}$. On notera que, dans le plan, \mathbf{R}_{cont} et \mathbf{X} sont de taille 3×1 .

Définition 2.3.4: Jacobienne de contact

À une variation élémentaire du point de contact $\delta \mathbf{X}$ il est possible d'associer une variation élémentaire du vecteur des coordonnées généralisées $\delta \mathbf{q}$ par la relation

$$\delta \mathbf{X} = \mathbf{J}_{\text{cont}} \delta \mathbf{q}$$

où \mathbf{J}_{cont} est la matrice jacobienne du point de contact considéré, de taille 3×11 . Par définition, $\mathbf{J}_{\text{cont}} = \frac{\partial \mathbf{X}}{\partial \mathbf{q}}$.

En utilisant les Définitions 2.3.3 et 2.3.4, nous pouvons écrire

$$\mathbf{Q}_{\text{cont}}^{\top} \delta \mathbf{q} = \mathbf{R}_{\text{cont}}^{\top} \mathbf{J}_{\text{cont}} \delta \mathbf{q}.$$

Cette relation étant vraie quelque soit la variation élémentaire $\delta \mathbf{q}$, il vient que

$$\mathbf{Q}_{\text{cont}}^{\top} = \mathbf{R}_{\text{cont}}^{\top} \mathbf{J}_{\text{cont}}.$$

Finalement, en passant à la transposée,

$$\mathbf{Q}_{\text{cont}} = \mathbf{J}_{\text{cont}}^{\top} \mathbf{R}_{\text{cont}}.$$

Dans le cas des actions issues des moteurs, le travail virtuel du vecteur couple moteurs \mathbf{I}_{mot} sur un déplacement angulaire virtuel $\delta\boldsymbol{\theta}$ s'écrit $\delta W_{\text{mot}} = \mathbf{I}_{\text{mot}}^\top \delta\boldsymbol{\theta}$. On notera que, dans le cas de notre modèle, \mathbf{I}_{mot} et $\boldsymbol{\theta}$ sont de taille 8×1 .

Définition 2.3.5: Matrice d'actionnement

À une variation élémentaire du vecteur déplacement angulaire des moteurs $\delta\boldsymbol{\theta}$ il est possible d'associer une variation élémentaire du vecteur des coordonnées généralisées $\delta\mathbf{q}$ par la relation

$$\delta\boldsymbol{\theta} = \mathbf{B}^\top \delta\mathbf{q}$$

où \mathbf{B} est la matrice d'actionnement, de taille 11×8 . Par définition,

$$\mathbf{B} = \left(\frac{\partial \boldsymbol{\theta}}{\partial \mathbf{q}} \right)^\top .$$

En utilisant les Définitions 2.3.3 et 2.3.5, nous pouvons écrire

$$\mathbf{Q}_{\text{mot}}^\top \delta\mathbf{q} = \mathbf{I}_{\text{mot}}^\top \mathbf{B}^\top \delta\mathbf{q} .$$

Cette relation étant vraie quelque soit la variation élémentaire $\delta\mathbf{q}$, il vient que

$$\mathbf{Q}_{\text{mot}}^\top = \mathbf{I}_{\text{mot}}^\top \mathbf{B}^\top .$$

Finalement, en passant à la transposée,

$$\boxed{\mathbf{Q}_{\text{cont}} = \mathbf{B} \mathbf{I}_{\text{mot}}} .$$

Dans le cas de notre modèle Sagittal, la matrice d'actionnement s'écrit

$$B = \begin{bmatrix} 1 & -1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & -1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 1 & 0 & 0 & -1 & -1 \\ 0 & 0 & 0 & -1 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -1 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}. \quad (2.5)$$

La marche et le modèle d'impact

Dans le cas du mouvement de marche (Figure 2.6), tant que le modèle sagittal est en phase de simple appui, le modèle dynamique de la marche est celui de l'Équation 2.3.3.

Équation 2.3.3: Modèle dynamique (mouvement de marche)

Pour le mouvement de marche considéré, en phase de simple appui, le modèle dynamique s'écrit, avec $i = \{g\}$ si le pied gauche est en contact avec le sol ou $i = \{d\}$ sinon,

$$D(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) = B\Gamma + J_i^\top R_i$$

Les conditions de contact d'un pied avec le sol s'expriment à partir des positions des projections des points O_1 et O_2 sur la semelle de chaque pied.

$$\begin{cases} \mathbf{X}_g = \mathbf{X}(P_g) = \mathbf{c}_g \\ \mathbf{X}_d = \mathbf{X}(P_d) = \mathbf{c}_d \end{cases} \quad (2.6)$$

Les vecteurs \mathbf{c}_g et \mathbf{c}_d sont indépendants du temps, et les vecteurs \mathbf{X}_g et \mathbf{X}_d

sont définis par

$$\mathbf{X}_g = \begin{bmatrix} x_h + L_2 \sin(q_2) + L_1 \sin(q_1) + H_3 \sin(q_0) \\ y_h - L_2 \cos(q_2) - L_1 \cos(q_1) - H_3 \cos(q_0) \\ q_0 \end{bmatrix}$$

et

$$\mathbf{X}_d = \begin{bmatrix} x_h + L_4 \sin(q_4) + L_5 \sin(q_5) + H_3 \sin(q_6) \\ y_h - L_4 \cos(q_4) - L_5 \cos(q_5) - H_3 \cos(q_6) \\ q_6 \end{bmatrix}.$$

Les matrices jacobiennes de contact \mathbf{J}_g et \mathbf{J}_d s'écrivent alors, en utilisant la Définition 2.3.4,

$$\mathbf{J}_g = \begin{bmatrix} L_1 \cos(q_1) & L_2 \cos(q_2) & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & H_3 \cos(q_0) & 0 & 1 & 0 \\ L_1 \sin(q_1) & L_2 \sin(q_2) & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & H_3 \sin(q_0) & 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (2.7)$$

et

$$\mathbf{J}_d = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & L_4 \cos(q_4) & L_5 \cos(q_5) & 0 & 0 & 0 & H_3 \cos(q_6) & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & L_4 \sin(q_4) & L_5 \sin(q_5) & 0 & 0 & 0 & H_3 \sin(q_6) & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \end{bmatrix}. \quad (2.8)$$

À la fin de chaque phase de décélération de la jambe de transfert (Figure 2.6), c'est-à-dire aux instants $t \in \{\frac{T}{2}, T\}$, il y a un impact du pied sur le sol. S'en suit un changement de la jambe d'appui (États 1 et 3). Cet impact doit être pris en compte et vient compléter le modèle dynamique pour le mouvement de marche.

Il existe différents modèles d'impact dans la littérature. On y retrouve principalement des modèles d'impact élastique et des modèles d'impact rigide. Les premiers représentent certainement le mieux la phase d'impact dans le cas de la marche bipède. Néanmoins, ils font intervenir des paramètres supplémentaires caractéristiques de l'élasticité de l'interaction pied/sol dont on ne peut donner qu'une valeur empirique : ils sont donc plus difficilement réglables. Quant aux seconds, ils

sont plus simples à mettre en œuvre et répondent à des hypothèses plus fortes.

Pour le modèle Sagittal, nous utilisons un modèle d'impact inélastique. Nous posons les hypothèses suivantes :

1. La phase d'impact est instantanée, autrement dit l'impact a lieu sur une durée infinitésimale ;
2. Les deux corps qui subissent l'impact sont non déformables ;
3. Les efforts de réactions du sol pendant l'impact sont impulsionnels $\delta \mathbf{R}$;
4. Les couples musculaires, les forces centrifuge et de Coriolis restent bornés au moment de l'impact ;
5. L'impact se fait sans rebond ni glissement.

Sous ces hypothèses, supposons que le pied gauche est le pied d'appui et que nous souhaitons modéliser l'impact du pied droit sur le sol (le raisonnement est analogue si on permute le rôle des pieds gauche et droit). Autrement dit, nous nous plaçons en fin de phase de décélération, juste avant d'entrer dans l'état 1 (voir Figure 2.6), à $t = T$. Au moment de l'impact, le modèle dynamique est, compte tenu de l'hypothèse 3,

$$\mathbf{D}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{G}(\mathbf{q}) = \mathbf{B}\boldsymbol{\Gamma} + \mathbf{J}_g^\top \mathbf{R}_g + \mathbf{J}_d^\top \delta \mathbf{R}. \quad (2.9)$$

En notant T^+ l'instant après impact, T^- l'instant avant impact, il vient, par intégration de l'équation précédente,

$$\int_{T^-}^{T^+} (\mathbf{D}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{G}(\mathbf{q})) dt = \int_{T^-}^{T^+} (\mathbf{B}\boldsymbol{\Gamma} + \mathbf{J}_g^\top \mathbf{R}_g + \mathbf{J}_d^\top \delta \mathbf{R}) dt. \quad (2.10)$$

L'objectif est de déterminer la limite de cette équation lorsque $T^+ - T^- \rightarrow 0$. L'hypothèse 5 se traduit par la relation $\mathbf{q}(T^-) = \mathbf{q}(T^+)$. En utilisant cette remarque ainsi que l'hypothèse 4, alors

$$\left\{ \begin{array}{l} \lim_{T^- \rightarrow T^+} \int_{T^-}^{T^+} \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) dt = 0 \\ \lim_{T^- \rightarrow T^+} \int_{T^-}^{T^+} \mathbf{G}(\mathbf{q}) dt = 0 \\ \lim_{T^- \rightarrow T^+} \int_{T^-}^{T^+} \mathbf{B}\mathbf{\Gamma} dt = 0 \\ \lim_{T^- \rightarrow T^+} \int_{T^-}^{T^+} \mathbf{J}_g^\top \mathbf{R}_g dt = 0 \end{array} \right. . \quad (2.11)$$

Sachant que $\mathbf{D}(\mathbf{q}^-) = \mathbf{D}(\mathbf{q}^+)$, alors, en notant $\dot{\mathbf{q}}^-$ le vecteur vitesse avant impact et $\dot{\mathbf{q}}^+$ le vecteur vitesse après impact,

$$\lim_{T^- \rightarrow T^+} \int_{T^-}^{T^+} \mathbf{D}(\mathbf{q}) \ddot{\mathbf{q}} dt = \mathbf{D}(\mathbf{q}) (\dot{\mathbf{q}}^+ - \dot{\mathbf{q}}^-) . \quad (2.12)$$

D'après l'hypothèse 3, l'effort de réaction $\delta \mathbf{R}$ est impulsionnel d'où le fait que

$$\int_{T^-}^{T^+} \delta \mathbf{R} dt = \mathbf{I}_R \quad (2.13)$$

où \mathbf{I}_R correspond à l'amplitude de l'effort impulsionnel $\delta \mathbf{R}$.

Finalement, le modèle d'impact qui en résulte est

$$\boxed{\mathbf{D}(\mathbf{q}) (\dot{\mathbf{q}}^+ - \dot{\mathbf{q}}^-) = \mathbf{J}_d^\top \mathbf{I}_R} . \quad (2.14)$$

Physiquement, cette équation exprime le fait qu'un impact entre deux solides indéformables est associé nécessairement à une discontinuité des vitesses avant/après impact.

Après l'impact, le pied droit reste en contact avec le sol, sans rebond ni glissement (hypothèse 5). Cette condition se traduit par l'équation

$$\mathbf{X}_d^+ = \mathbf{X}(\text{P}_d)^+ = \mathbf{c}_d$$

où \mathbf{c}_d est un vecteur indépendant du temps.

Par dérivation temporelle, il vient

$$\dot{\mathbf{X}}_d^+ = \mathbf{0}.$$

Et, avec la Définition 2.3.4 de la matrice Jacobienne de contact,

$$\boxed{\mathbf{J}_d \dot{\mathbf{q}}^+ = \mathbf{0}}. \quad (2.15)$$

En réécrivant l'Équation (2.14) et l'Équation (2.15), le système

$$\begin{cases} \mathbf{D}(\mathbf{q})\dot{\mathbf{q}}^+ - \mathbf{J}_d^\top \mathbf{I}_R = \mathbf{D}(\mathbf{q})\dot{\mathbf{q}}^- \\ \mathbf{J}_d \dot{\mathbf{q}}^+ = \mathbf{0} \end{cases}$$

peut s'écrire sous la forme matricielle par bloc suivante.

$$\underbrace{\begin{bmatrix} \mathbf{D}(\mathbf{q}) & | & -\mathbf{J}_d^\top \\ \hline \mathbf{J}_d & | & \mathbf{0}_{3 \times 3} \end{bmatrix}}_{\mathbf{M}} \begin{bmatrix} \dot{\mathbf{q}}^+ \\ \mathbf{I}_R \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{D}(\mathbf{q}) \\ \hline \mathbf{0}_{3 \times 3} \end{bmatrix} \dot{\mathbf{q}}^-.$$

En posant

$$\mathbf{M} = \begin{bmatrix} \mathbf{D}(\mathbf{q}) & | & -\mathbf{J}_d^\top \\ \hline \mathbf{J}_d & | & \mathbf{0}_{3 \times 3} \end{bmatrix}$$

et sous réserve que cette matrice est inversible (c'est le cas en pratique), il vient

$$\begin{bmatrix} \dot{\mathbf{q}}^+ \\ \mathbf{I}_R \end{bmatrix} = \mathbf{M}^{-1} \begin{bmatrix} \mathbf{D}(\mathbf{q}) \\ \hline \mathbf{0}_{3 \times 3} \end{bmatrix} \dot{\mathbf{q}}^-. \quad (2.16)$$

À partir de la vitesse avant impact $\dot{\mathbf{q}}^-$ et du modèle dynamique, nous pouvons calculer la vitesse après impact $\dot{\mathbf{q}}^+$ ainsi que l'amplitude de l'impulsion \mathbf{I}_R .

Les résultats précédents permettent de définir le modèle d'impact pour le modèle Sagittal (Équation 2.3.4).

Équation 2.3.4: Modèle d'impact pour le modèle Sagittal

Le modèle d'impact considéré pour le modèle Sagittal traduit un impact rigide entre le pied et le sol supposés indéformables. Si i désigne le pied qui subit l'impact, le modèle d'impact s'écrit sous la forme

$$\begin{cases} D(\mathbf{q})\dot{\mathbf{q}}^+ - \mathbf{J}_i^\top \mathbf{I}_R = D(\mathbf{q})\dot{\mathbf{q}}^- \\ \mathbf{J}_i \dot{\mathbf{q}}^+ = \mathbf{0} \end{cases}$$

ou encore sous la forme matricielle

$$\begin{bmatrix} \dot{\mathbf{q}}^+ \\ \mathbf{I}_R \end{bmatrix} = M^{-1} \begin{bmatrix} D(\mathbf{q}) \\ \mathbf{0}_{3 \times 3} \end{bmatrix} \dot{\mathbf{q}}^-$$

avec

$$M = \begin{bmatrix} D(\mathbf{q}) & | & -\mathbf{J}_d^\top \\ \mathbf{J}_d & | & \mathbf{0}_{3 \times 3} \end{bmatrix}.$$

Le squat

Dans le cas du mouvement de squat (Figure 2.3), le modèle sagittal a un contact avec le sol de type double appui, quel que soit l'état considéré.

Équation 2.3.5: Modèle dynamique (mouvement de squat)

Pour le mouvement de squat considéré, le modèle dynamique s'écrit

$$D(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + C(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + G(\mathbf{q}) = B\Gamma + \mathbf{J}_g^\top \mathbf{R}_g + \mathbf{J}_d^\top \mathbf{R}_d.$$

Les matrices jacobienne de contact \mathbf{J}_g et \mathbf{J}_d sont les mêmes que dans le cas de la marche (voir Équation (2.7)).

2.4 Obtention de trajectoires de marche par optimisation sous contraintes

Dans la partie précédente, nous avons mis en place le modèle dynamique du système Sagittal. Nous allons dans cette partie l'exploiter en vue d'obtenir des trajectoires de marche optimales vis-à-vis d'un critère. Dans cette partie, le balancement des bras n'a pas été pris en compte. Ainsi, le vecteur des coordonnées généralisées est $\mathbf{q} = [\mathbf{q}_a^\top, x_h, y_h]^\top$ avec $\mathbf{q}_a = [q_1, q_2, q_3, q_4, q_5, q_0, q_6]^\top$, de taille 7×1 .

2.4.1 Conditions de cyclicité

Dans le cas d'un mouvement cyclique (voir Figure 2.1), des conditions géométriques peuvent être déduites de l'étude des états du cycle. Par exemple, du fait que la posture initiale et la posture finale sont identiques, la nature cyclique d'un mouvement impose $\mathbf{q}(t = 0) = \mathbf{q}(t = T)$ et $\dot{\mathbf{q}}(t = 0) = \dot{\mathbf{q}}(t = T)$. L'étude des conditions de cyclicité d'un mouvement permet de simplifier son modèle et d'identifier les variables pertinentes qui permettent de décrire le cycle.

Dans le cas de la marche (voir Figure 2.6), nous pouvons étudier le cycle sur une moitié (de l'état 1 à l'état 3). En effet, dans l'hypothèse où la démarche est symétrique, nous pouvons déduire les trajectoires de marche de l'état 3 à l'état 1 à partir des trajectoires de marche de l'état 1 à l'état 3 en permutant les rôles joués par le pied gauche et le pied droit. La décomposition de la première moitié du cycle est détaillée Figure 2.11.

L'étude des symétries nous permet de faire l'hypothèse que l'état 2 se produit à l'instant $\frac{T}{4}$. Par ailleurs, les vecteurs des positions et des vitesses articulaires à $t = 0$ (respectivement \mathbf{q}_a^0 et $\dot{\mathbf{q}}_a^0$) peuvent être déduits des vecteurs articulaires à $t = \frac{T}{2}$ (respectivement \mathbf{q}_a^f et $\dot{\mathbf{q}}_a^f$) :

$$\begin{cases} \mathbf{q}_a^0 = [q_5^f, q_4^f, q_3^f, q_2^f, q_1^f, q_6^f, q_0^f]^\top \\ \dot{\mathbf{q}}_a^0 = [\dot{q}_5^f, \dot{q}_4^f, \dot{q}_3^f, \dot{q}_2^f, \dot{q}_1^f, \dot{q}_6^f, \dot{q}_0^f]^\top \end{cases} \quad (2.17)$$

À $t = \frac{T}{2}$, la connaissance de (x_h^f, y_h^f) permet de déterminer sans ambiguïté les positions $q_1^f, q_2^f, q_4^f, q_5^f$ (voir Section 2.4.2). Inversement, les positions q_1^f, q_2^f (ou

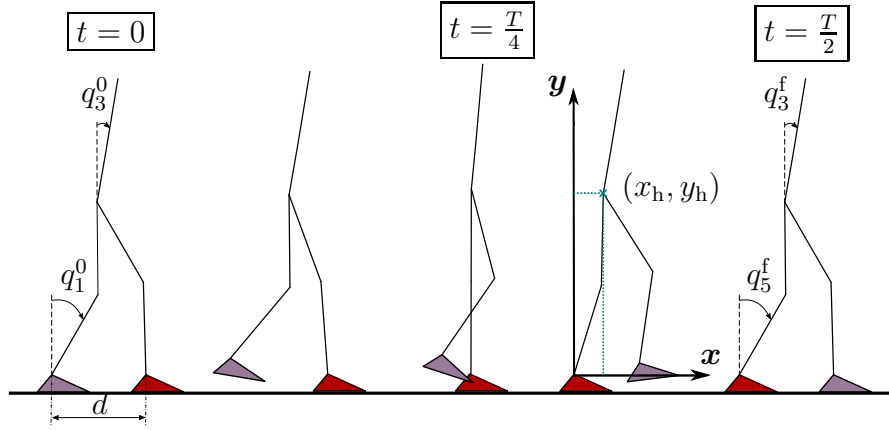


FIGURE 2.11 – Conditions de cyclicité pour la marche.

q_4^f, q_5^f) et les vitesses \dot{q}_1^f, \dot{q}_2^f (ou \dot{q}_4^f, \dot{q}_5^f) permettent de déterminer la position (x_h^f, y_h^f) et la vitesse $(\dot{x}_h^f, \dot{y}_h^f)$ du bassin. On notera qu'à cet instant, $q_0^f = q_6^f = 0$.

Ces remarques permettent de réduire le nombre d'inconnues du problème et d'identifier les paramètres pertinents pour décrire le cycle de marche :

- La position de la hanche (x_h^f, y_h^f) à $t = \frac{T}{2}$,
- La longueur du pas d ,
- La position du tronc q_3^f à $t = \frac{T}{2}$,
- Les vitesses articulaires $\dot{\mathbf{q}}_a^f$ à $t = \frac{T}{2}$,
- Les positions articulaires $\mathbf{q}_a^{\text{int}}$ à $t = \frac{T}{4}$,
- Le temps du cycle T .

2.4.2 Modèle géométrique inverse

À $t = \{0, \frac{T}{2}\}$ (voir Figure 2.11), il y a un double appui instantané. À cet instant, les pieds ont une configuration telle que $q_0^f = q_6^f = 0$. La position de la hanche repérée par le point B (x_h^f, y_h^f) vérifie alors les systèmes

$$\begin{cases} x_h^f = -L_1 \sin(q_1^f) - L_2 \sin(q_2^f) \\ y_h^f = L_1 \cos(q_1^f) + L_2 \cos(q_2^f) + H_p \end{cases} \quad (2.18)$$

et

$$\begin{cases} x_h^f + L_4 \sin(q_4^f) + L_5 \sin(q_5^f) = d \\ y_h^f - L_4 \cos(q_4^f) - L_5 \cos(q_5^f) - H_p = 0 \end{cases} . \quad (2.19)$$

Sachant que

$$\cos^2(q_1^f) + \sin^2(q_1^f) = 1 , \quad (2.20)$$

le système de l'Équation (2.18) implique

$$\underbrace{2L_2 x_h^f \sin(q_2^f)}_X - \underbrace{2L_2 (y_h^f - H_p) \cos(q_2^f)}_Y = \underbrace{L_1^2 - L_2^2 - (x_h^f)^2 - (y_h^f - H_p)^2}_Z . \quad (2.21)$$

En posant

$$\begin{cases} X = 2L_2 x_h^f \\ Y = -2L_2 (y_h^f - H_p) \\ Z = L_1^2 - L_2^2 - (x_h^f)^2 - (y_h^f - H_p)^2 \end{cases} , \quad (2.22)$$

l'équation à résoudre est de la forme

$$X \sin(q_2^f) + Y \cos(q_2^f) = Z . \quad (2.23)$$

En remaniant l'Équation (2.23) et en l'élevant au carré, puis en utilisant l'identité trigonométrique (voir Équation (2.20)), le système

$$\begin{cases} (X \sin(q_2^f))^2 = (Z - Y \cos(q_2^f))^2 \\ \sin^2(q_2^f) = 1 - \cos^2(q_2^f) \end{cases} \quad (2.24)$$

peut se ramener à une équation polynomiale d'ordre deux en $\cos(q_2^f)$:

$$(X^2 + Y^2) \cdot (\cos(q_2^f))^2 + (-2ZY) \cdot \cos(q_2^f) + (Z^2 - X^2) = 0 . \quad (2.25)$$

Des solutions réelles existent si la condition suivante est respectée :

$$\boxed{X^2 + Y^2 - Z^2 \geq 0} . \quad (2.26)$$

Physiquement, cette condition traduit le fait que le point B (x_h^f, y_h^f) est un point atteignable pour le bassin compte tenu des longueurs de jambe du modèle sagittal.

Dans ce cas, les solutions de l'Équation (2.25) s'expriment sous la forme, avec $\epsilon = \pm 1$,

$$\boxed{\cos(q_2^f) = \frac{YZ + \epsilon X \sqrt{X^2 + Y^2 - Z^2}}{X^2 + Y^2}}. \quad (2.27)$$

De manière analogue à l'Équation (2.25), nous pouvons obtenir une équation polynomiale d'ordre deux en $\sin(q_2^f)$ en réarrangeant les termes du système de l'Équation (2.24). Sous la même condition (voir Équation (2.26)), les solutions à l'équation obtenue sont

$$\boxed{\sin(q_2^f) = \frac{XZ + \epsilon Y \sqrt{X^2 + Y^2 - Z^2}}{X^2 + Y^2}}. \quad (2.28)$$

Nous retrouvons les solutions obtenues par la méthode de Paul [Pau81]. Le choix de la solution se fait compte tenu des butées articulaires du modèle sagittal : une seule valeur de ϵ permet d'obtenir une configuration du bipède physiquement acceptable.

Avec les Équations (2.27) et (2.28), l'angle q_2^f est déterminé sans ambiguïté. En reprenant le système de l'Équation (2.18), l'angle q_1^f est solution du système de l'Équation (2.29)

$$\begin{cases} L_1 \sin(q_1^f) = -x_h^f - L_2 \sin(q_2^f) \\ L_1 \cos(q_1^f) = y_h^f - H_p - L_2 \cos(q_2^f) \end{cases}, \quad (2.29)$$

soit

$$\boxed{q_1^f = \arctan \left(\frac{-x_h^f - L_2 \sin(q_2^f)}{y_h^f - H_p - L_2 \cos(q_2^f)} \right)}. \quad (2.30)$$

La même méthode est utilisée pour déterminer les angles q_4^f et q_5^f du système de l'Équation (2.19).

2.4.3 Définition des trajectoires

Nous cherchons à présent à déterminer l'ensemble des trajectoires articulaires $\mathcal{T} : t \mapsto \mathbf{q}_a(t)$. D'après l'étude de la Figure 2.11, les postures prises aux instants $t = \{0, \frac{T}{4}, \frac{T}{2}\}$ imposent des conditions temporelles à \mathcal{T} . D'autre part, nous souhaitons maîtriser les vitesses articulaires correspondant aux instants $t = \{0, \frac{T}{2}\}$. Aussi, l'idée est de pouvoir déterminer \mathcal{T} à partir de ces cinq conditions. C'est pourquoi nous cherchons une solution dans la famille des polynômes d'ordre cinq (voir Équation (2.4.1)).

Équation 2.4.1: Trajectoires articulaires

L'ensemble des trajectoires \mathcal{T} pour le mouvement de marche considéré est de la forme

$$\mathbf{q}_a(t) = \mathbf{a}_0 + \mathbf{a}_1 t + \mathbf{a}_2 t^2 + \mathbf{a}_3 t^3 + \mathbf{a}_4 t^4$$

où $\mathbf{a}_0, \mathbf{a}_1, \mathbf{a}_2, \mathbf{a}_3, \mathbf{a}_4$ sont des vecteurs à déterminer, de taille 7×1 .

À partir de l'Équation (2.4.1), les vitesses généralisées sont obtenues par dérivation temporelle :

$$\dot{\mathbf{q}}_a(t) = \mathbf{a}_1 + 2\mathbf{a}_2 t + 3\mathbf{a}_3 t^2 + 4\mathbf{a}_4 t^3. \quad (2.31)$$

En utilisant les cinq conditions suivantes,

$$\left\{ \begin{array}{l} \mathbf{q}_a(0) = \mathbf{q}_a^0 \\ \dot{\mathbf{q}}_a(0) = \dot{\mathbf{q}}_a^0 \\ \mathbf{q}_a(\frac{T}{4}) = \mathbf{q}_a^{\text{int}} \\ \mathbf{q}_a(\frac{T}{2}) = \mathbf{q}_a^{\text{f}} \\ \dot{\mathbf{q}}_a(\frac{T}{2}) = \dot{\mathbf{q}}_a^{\text{f}} \end{array} \right. \quad (2.32)$$

nous obtenons le système :

$$\begin{cases} \mathbf{q}_a^0 &= \mathbf{a}_0 \\ \dot{\mathbf{q}}_a^0 &= \mathbf{a}_1 \\ \mathbf{q}_a^{\text{int}} &= \mathbf{a}_0 + \left(\frac{T}{4}\right) \cdot \mathbf{a}_1 + \left(\frac{T}{4}\right)^2 \cdot \mathbf{a}_2 + \left(\frac{T}{4}\right)^3 \cdot \mathbf{a}_3 + \left(\frac{T}{4}\right)^4 \cdot \mathbf{a}_4 \\ \mathbf{q}_a^f &= \mathbf{a}_0 + \left(\frac{T}{2}\right) \cdot \mathbf{a}_1 + \left(\frac{T}{2}\right)^2 \cdot \mathbf{a}_2 + \left(\frac{T}{2}\right)^3 \cdot \mathbf{a}_3 + \left(\frac{T}{2}\right)^4 \cdot \mathbf{a}_4 \\ \dot{\mathbf{q}}_a^f &= \mathbf{a}_1 + 2 \cdot \left(\frac{T}{2}\right) \cdot \mathbf{a}_2 + 3 \cdot \left(\frac{T}{2}\right)^2 \cdot \mathbf{a}_3 + 4 \cdot \left(\frac{T}{2}\right)^3 \cdot \mathbf{a}_4 \end{cases} \quad (2.33)$$

Ce système peut s'écrire sous la forme matricielle suivante, pour tout $i \in \llbracket 1 ; 7 \rrbracket$,

$$\underbrace{\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 1 & \frac{T}{4} & \left(\frac{T}{4}\right)^2 & \left(\frac{T}{4}\right)^3 & \left(\frac{T}{4}\right)^4 \\ 1 & \frac{T}{2} & \left(\frac{T}{2}\right)^2 & \left(\frac{T}{2}\right)^3 & \left(\frac{T}{2}\right)^4 \\ 0 & 1 & 2 \cdot \left(\frac{T}{2}\right) & 3 \cdot \left(\frac{T}{2}\right)^2 & 4 \cdot \left(\frac{T}{2}\right)^3 \end{bmatrix}}_{\mathbf{T}} \begin{bmatrix} \mathbf{a}_0(i) \\ \mathbf{a}_1(i) \\ \mathbf{a}_2(i) \\ \mathbf{a}_3(i) \\ \mathbf{a}_4(i) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{q}_a^{\text{cond}}(i) \\ \mathbf{q}_a^0(i) \\ \dot{\mathbf{q}}_a^0(i) \\ \mathbf{q}_a^{\text{int}}(i) \\ \mathbf{q}_a^f(i) \\ \dot{\mathbf{q}}_a^f(i) \end{bmatrix}. \quad (2.34)$$

Si $T > 0$, la matrice \mathbf{T} est inversible. Nous pouvons dans ce cas calculer le vecteur $\mathbf{a}(i)$, pour tout $i \in \llbracket 1 ; 7 \rrbracket$:

$$\boxed{\mathbf{a}(i) = \mathbf{M}^{-1} \mathbf{q}_a^{\text{cond}}(i)}. \quad (2.35)$$

2.4.4 Formulation du problème d'optimisation

Nous avons identifié, grâce aux conditions de cyclicité, des paramètres qui permettent de définir totalement le mouvement de marche (voir Section 2.4.1). Ces paramètres, rappelés sur la Figure 2.12, constituent les variables d'optimisation pour le cycle de marche défini.

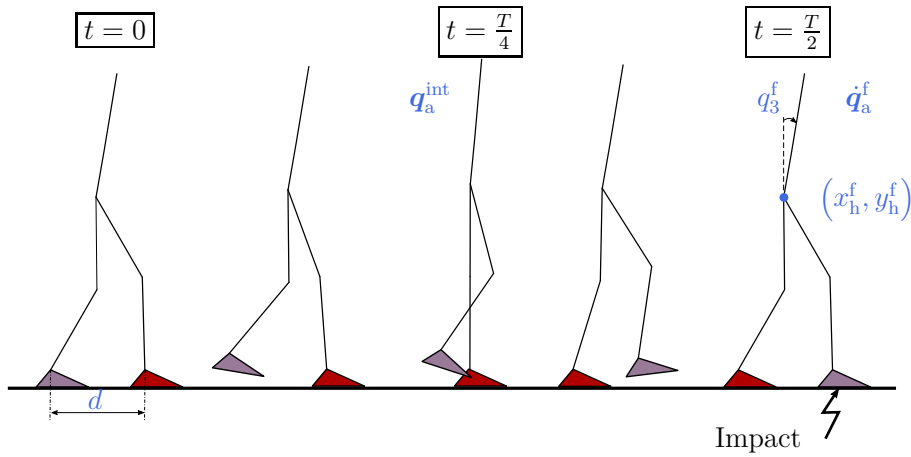


FIGURE 2.12 – Variables d’optimisation pour le cycle de marche (en bleu).

Définition 2.4.1: Variables d’optimisation pour la marche

Pour le mouvement de marche considéré, les variables d’optimisation sont regroupées dans le vecteur

$$\mathbf{v} = \left(d, x_h^f, y_h^f, q_3^f, \left(\dot{\mathbf{q}}_a^f \right)^\top, \left(\mathbf{q}_a^{\text{int}} \right)^\top \right)^\top$$

À un jeu de variables donné correspond un unique cycle. Étant donné qu’il existe une infinité de jeux de variables candidats, nous avons besoin d’un critère pour décider. Ce critère est aussi appelé fonction de coût (voir Définition 2.4.2).

Définition 2.4.2: Fonction de coût

Une fonction de coût est une fonction du type

$$\mathcal{J} : \mathbf{v} \mapsto \mathcal{J}(\mathbf{v})$$

où \mathbf{v} est le vecteur des paramètres à optimiser. Elle peut faire intervenir n’importe quelle donnée du problème. Son rôle est de quantifier le coût d’un mouvement.

Pour déterminer des trajectoires de marche, nous avons utilisé deux fonctions de coût différentes. La première est le critère sthénique. Très utilisé dans la génération de trajectoires de robots marcheurs [CA01; MCA03; TCA09; 10; HAC12], il est lié à la valeur moyenne quadratique des couples \mathbf{F} :

$$\boxed{\mathcal{J}_s(\mathbf{v}) = \frac{1}{Mgd} \int_0^{\frac{T}{2}} \mathbf{F}(\mathbf{v})^\top \mathbf{F}(\mathbf{v}) dt}. \quad (2.36)$$

où M est la masse totale du modèle Sagittal, g l'accélération de la pesanteur et d la longueur du pas réalisé. Le fait que la longueur du pas intervienne au dénominateur permet d'éviter la solution pour laquelle $d = 0$.

Un second critère est l'effort dynamique normalisé [XAA11] :

$$\boxed{\mathcal{J}_{\text{edn}}(\mathbf{v}) = \int_0^{\frac{T}{2}} \left(\frac{\mathbf{F}(\mathbf{v})}{|\Gamma_{\text{max}}|} \right)^\top \left(\frac{\mathbf{F}(\mathbf{v})}{|\Gamma_{\text{max}}|} \right) dt}. \quad (2.37)$$

La Figure 2.13 illustre comment le calcul du critère sthénique \mathcal{J}_s est réalisé à partir d'un jeu de variables d'optimisation. L'utilisation du modèle géométrique inverse, du modèle d'impact (voir Équation (2.3.4)) et des conditions de cyclabilité (voir Équation (2.1.7)) permettent de définir les trajectoires articulaires (voir Section 2.4.3). Le modèle dynamique (voir Équation (2.3.3)) permet ensuite de calculer les couples \mathbf{F} nécessaires au calcul du critère \mathcal{J}_s (voir Équation (2.3.6)). L'intérêt est de choisir le jeu de variables qui minimise ce critère. Nous formulons donc un problème d'optimisation (voir Équation (2.4.2)).

Équation 2.4.2: Formulation du problème

Pour déterminer le jeu de variables qui minimise le critère \mathcal{J} , le problème d'optimisation sous contraintes se formule comme suit, n_c étant le nombre total de contraintes.

$$\mathbf{v}^* = \begin{cases} \min_{\mathbf{v}} \mathcal{J}(\mathbf{v}) \\ C_i(\mathbf{v}) \leq 0 \quad \text{pour tout } i \in \llbracket 1; n_c \rrbracket. \end{cases}$$

Les contraintes C_i sont définies à la Section 2.4.5.

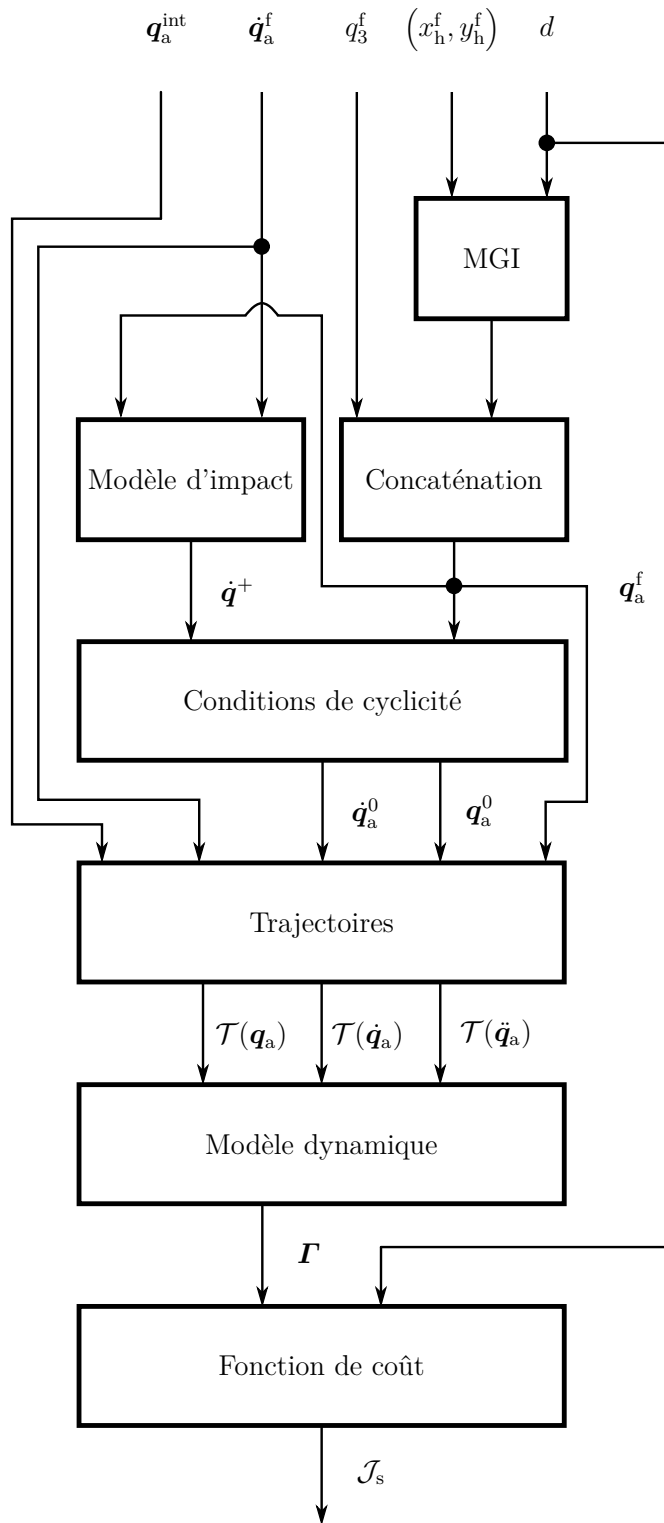


FIGURE 2.13 – Calcul de la fonction de coût \mathcal{J}_s (voir Équation (2.36)) à partir d'un jeu de variables d'optimisation en utilisant le modèle d'impact (voir Équation (2.3.4)), les conditions de cyclicité (voir Équation (2.17)), les trajectoires (voir Section 2.4.3), le modèle dynamique (voir Équation (2.3.3)). On notera que $\dot{\mathbf{q}}^- = \dot{\mathbf{q}}^f$.

2.4.5 Les contraintes du problème d'optimisation

Pour satisfaire le problème d'optimisation formulé à l'Équation (2.4.2), des contraintes sous la forme d'inégalités doivent être vérifiées. Elles traduisent des conditions physiques à respecter et sont moins strictes que des contraintes d'égalité. Si elles ne sont pas respectées, le jeu de variable \mathbf{v} est refusé. Dans le cas de notre modèle Sagittal en mouvement de marche, un certain nombre d'inégalités sont à respecter.

Contraintes de non hyperextension

Les contraintes de non hyperextension sont des contraintes géométriques qui traduisent les limites articulaires du genou. Elles s'écrivent, pour tout $t \in [0; \frac{T}{2}]$,

$$\begin{cases} q_5(t) - q_4(t) \leq 0 \\ q_1(t) - q_2(t) \leq 0 \end{cases} . \quad (2.38)$$

Contrainte sur le centre de pression (ou CoP)

L'action du sol sur le pied $i \in \{g, d\}$ se traduit par le torseur mécanique \mathbf{R}_i dont l'expression est, au point P_i ,

$$\mathbf{R}_i = \begin{bmatrix} R_i^x \\ R_i^y \\ M_{R,i} \end{bmatrix} . \quad (2.39)$$

Il existe un point particulier, appelé centre de pression CoP_i , pour lequel le moment de réaction du sol est nul. Sa position sur la semelle du pied i peut être déterminée en exprimant d'abord l'équilibre statique de celui-ci (voir Figure 2.14). Le pied i est soumis à son poids \mathbf{P}_i , la réaction du sol \mathbf{R}_i ainsi qu'au couple de la cheville Γ_i . Le théorème du moment statique appliqué au point O_i qui correspond à la cheville, en projection suivant l'axe \mathbf{z} , donne

$$\Gamma_j + M_{R,i} + [(\mathbf{X}(P_i) - \mathbf{X}(O_i)) \wedge \mathbf{R}_i + (\mathbf{X}(G_i) - \mathbf{X}(O_i)) \wedge \mathbf{P}_i] \cdot \mathbf{z} = 0 . \quad (2.40)$$

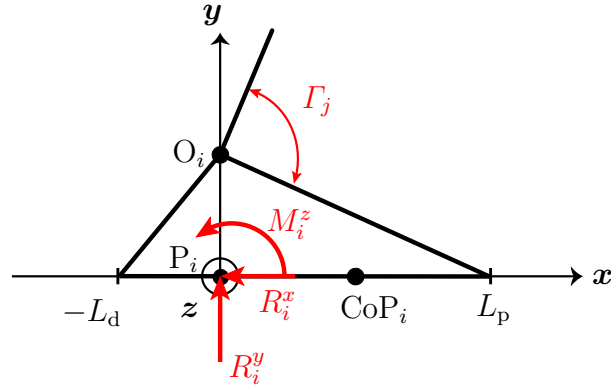


FIGURE 2.14 – Bilan des actions mécaniques qui s'appliquent sur le pied $i \in \{g, d\}$. Si c'est le pied gauche, $j = 1$, sinon $j = 6$.

Puis, par définition du centre de pression, il y a

$$M_{R,i} + [(\mathbf{X}(P_i) - \mathbf{X}(\text{CoP}_i)) \wedge \mathbf{R}_i] \cdot \mathbf{z} = 0. \quad (2.41)$$

Des Équations (2.40) et (2.41), il en résulte la position du CoP sur la semelle du pied d'appui i :

$$x_{\text{CoP},i} = \frac{\Gamma_i + m_i g \text{sp}_x - H_p R_i^x}{R_i^y}. \quad (2.42)$$

Le calcul de la position du centre de pression permet de vérifier l'équilibre statique du pied. À la limite du déséquilibre, le centre de pression se trouve sur le talon ou sur le bout de l'orteil. La condition d'équilibre statique peut s'exprimer avec l'inégalité de l'Équation (2.43).

$$-L_d \leq x_{\text{CoP},i} \leq L_f \quad (2.43)$$

Contraintes de non décollement du pied d'appui

En phase de simple appui, le pied ne doit pas décoller du sol. Cela se traduit par le fait que la composante verticale de la réaction du sol sur le pied d'appui ne peut pas être inférieure ou égale à 0 : pour tout $t \in [0; \frac{T}{2}]$,

$$R^y(t) > 0. \quad (2.44)$$

Contraintes d'adhérence

La contrainte d'adhérence traduit le fait qu'il ne peut pas y avoir de glissement des pieds sur le sol. Autrement dit, pour chaque pied et pour tout $t \in [0; \frac{T}{2}]$,

$$|R^x(t)| \leq \mu |R^y(t)| \quad (2.45)$$

où μ est le coefficient de frottement dépendant uniquement de la nature des matériaux en contact.

D'autres contraintes ont été ajoutées pour éliminer des solutions physiquement non acceptables : la non pénétration des pieds dans le sol, le décollement du pied de transfert en milieu de cycle, l'orientation du pied de transfert juste avant l'impact.

2.4.6 Trajectoires de marche

L'algorithme utilisé pour résoudre le problème d'optimisation (voir Équation 2.4.2) sous contraintes est un algorithme d'optimisation quadratique successive (en anglais *Sequential Quadratic Programming*, ou encore SQP). Implémenté sous Matlab[®] sous le nom de `fmincon`, la fonction est basée sur une méthode quasi-Newton. À partir d'un candidat initial \mathbf{v}_0 proposé par l'utilisateur de la fonction, elle permet, à chaque itération, de choisir un nouveau jeu de variables \mathbf{v}_n , n désignant le nombre d'itérations, de sorte à se rapprocher d'un minimum local de la fonction \mathcal{J} . Le calcul de $\mathcal{J}(\mathbf{v}_n)$ est réalisé pour chaque itération en utilisant la méthode de la Figure 2.13.

Nous posons l'hypothèse dans cette partie que lorsqu'un individu réalise des mouvements de marche, il minimise naturellement le critère sthénique \mathcal{J}_s (voir Équation (2.36)). Dans ce cas, nous cherchons à résoudre le problème d'optimisation (voir Équation (2.4.2)) en utilisant cette fonction de coût. La Figure 2.15 est obtenue de cette façon, pour une vitesse de marche imposée $v = 1 \text{ m s}^{-1}$. Si le mouvement de marche obtenu semble cohérent physiquement, il est difficile de juger de la qualité de la solution. En effet, l'inconvénient majeur de cette méthode est que, si la fonction à minimiser possède plusieurs minima locaux, elle risque de bloquer sur un de ces minima sans déterminer le minimum global.

Pour réduire la sensibilité de la méthode aux conditions initiales, nous l'uti-

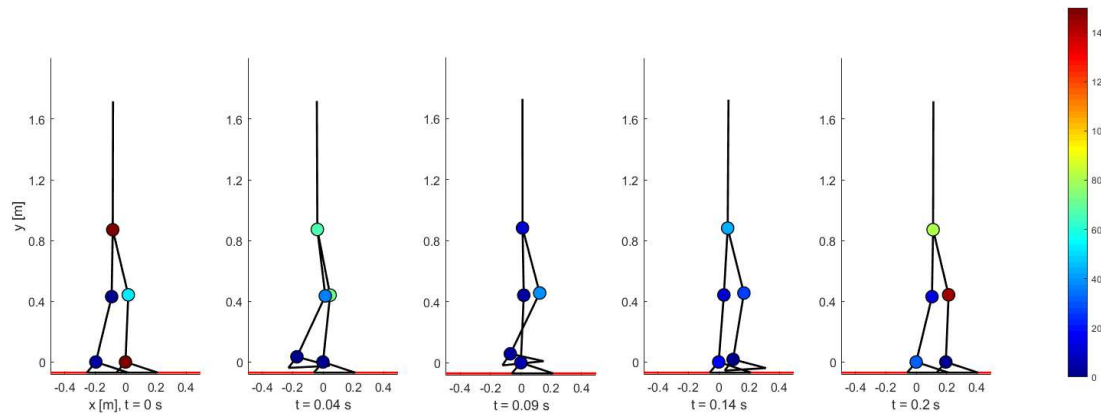


FIGURE 2.15 – Mouvement de marche obtenu en minimisant \mathcal{J}_s , à une vitesse de marche $v = 1 \text{ m s}^{-1}$. La graduation en couleur concerne les couples articulaires, en $[\text{N m}]$.

lisons dans une boucle. Celle-ci consiste à faire varier la vitesse de marche de $v_{\min} = 0,2 \text{ m s}^{-1}$ à $v_{\max} = 1,4 \text{ m s}^{-1}$, par incrément de $\Delta v = 0,1 \text{ m s}^{-1}$. À chaque itération, la fonction `fmincon` est appelée en utilisant comme condition initiale le jeu de variables issu de l'optimisation précédente. Nous obtenons de cette façon les points représentés par des cercles bleus sur la Figure 2.16 qui donne l'évolution du critère \mathcal{J}_s et de la longueur du pas d en fonction de la vitesse de marche v . Sur le même principe, une deuxième passe est réalisée en décrémentant la vitesse de marche de $\Delta v = -0,1 \text{ m s}^{-1}$ (points représentés par des « + » de couleur orange). Enfin, une troisième passe est réalisée avec des incréments de $\Delta v = 0,1 \text{ m s}^{-1}$, toujours sur le même principe (points représentés par des « × » de couleur violette). Si dans le cas de la première passe l'évolution de la courbe $\mathcal{J}_s(v)$ n'est pas monotone, la séquence de points obtenus avec la troisième passe l'est. Par ailleurs, les points obtenus au cours de la troisième passe sont stables vis-à-vis des conditions initiales testées. Cela ne garantit tout de même pas que les solutions obtenues correspondent à des minima globaux. Les solutions obtenues restent cohérentes par rapport à l'observation de la marche humaine : la longueur de pas augmente si l'humain augmente sa vitesse de marche. Il en est de même pour l'énergie musculaire dépensée.

Certaines trajectoires issues des résultats obtenus lors de la troisième passe sont illustrées Figure 2.17. L'évolution des couples articulaires au cours du mouvement

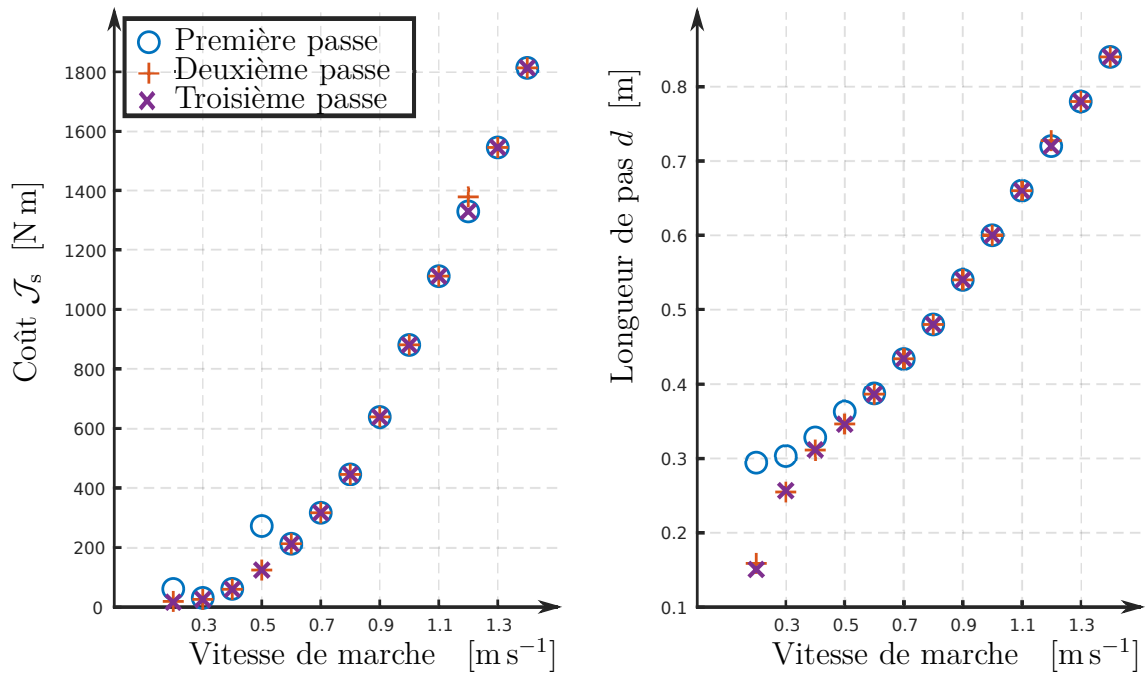


FIGURE 2.16 – Coût \mathcal{J}_s et longueur de pas d pour différentes vitesses de marche.

montre que la jambe de transfert est peu sollicitée par rapport à la jambe d'appui. Les couples aux genoux sont maximums au moment de l'impact avec le sol.

2.5 Le modèle d'orthèse

2.5.1 Définition et hypothèses

Nous complétons ici le modèle Sagittal en ajoutant une orthèse de genou. L'orthèse est constitué de deux parties : l'une enveloppe la cuisse et l'autre le mollet. En supposant que la répartition de la masse de l'orthèse est uniforme autour de la jambe, alors les centres de gravité respectifs de la cuisse et du mollet sont invariants. Physiquement, l'orthèse de genou ajoute une masse m_c^o sur la cuisse et une masse m_m^o sur le mollet. Dans le plan sagittal, les inerties de rotation correspondantes sont I_o^c et I_o^m .

On suppose également que l'orthèse est active ; autrement dit elle permet de fournir au genou un couple Γ_o . La Figure 2.18 illustre le positionnement de l'orthèse de genou sur le modèle Sagittal.

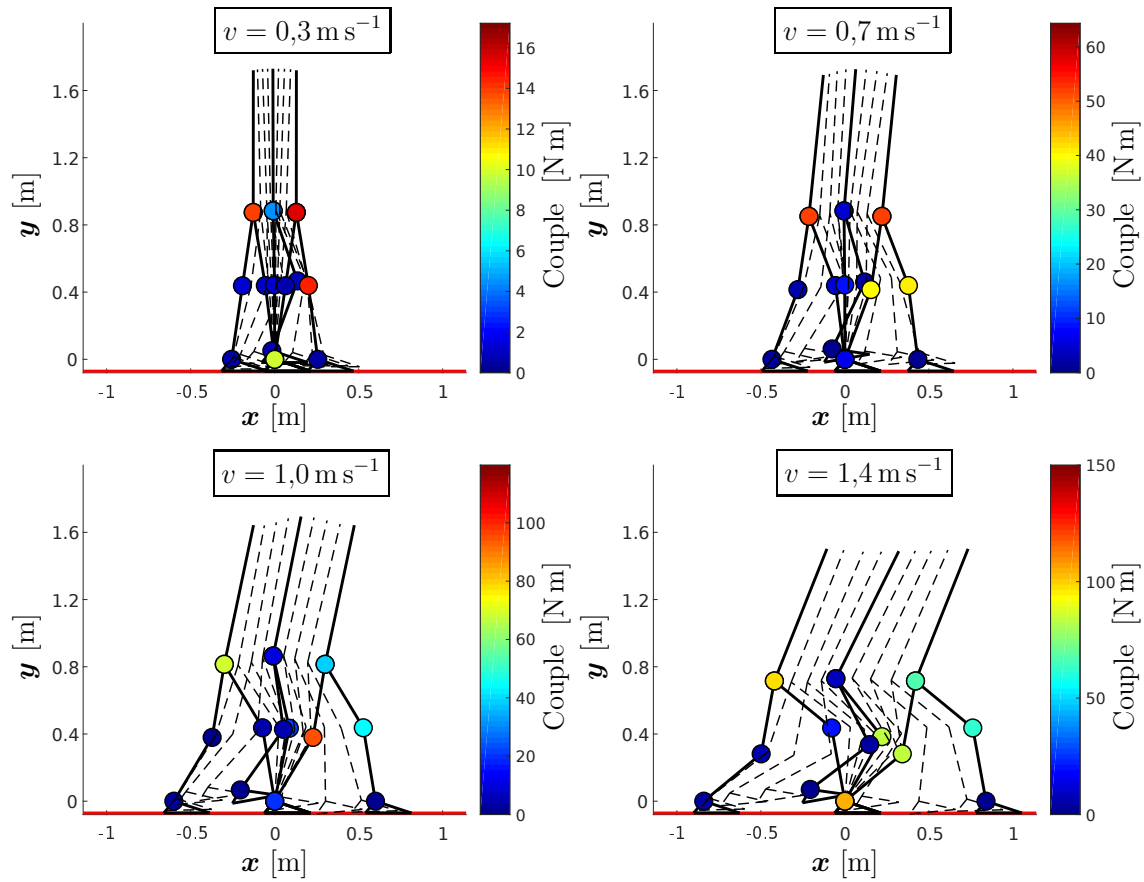


FIGURE 2.17 – Caractéristiques des mouvements de marche obtenus pour différentes vitesses de marche.

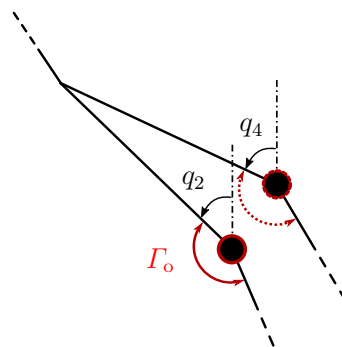


FIGURE 2.18 – Modélisation de l'orthèse active de genou. Ici, l'orthèse est positionnée sur la jambe gauche, mais sa position peut changer (traits rouge en pointillés).

2.5.2 Le modèle dynamique complété

En suivant la même démarche que dans la Section 2.3.2, l'ajout d'une orthèse de genou vient compléter le modèle dynamique du système complet {Orthèse + Bipède} (voir Équation (2.5.1)).

Équation 2.5.1: Modèle dynamique complet pour la marche

Pour le mouvement de marche considéré, le modèle dynamique complet s'écrit, pour $i \in \{g, d\}$,

$$D_o(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + C_o(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{G}_o(\mathbf{q}) = \mathbf{B}\Gamma + \mathbf{B}_o\Gamma_o + \mathbf{J}_i^\top \mathbf{R}_i$$

où $D_o(\mathbf{q})$ est la matrice d'inertie définie positive de taille 11×11 du système complet, $C_o(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$ est la matrice de taille 11×11 correspondant aux effets d'inertie et de Coriolis du système complet, $\mathbf{G}_o(\mathbf{q})$ le vecteur de taille 11×1 qui comporte les effets de pesanteur du système complet, \mathbf{B}_o le vecteur d'actionnement de taille 11×1 et Γ_o le couple fourni au genou par l'orthèse.

Dans le modèle dynamique complet, les matrices $D_o(\mathbf{q})$, $C_o(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$ et le vecteur $\mathbf{G}_o(\mathbf{q})$ sont impactés par les caractéristiques physiques de l'orthèse. Le vecteur d'actionnement, dans le cas où l'orthèse est placée sur le genou de la jambe gauche, s'écrit

$$\mathbf{B}_o = [-1 \ 1 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0]^\top. \quad (2.46)$$

2.5.3 Distribution des couples

Lorsqu'un individu voit sa mobilité réduite à l'un de ses genoux (vieillessement, fracture, muscles atrophiés, ...), le port d'une orthèse active de genou permet de compenser ce défaut de mobilité. Dans le meilleur des cas, l'orthèse active est commandée de sorte que l'individu blessé conserve sa démarche. Nous posons pour cette étude les hypothèses suivantes :

1. La démarche de l'individu sain est caractérisée par les résultats présentés à la Section 2.4.6 ;

2. Suite à un accident, le même individu porte une orthèse active de genou à la jambe gauche ;
3. L'assistance de l'appareil est supposée totale, de sorte que le genou blessé soit soulagé de tout effort. Autrement dit, pour tout $t \in [0, T]$, $I_2(t) = 0$;
4. Avec le port de l'orthèse, les trajectoires de marche de la Section 2.4.6 sont conservées ;
5. L'orthèse a les caractéristiques du Tableau 2.2.

Segment	Cuisse	Mollet
Masse [kg]	$m_c^o = 1.0$	$m_m^o = 1.0$
Inertie [kg m ²]	$I_c^o = 0.0367$	$I_m^o = 0.0626$

TABLE 2.2 – Caractéristiques de l'orthèse.

L'intérêt de cette étude est d'évaluer, pour le mouvement de marche considéré et avec une orthèse donnée, le bénéfice maximum qu'il est possible de tirer de celle-ci. Un deuxième objectif est de quantifier le coût supplémentaire induit par les caractéristiques physiques de l'orthèse.

Cette étude est réalisée en deux temps car l'ajout d'une orthèse rend le cycle de marche (voir Figure 2.6) dissymétrique : pour $t \in [0; \frac{T}{2}]$, l'orthèse est positionnée sur la jambe d'appui (jambe gauche notée g) et pour $t \in [\frac{T}{2}; T]$, l'orthèse est positionnée sur la jambe libre (jambe gauche notée g). L'influence de l'orthèse est ainsi étudiée sur la foulée entière. En utilisant les trajectoires de la Section 2.4.6, nous évaluons le coût dépensé par articulation en utilisant le modèle dynamique complet (voir Équation (2.5.1)). Les distributions des couples pour chacune des deux phases de la foulée sont données Figures 2.19 et 2.20 respectivement.

Lorsque l'orthèse équipe la jambe d'appui (Figure 2.19), le coût nécessaire pour réaliser le mouvement de marche est plus important pour la cheville et le genou de la jambe équipée par rapport au coût dépensé sans orthèse. Le coût relatif au genou étant dépensé intégralement par l'assistance de l'orthèse, c'est la cheville gauche qui doit compenser les caractéristiques inertielles de l'orthèse. Lorsque l'orthèse fait partie de la jambe libre (Figure 2.20), toutes les articulations exceptée la cheville gauche ont un coût plus élevé par rapport aux coûts respectifs dépensés

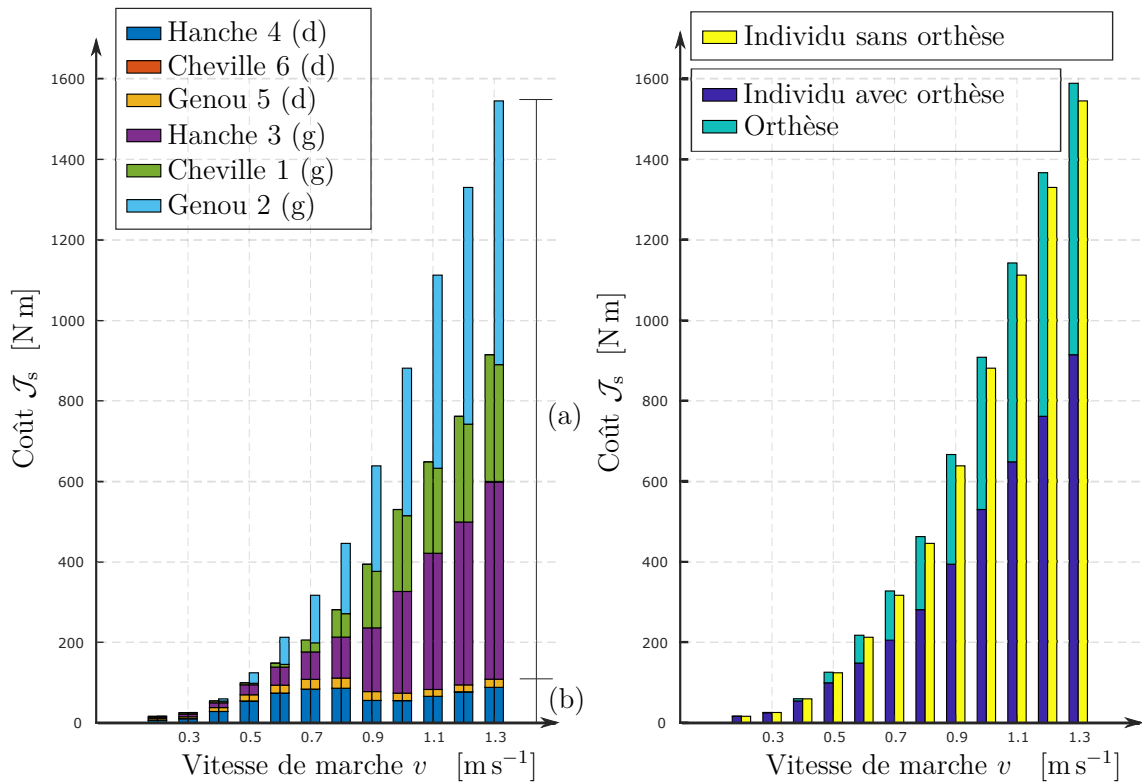


FIGURE 2.19 – Coût dépensé par l’individu sans orthèse et coût dépensé par l’individu avec orthèse, dans le cas où l’orthèse est positionnée sur le genou de la jambe de soutien (jambe gauche notée g). Pour chaque vitesse de marche v , la barre à gauche correspond à l’individu avec orthèse et celle de droite à l’individu sans orthèse. Noter que : (a) Coût dépensé par la jambe d’appui g, (b) Coût dépensé par la jambe libre d.

sans orthèse. Autrement dit, ces articulations doivent fournir plus de couple pour compenser le poids de l’orthèse.

Dans les deux cas, le coût total dépensé pour réaliser le mouvement est supérieur au coût dépensé sans orthèse, ce qui est cohérent du fait que la masse à déplacer est dans l’ensemble plus importante. Le bénéfice de l’orthèse est évalué par l’intermédiaire du coût qu’elle fournit. Il est bien plus grand lorsque l’orthèse fait partie de la jambe d’appui.

Finalement, le port d’une orthèse active est intéressant pour aider le genou lorsqu’il est en phase de simple appui, mais ne l’est pas lorsqu’il est en phase de transfert : les articulations saines doivent fournir davantage de couple pour assurer

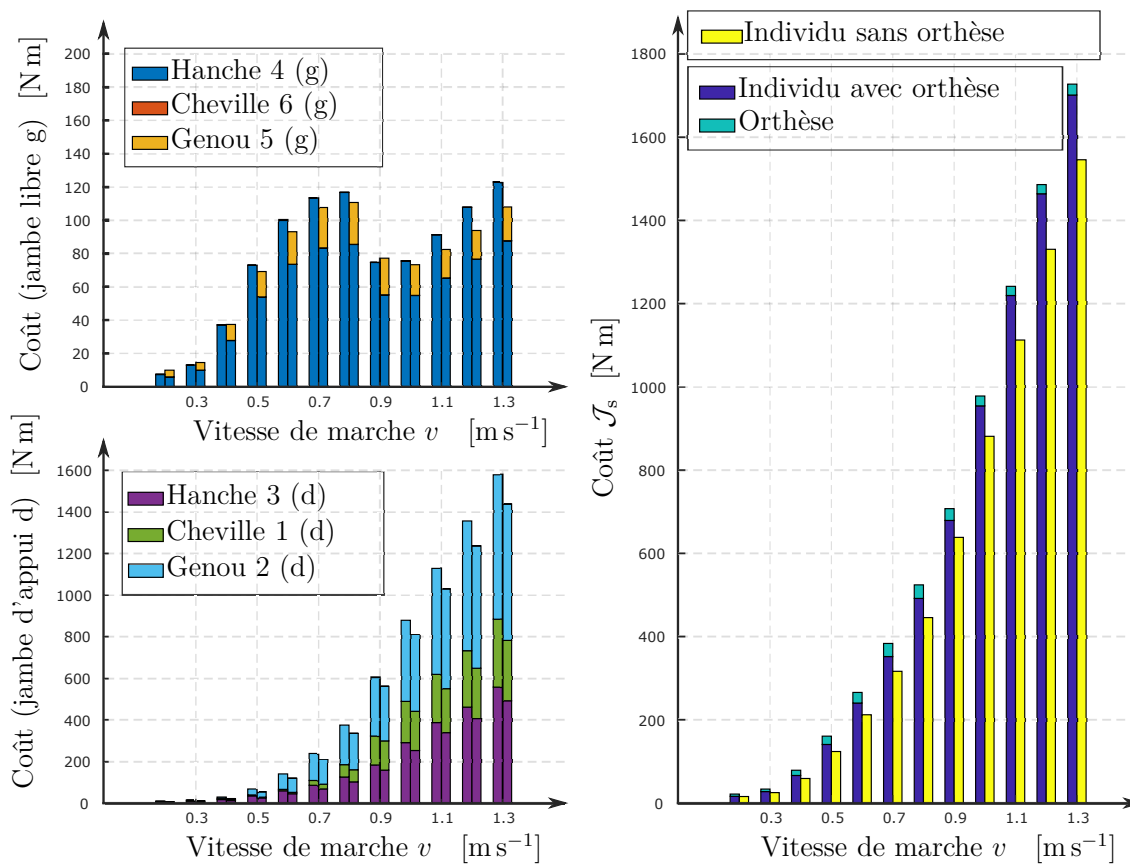


FIGURE 2.20 – Coût dépensé par l'individu sans orthèse et coût dépensé par l'individu avec orthèse, dans le cas où l'orthèse est positionnée sur le genou de la jambe libre (jambe gauche notée g). Pour chaque vitesse de marche v , la barre à gauche correspond à l'individu avec orthèse et celle de droite à l'individu sans orthèse.

le mouvement. Par exemple, pour une vitesse de marche de $v = 0,7 \text{ m s}^{-1}$, l'orthèse contribue à hauteur de 37 % du coût total en phase d'appui contre 8 % seulement en phase de transfert. Pour s'adapter à ces contraintes, il est possible que la démarche de l'individu change. Si sa démarche change, alors la fonction de coût à minimiser est différente, ce qui constitue une limite de cette étude. Néanmoins, ces résultats permettent de fournir des ordres de grandeur intéressants pour dimensionner une orthèse de genou. Ils permettent aussi d'identifier la phase pour laquelle il est intéressant de fournir une assistance. Dans le cas présent, fournir une assistance à la jambe libre n'a que peu d'intérêt au regard du couple à fournir.

2.6 Discussion

Dans ce chapitre, nous avons présenté les modèles de mouvement, de bipède ainsi que d'orthèse de genou utilisés pour le simulateur. Le problème d'optimisation sous contraintes de type inégalités a ensuite été introduit. À partir d'une fonction de coût qui caractérise une population pour un mouvement donné, le problème d'optimisation est résolu par minimisation de celle-ci. De cette façon, des trajectoires de marche ont été obtenues pour un individu sain simulé et les couples articulaires ont pu être calculés. En comparant la répartition des couples articulaires pour cet individu sain avec celle issue d'un même individu équipé d'une orthèse de genou, nous avons montré que le poids de l'orthèse est compensé par les articulations saines. Pour la marche, le cas le plus défavorable est celui pour lequel l'orthèse équipe la jambe de transfert. Par contre, il est intéressant de fournir une assistance lors de la phase d'appui : il y a un compromis à faire dans le dimensionnement de l'orthèse pour fournir suffisamment d'assistance dans la phase d'appui tout en réduisant les contraintes imposées aux articulations saines lors de la phase de transfert.

Chapitre 3

Validité du modèle sagittal

Contents

3.1	Introduction	107
3.2	Acquisition de données à partir d'un mouvement de squat	107
3.2.1	Le mouvement de squat	107
3.2.2	Le matériel utilisé	107
3.3	Estimation des couples articulaires par un modèle 3D	111
3.3.1	Le modèle 3D utilisé	111
3.3.2	La mise à l'échelle	111
3.3.3	Méthode de résolution numérique par cinématique inverse (ou méthode IK)	113
3.3.4	Méthode de résolution numérique par dynamique inverse (ou méthode ID)	115
3.3.5	Traitement des données pour l'obtention d'un cycle « moyen » de squat	117
3.4	Estimation des couples articulaires par le modèle sagittal	121
3.4.1	Estimation des couples articulaires par la méthode des moindres carrés	125
3.4.2	Calcul des couples articulaires et des actions du sol sur les pieds.	126

3.5 Discussion 128

3.1 Introduction

Les objectifs de ce chapitre sont multiples. D'une part, nous souhaitons valider le modèle sagittal défini au Chapitre 2 pour un mouvement de squat particulier. D'autre part, nous cherchons les trajectoires du mouvement ainsi que les couples articulaires moyens nécessaires à la réalisation du mouvement de squat. Pour répondre à ces objectifs, nous faisons l'acquisition de données de squat à partir d'un individu au cours d'une séance de capture de mouvement (en anglais, *motion capture*). Nous présentons le matériel utilisé ainsi que les caractéristiques du mouvement réalisé. Puis, nous utilisons deux modèles différents - un modèle 3D et le modèle sagittal - pour estimer les trajectoires et les couples articulaires. Enfin, nous comparons les couples articulaires calculés par l'intermédiaire de ces deux modèles pour valider le modèle Sagittal.

3.2 Acquisition de données à partir d'un mouvement de squat

3.2.1 Le mouvement de squat

Le mouvement de squat réalisé est détaillé dans la Section 3.2.1. La durée du cycle, définie arbitrairement, est $T = 4$ s. Une séquence vidéo a été réalisée pour illustrer l'enchaînement de 20 cycles de squat. À chaque posture, un signal sonore permet de marquer le temps pour accompagner le sujet dans la réalisation du mouvement.

3.2.2 Le matériel utilisé

L'expérience a été réalisée par une femme âgée de 25 ans, de taille $H = 1,73$ m et de masse $M = 62$ kg. Un ensemble de 17 marqueurs a été placé sur les différents segments du sujet : la tête, le tronc, les bras, les jambes et les pieds. Un système d'acquisition, le système ART IR, génère les coordonnées de ces marqueurs dans l'espace par l'intermédiaire de huit caméras. La fréquence d'acquisition est $f_{MC} = 60$ Hz. Deux plateformes d'effort, une pour chaque pied, sont utilisées pour mesurer

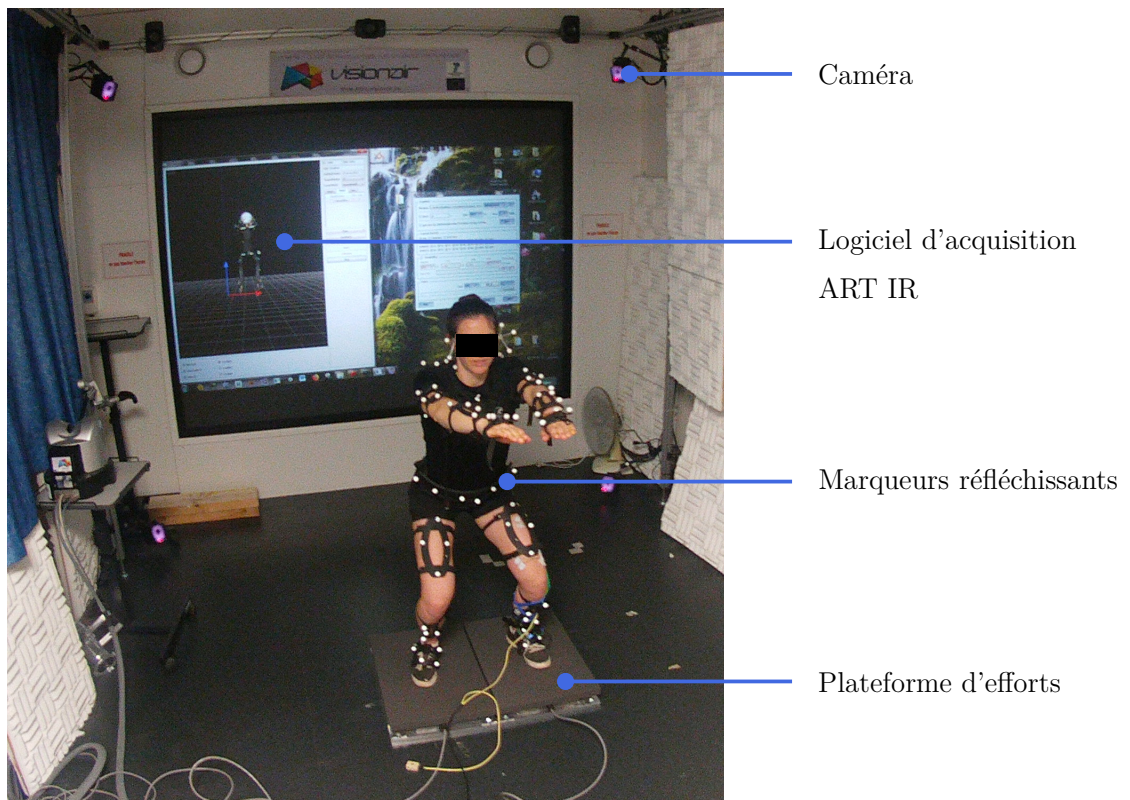


FIGURE 3.1 – Organisation de la salle de capture de mouvement.

les actions de réaction du sol. Elles permettent également de mesurer la position du centre de pression (CoP). La fréquence d'acquisition est pour chaque plateforme $f_P = 1$ kHz. La Figure 3.1 présente la salle de capture de mouvement et l'ensemble de ses équipements.

Le système d'acquisition de capture de mouvement et celui des deux plateformes ne communiquent pas entre eux. Chacun d'eux permet de collecter des données exprimées dans un repère propre à celui-ci. Pour pouvoir les utiliser, il est nécessaire de les exprimer dans le même repère absolu. Nous choisissons d'exprimer les données issues des plateformes dans le repère associé au système d'acquisition de capture de mouvement. Soient $\mathcal{R}_{MC} = (O_{MC}, \mathbf{x}_{MC}, \mathbf{y}_{MC}, \mathbf{z}_{MC})$, $\mathcal{R}_g = (O_{Pg}, \mathbf{x}_P, \mathbf{y}_P, \mathbf{z}_P)$ et $\mathcal{R}_d = (O_{Pd}, \mathbf{x}_P, \mathbf{y}_P, \mathbf{z}_P)$ les repères associés respectivement au système de capture de mouvement, à la plateforme gauche et à la plateforme droite. La position et l'orientation de ces repères sont représentées Figure 3.2. Pour chacune des plateformes gauche et droite, le système d'acquisition permet de mesurer à un instant t donné les efforts appliqués sur les plateformes, notés \mathbf{F}_g et \mathbf{F}_d , ainsi que le moment de ces efforts généré à leur origine respective O_{Pg} ou O_{Pd} , noté $\mathbf{M}_g(O_{Pg})$ et $\mathbf{M}_d(O_{Pd})$. Ces vecteurs sont exprimés dans le repère de la plateforme considérée \mathcal{R}_g ou \mathcal{R}_d .

Définition 3.2.1: Changement de base

Pour passer de la base de la plateforme à la base du système de capture de mouvement, nous introduisons la matrice de changement de base

$$\mathbf{T} = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & -1 \end{bmatrix}$$

telle que, pour un vecteur \mathbf{X}_P exprimé dans la base de la plateforme, son expression dans la base du système de capture de mouvement s'écrit

$$\mathbf{X}_{MC} = \mathbf{T} \cdot \mathbf{X}_P.$$

Compte tenu de la Définition 3.2.1, les vecteurs \mathbf{F}_g et \mathbf{F}_d s'expriment, dans le

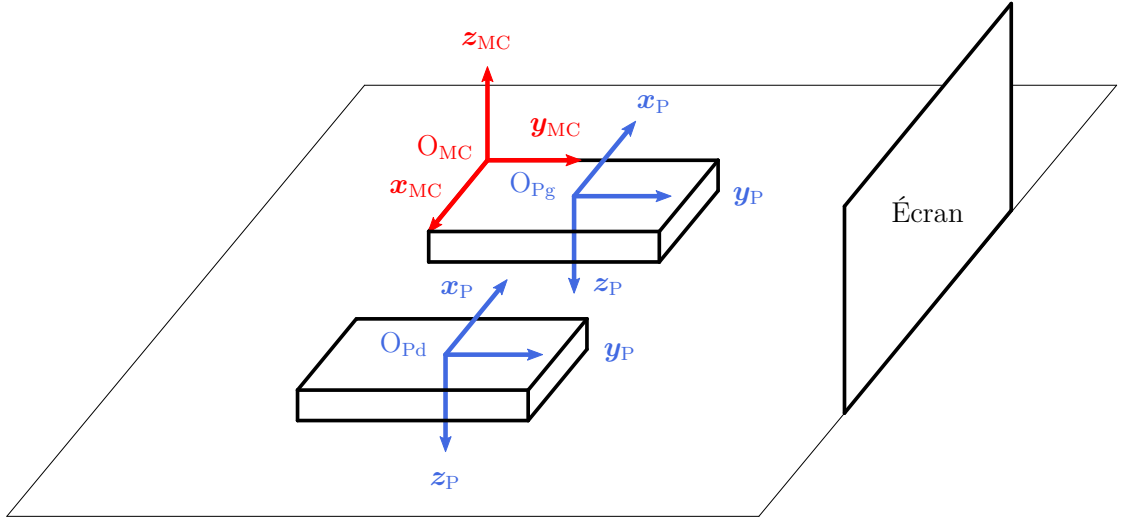


FIGURE 3.2 – Positions et orientations des repères associés aux systèmes d’acquisition utilisés dans la salle d’expérimentation.

repère \mathcal{R}_{MC} :

$$\boxed{\begin{cases} [\mathbf{F}_g]_{\mathcal{R}_{MC}} = \mathbf{T} \cdot \mathbf{F}_g \\ [\mathbf{F}_d]_{\mathcal{R}_{MC}} = \mathbf{T} \cdot \mathbf{F}_d \end{cases}}. \quad (3.1)$$

On définit les vecteurs \mathbf{r}_g et \mathbf{r}_d comme étant les positions des origines des repères \mathcal{R}_g et \mathcal{R}_d exprimées dans le repère \mathcal{R}_{MC} :

$$\begin{cases} \mathbf{r}_g = [\mathbf{X}(O_{Pg})]_{\mathcal{R}_{MC}} \\ \mathbf{r}_d = [\mathbf{X}(O_{Pd})]_{\mathcal{R}_{MC}} \end{cases} \quad (3.2)$$

Dans le repère \mathcal{R}_{MC} , les moments générés par les efforts $[\mathbf{F}_g]_{\mathcal{R}_{MC}}$ et $[\mathbf{F}_d]_{\mathcal{R}_{MC}}$ au point O_{MC} s’écrivent

$$\begin{cases} [\mathbf{M}_g(O_{MC})]_{\mathcal{R}_{MC}} = [\mathbf{M}_g(O_{Pg})]_{\mathcal{R}_{MC}} + \mathbf{r}_g \wedge [\mathbf{F}_g]_{\mathcal{R}_{MC}} \\ [\mathbf{M}_d(O_{MC})]_{\mathcal{R}_{MC}} = [\mathbf{M}_d(O_{Pd})]_{\mathcal{R}_{MC}} + \mathbf{r}_d \wedge [\mathbf{F}_d]_{\mathcal{R}_{MC}} \end{cases}. \quad (3.3)$$

En utilisant la Définition 3.2.1, il vient

$$\boxed{\begin{cases} [\mathbf{M}_g(O_{MC})]_{\mathcal{R}_{MC}} = \mathbf{T} \cdot \mathbf{M}_g(O_{Pg}) + \mathbf{r}_g \wedge (\mathbf{T} \cdot \mathbf{F}_g) \\ [\mathbf{M}_d(O_{MC})]_{\mathcal{R}_{MC}} = \mathbf{T} \cdot \mathbf{M}_d(O_{Pd}) + \mathbf{r}_d \wedge (\mathbf{T} \cdot \mathbf{F}_d) \end{cases}}. \quad (3.4)$$

Les fréquences d'échantillonnage des plateformes f_p et du système de capture de mouvement f_{MC} étant différentes ($f_p = 1000$ Hz et $f_{MC} = 60$ Hz), nous devons adapter les signaux enregistrés avant de les utiliser au sein d'un même modèle. Puisque la fréquence f_{MC} est la plus faible, alors les signaux enregistrés par les plateformes doivent être sous-échantillonnés à la même fréquence.

3.3 Estimation des couples articulaires par un modèle 3D

3.3.1 Le modèle 3D utilisé

Le modèle 3D que nous utilisons est tiré d'un modèle musculo-squelettique corps complet de la littérature [Del+07; Raj+16]. Il possède 37 degrés de liberté (voir Figure 3.3). Nous avons complété le modèle avec deux plateformes virtuelles qui permettent de garantir un contact permanent entre les pieds et le sol.

Pour reproduire les conditions de l'expérience, nous avons défini des marqueurs virtuels (voir Figure 3.3). Un marqueur virtuel est défini par rapport au repère anatomique correspondant à un segment du modèle. Par ailleurs, il y a autant de marqueurs virtuels définis que de points mesurés (ou marqueurs expérimentaux) à un instant t lors de la séance de capture de mouvement. Dans notre cas, il y en a $N_{MC} = 17$.

3.3.2 La mise à l'échelle

Pour calibrer le modèle, il est nécessaire de réaliser une mise à l'échelle (en anglais, *Scaling*). Cette étape est réalisée à partir d'une posture statique de référence prise par le sujet (voir Figure 3.4a). Les positions des marqueurs expérimentaux sont enregistrées par le système de capture de mouvement puis importées dans Opensim® (voir Figure 3.5). C'est une étape très importante car elle conditionne la précision des solutions obtenues lors des étapes suivantes. La mise à l'échelle permet, d'une part, de modifier les dimensions et les masses des segments du modèle générique afin que ce dernier corresponde au sujet de l'expérience. D'autre part,

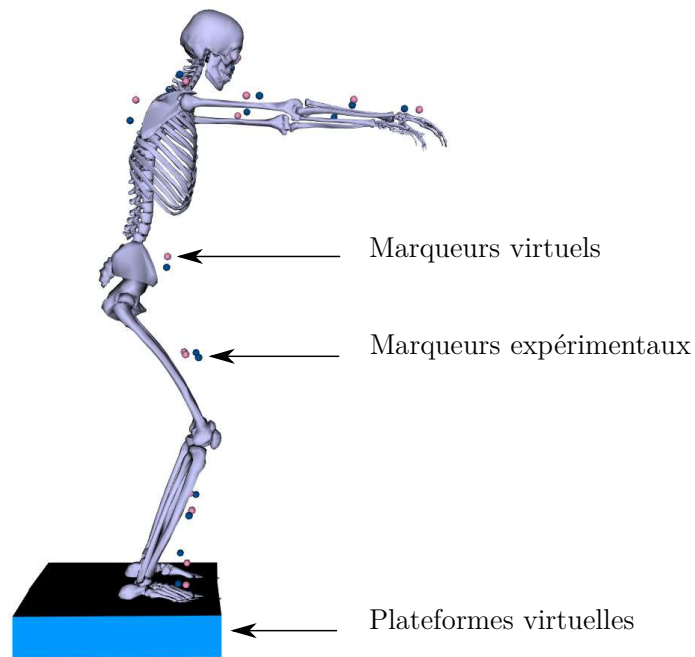


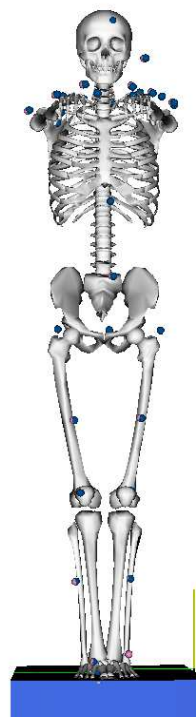
FIGURE 3.3 – Modèle 3D corps complet sous Opensim® pour le mouvement de squat. Les marqueurs virtuels sont rattachés aux divers segments du modèle et sont définis par rapport aux repères anatomiques d'appartenance. Les plateformes permettent de modéliser le contact permanent des pieds à plat sur le sol.

elle permet d'ajuster la position des marqueurs virtuels par rapport aux marqueurs expérimentaux.

L'ajustement de la position des marqueurs virtuels est réalisé en itérant l'étape de mise à l'échelle. Il est important de choisir une posture statique de référence simple de manière à faciliter l'opération. Dans notre cas, la posture de référence est caractérisée par les bras tendus vers l'avant, les pieds serrés, les jambes tendues et le dos droit (voir Figure 3.4).



(a)



(b)

FIGURE 3.4 – Mise à l'échelle du modèle à partir d'une posture de référence. (a) Posture statique prise par un sujet. (b) Posture statique prise par le modèle 3D.

3.3.3 Méthode de résolution numérique par cinématique inverse (ou méthode IK)

Une fois que le modèle 3D est mis à l'échelle, nous pouvons importer les coordonnées spatiales des marqueurs expérimentaux qui correspondent aux mouve-

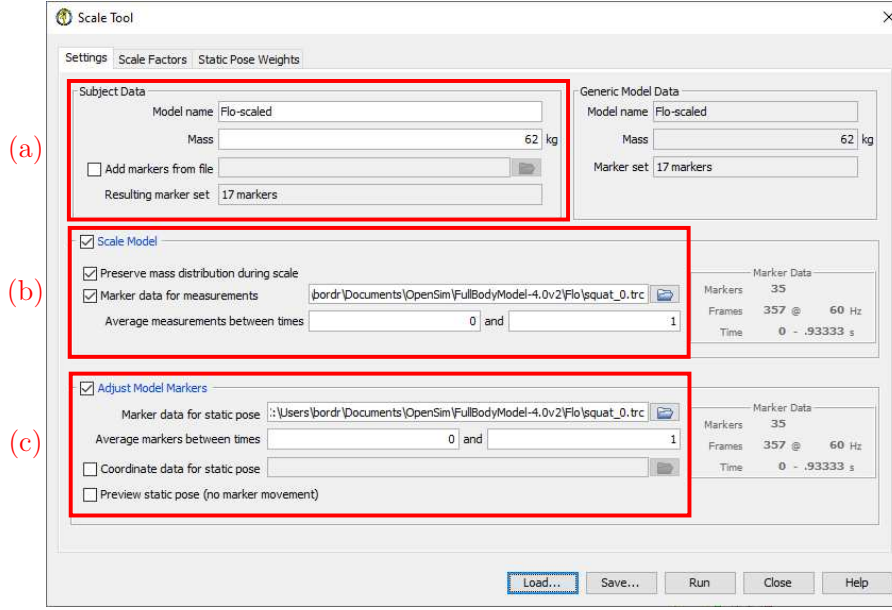


FIGURE 3.5 – Mise à l'échelle du modèle 3D. (a) Données relatives au sujet. (b) Mise à l'échelle des données anthropométriques. (c) Ajustement des marqueurs virtuels.

ments de squat réalisés (voir Figure 3.7). À chaque pas de temps, la méthode de résolution par cinématique inverse (en anglais, *Inverse Kinematics*) calcule le jeu de positions angulaires pour lequel la posture prise par le modèle 3D correspond « au mieux » à celle définie par les marqueurs expérimentaux (voir Figure 3.3). Plus précisément, la méthode IK résout à chaque instant un problème d'optimisation des moindres carrés pondérés pour minimiser les erreurs de marqueur. L'erreur de marqueur correspond à la distance cartésienne entre un marqueur expérimental et le marqueur virtuel correspondant. Chaque marqueur i possède un poids w_i ajustable en fonction du degré de confiance accordé à celui-ci. Dans notre cas, tous les marqueurs ont un poids identique égal à 1. Autrement dit, à chaque instant, la méthode IK détermine le vecteur des positions articulaires \mathbf{q}_a qui minimise la somme pondérée des erreurs de marqueur au carré :

$$\epsilon_{\text{IK}} = \min_{\mathbf{q}_a} \left(\sum_{i=1}^{N_{\text{MC}}} w_i \|\mathbf{x}_i^{\text{exp}} - \mathbf{x}_i(\mathbf{q}_a)\|^2 \right) \quad (3.5)$$

où $\mathbf{x}_i^{\text{exp}}$ correspond à la position du marqueur expérimental i , $\mathbf{x}_i(\mathbf{q}_a)$ à la position du marqueur virtuel correspondant et w_i au poids qui leur est associé.

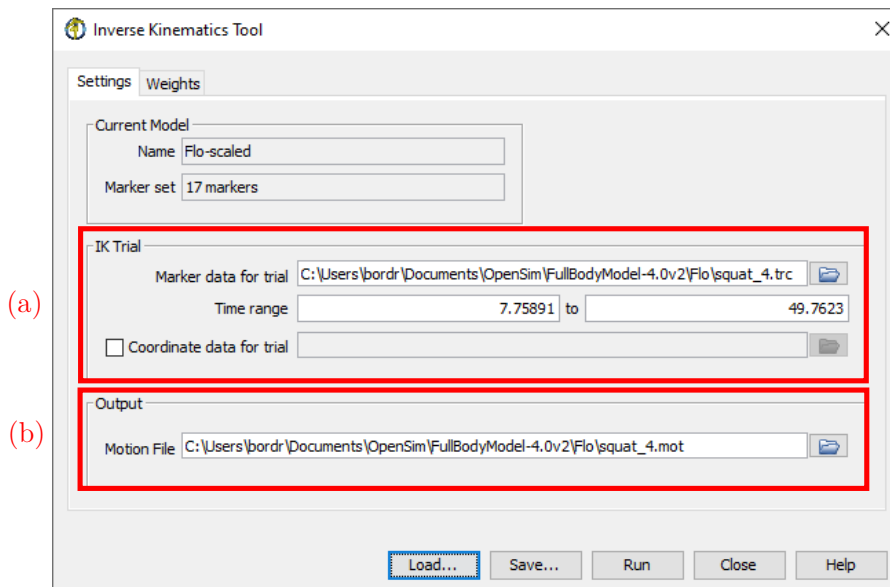


FIGURE 3.6 – Résolution numérique par cinématique inverse. (a) Importation des coordonnées spatiales des marqueurs expérimentaux. (b) Exportation des positions articulaires à l’issue de la résolution par cinématique inverse.

3.3.4 Méthode de résolution numérique par dynamique inverse (ou méthode ID)

La méthode de résolution numérique par dynamique inverse consiste à déterminer les couples articulaires à partir des trajectoires articulaires issues de la méthode IK et des efforts enregistrés par les deux plateformes d’effort (voir Figures 3.7 et 3.8). Le modèle dynamique inverse 3D est résolu en utilisant une approche des moindres carrés [Kuo98] et en utilisant un algorithme de réduction résiduelle [Del+07]. Nous pouvons noter que les données cinématiques sont au préalable filtrées par l’intermédiaire d’un filtre passe-bas avec une fréquence de coupure de 5 Hz (voir Figure 3.7).

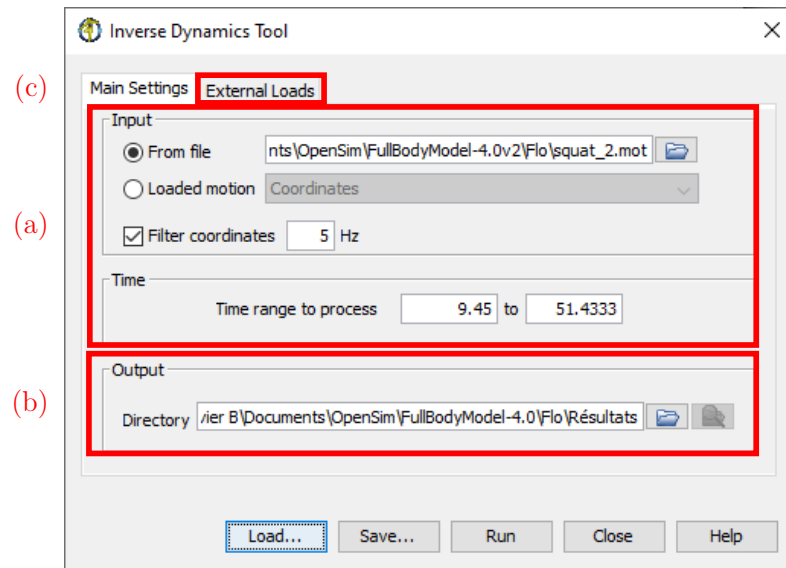


FIGURE 3.7 – Résolution numérique par dynamique inverse. (a) Importation des données issues de la résolution par cinématique inverse. (b) Exportation des couples articulaires à l'issue de la résolution par dynamique inverse. (c) Fenêtre d'importation des efforts extérieurs appliqués au sujet.

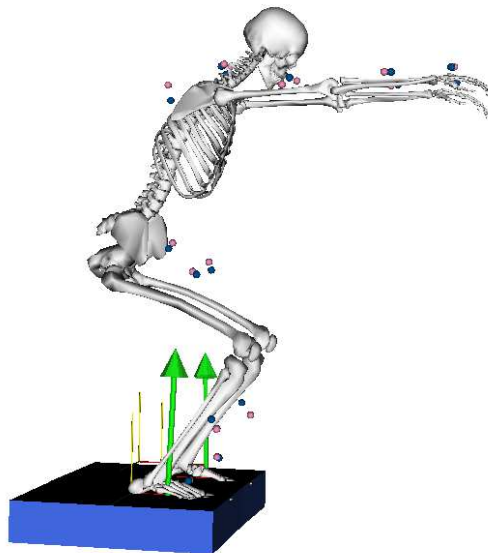


FIGURE 3.8 – Dynamique inverse sous OpenSim®. Les flèches correspondent aux actions mécaniques appliquées sur les pieds du modèle 3D.

3.3.5 Traitement des données pour l'obtention d'un cycle « moyen » de squat

À l'issu des étapes de cinématique et dynamique inverse sous Opensim[®], les données sont exportées sous Matlab[®]. Les trajectoires articulaires obtenues et les efforts enregistrés par la plateforme sont filtrés par l'intermédiaire d'un filtre Butterworth passe-bas avec une fréquence de coupure de 5 Hz. Les vitesses et accélérations articulaires sont calculées à partir des positions articulaires par dérivation centrée.

La détection des débuts et fins de cycle de squat est réalisée à partir du signal de l'effort vertical total appliqué par les pieds sur les plateformes qui s'exprime, dans le repère $\mathcal{R}_0 = (P_g, \mathbf{x}, \mathbf{y}, \mathbf{z})$ lié au modèle Sagittal (voir Chapitre 2),

$$\begin{aligned} F_{\text{tot}}^y &= \mathbf{y}^\top \cdot \mathbf{F}_{\text{tot}} \\ &= \mathbf{y}^\top \cdot (\mathbf{F}_g + \mathbf{F}_d) \\ &= F_g^y + F_d^y. \end{aligned} \tag{3.6}$$

Les ruptures de pente dans ce signal nous renseignent sur les changements de postures du cycle de squat. Pour les détecter, nous utilisons une méthode de détection de rupture : l'algorithme CUSUM [Pag54; Hun13]. Le principe de cet algorithme récursif est d'estimer, sur un horizon donné, les instants de rupture correspondant aux variations brusques du signal en maximisant une fonction de vraisemblance. La Figure 3.9 illustre les instants de début des cycles de squat détectés à l'issu de l'application de l'algorithme. La connaissance de ces temps nous permet alors d'identifier l'ensemble des 20 squats réalisés par le sujet.

Pour établir un cycle « moyen » de squat, les données cinématiques et dynamiques des 20 cycles sont moyennées. En considérant le plan de symétrie géométrique (le plan sagittal) pour le mouvement de squat, nous moyennons les trajectoires des articulations concernées. Par exemple, l'angle du genou gauche étant à chaque un instant quasiment identique à celui du genou droit, les deux sont moyennés. Il en est de même pour les hanches, les chevilles et les épaules. Les trajectoires moyennes $\mathcal{T}(\mathbf{q}_a)$, $\mathcal{T}(\dot{\mathbf{q}}_a)$ et $\mathcal{T}(\ddot{\mathbf{q}}_a)$ pour le cycle de squat considéré sont représentées Figure 3.10. Les vitesses articulaires nous permettent d'identifier clairement les états du cycle de squat (voir Figure 2.3) : une posture maintenue est

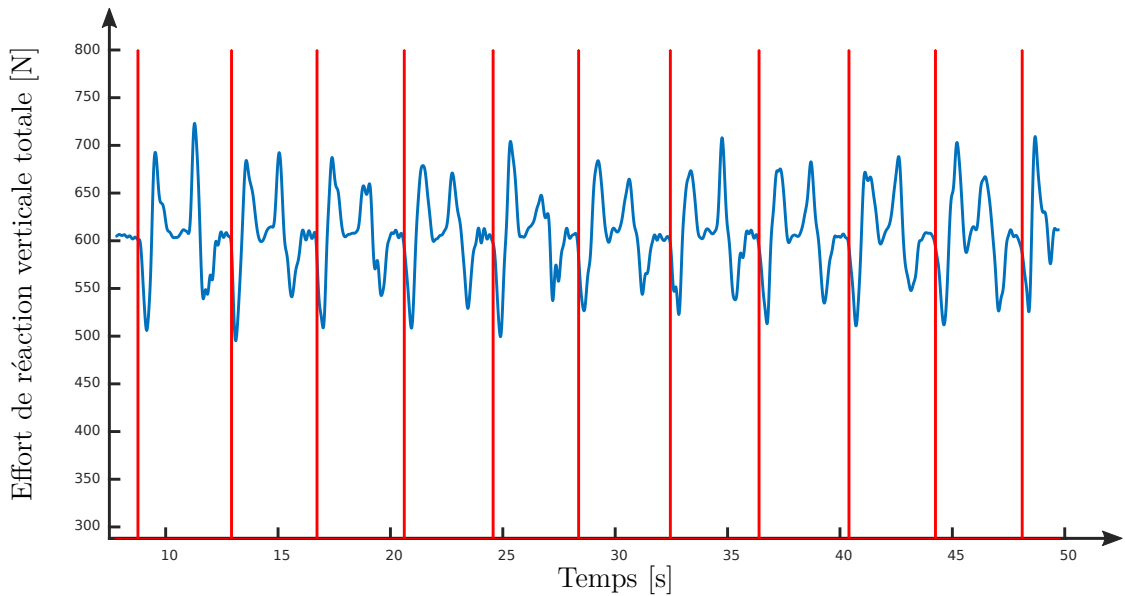


FIGURE 3.9 – Méthode CUSUM pour la détection des cycles de squat. Les traits verticaux en rouge représentent les instants de début de cycle déterminés par l’algorithme CUSUM. La valeur moyenne du signal correspond au poids moyen du sujet.

caractérisée par des vitesses articulaires nulles.

Les efforts de réaction mesurés pour un cycle moyen sont donnés aux Figures 3.11 et 3.12 (les tracés sont en bleu). Une posture maintenue est caractérisée par une réaction verticale totale $R_{\text{tot}}^z = R_g^z + R_d^z$ stabilisée à la valeur du poids du sujet, dans le cas présent environ 620 N. Par ailleurs, nous remarquons qu’il y a un pied en particulier pour lequel l’amplitude crête-à-crête de la réaction verticale est plus importante. Pour le sujet considéré, il s’agit du pied droit. Par contre, la différence sur la valeur moyenne des réactions verticales est beaucoup moins marquée.

Les couples articulaires calculés par le modèle 3D et ramenés à un cycle moyen sont donnés Figures 3.13 et 3.14 (les tracés sont en violet). Lorsqu’une posture est maintenue, les couples se stabilisent à une valeur constante. Nous remarquons également que les articulations dont l’amplitude crête-à-crête est minimale correspondent aux épaules. En effet, la consigne donnée au sujet étant que les bras restent étendus tout au long du mouvement, il est cohérent que les variations de couple soient faibles. Pour une articulation de même type, les formes et amplitudes

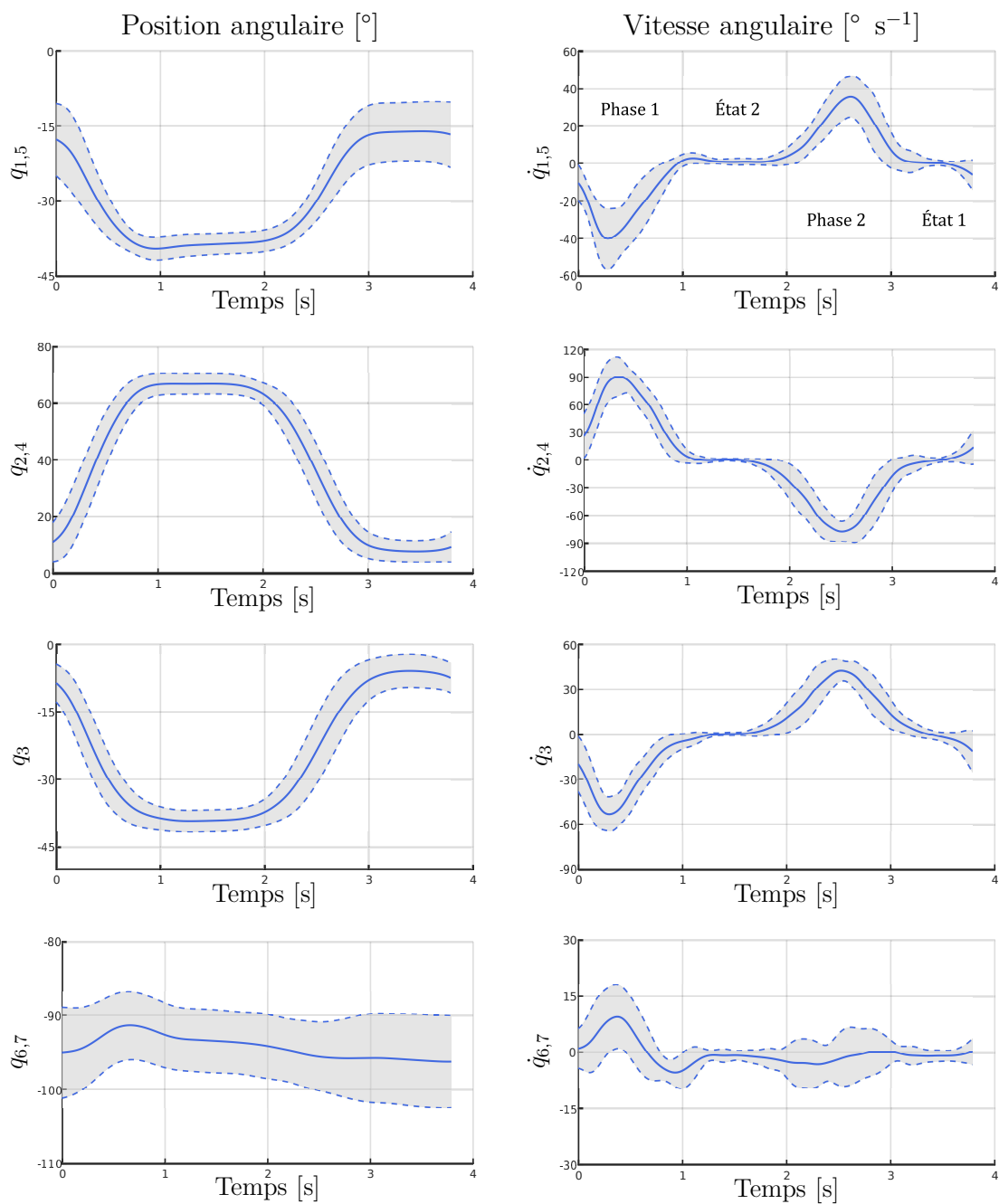


FIGURE 3.10 – Données cinématiques moyennes du mouvement de squat réalisé. La colonne de gauche correspond aux positions angulaires et celle de droite aux vitesses angulaires. Pour chaque tracé, la trajectoire moyenne est en trait plein et l’enveloppe d’écart type est délimitée en pointillés. Les étapes du cycles réfèrent à la Figure 2.3.

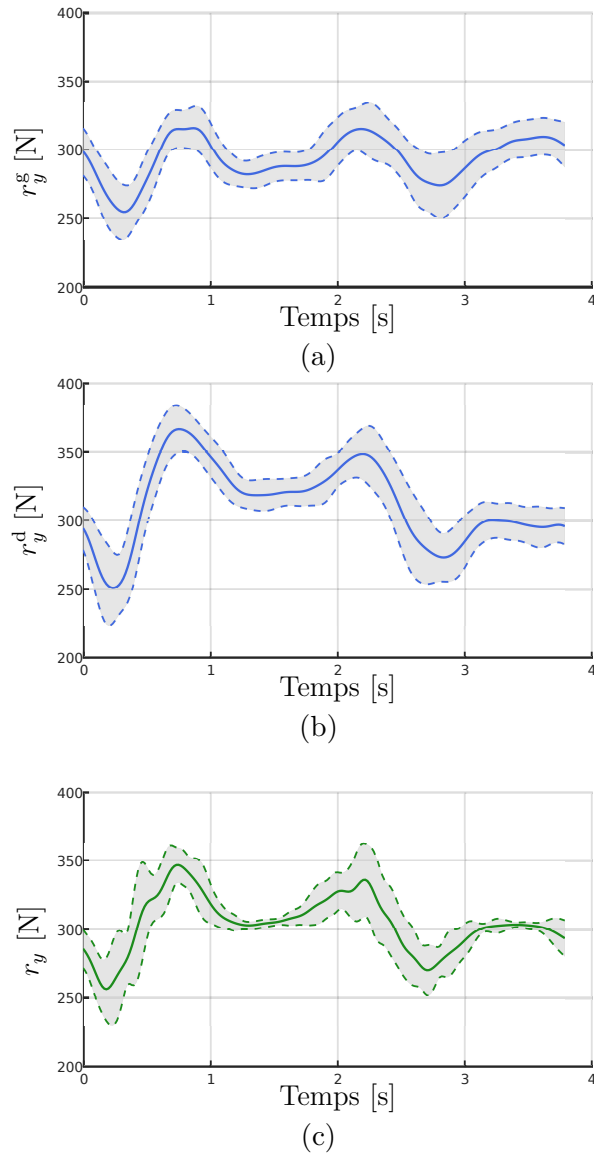


FIGURE 3.11 – Composante verticale des efforts de réaction du sol mesurée et calculée pour chaque pied. (a) Mesurée pour le pied gauche. (b) Mesurée pour le pied droit. (c) Calculée pour chaque pied.

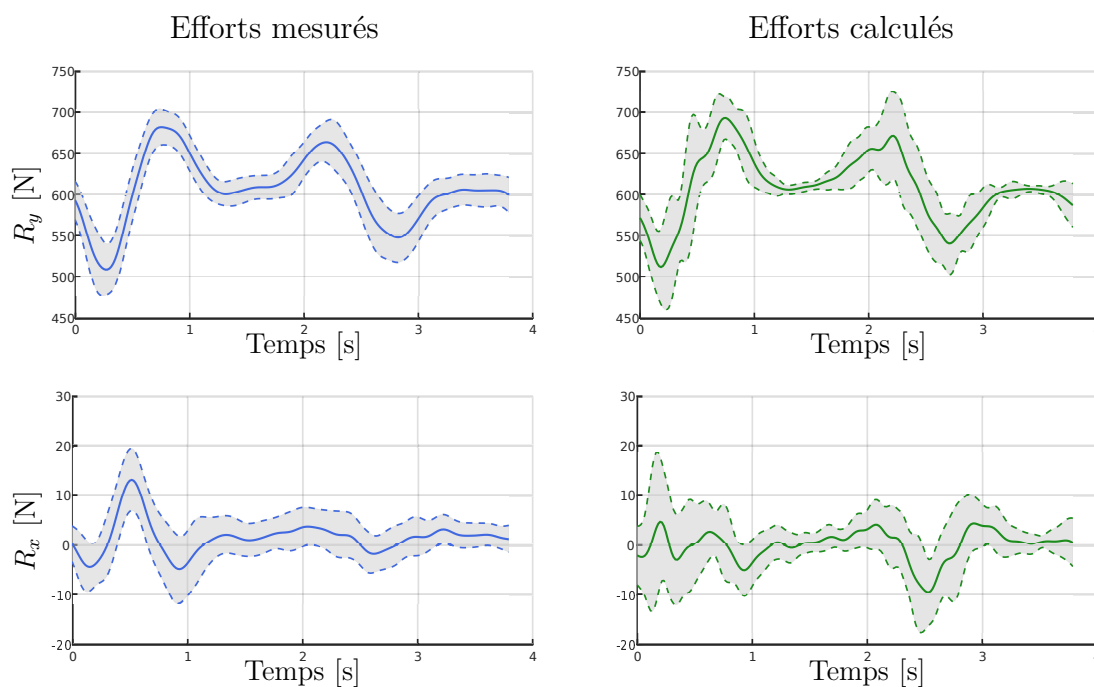


FIGURE 3.12 – Comparaison entre les efforts totaux mesurés et calculés.

des couples côtés gauche et droit sont globalement les mêmes. Il en résulte que le plan sagittal est un plan de symétrie pour les couples.

La Figure 3.15 illustre l'évolution de la position mesurée du centre de pression pour les pieds gauche et droit, au cours du cycle « moyen ». La position du centre de pression global est déterminée en moyennant les positions des centres de pression pour chaque pied. Nous remarquons que sa trajectoire suit une direction privilégiée : un axe parallèle au vecteur \boldsymbol{x} . Cette observation va dans le sens de l'existence d'un plan de symétrie pour le mouvement de squat. Autrement dit, elle confirme que le squat est un mouvement plan.

3.4 Estimation des couples articulaires par le modèle sagittal

Le modèle sagittal est défini au Chapitre 2. Les paramètres anthropométriques correspondant à un individu de taille $H = 1,73$ m et de masse $M = 62$ kg sont définis dans la Tableau 3.1. Le modèle dynamique correspondant au mouvement de

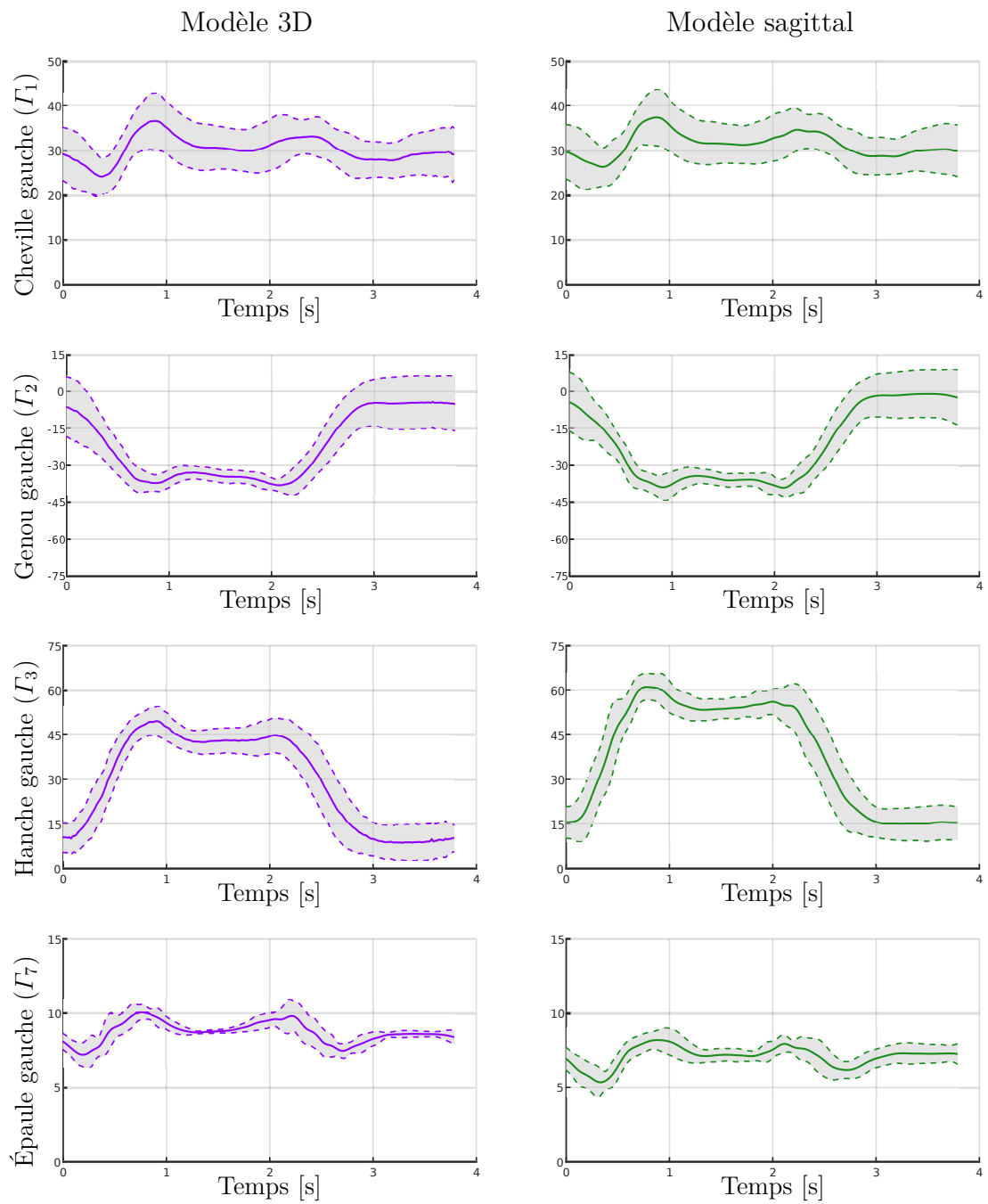


FIGURE 3.13 – Estimation des couples articulaires pour le mouvement de squat réalisé (côté gauche).

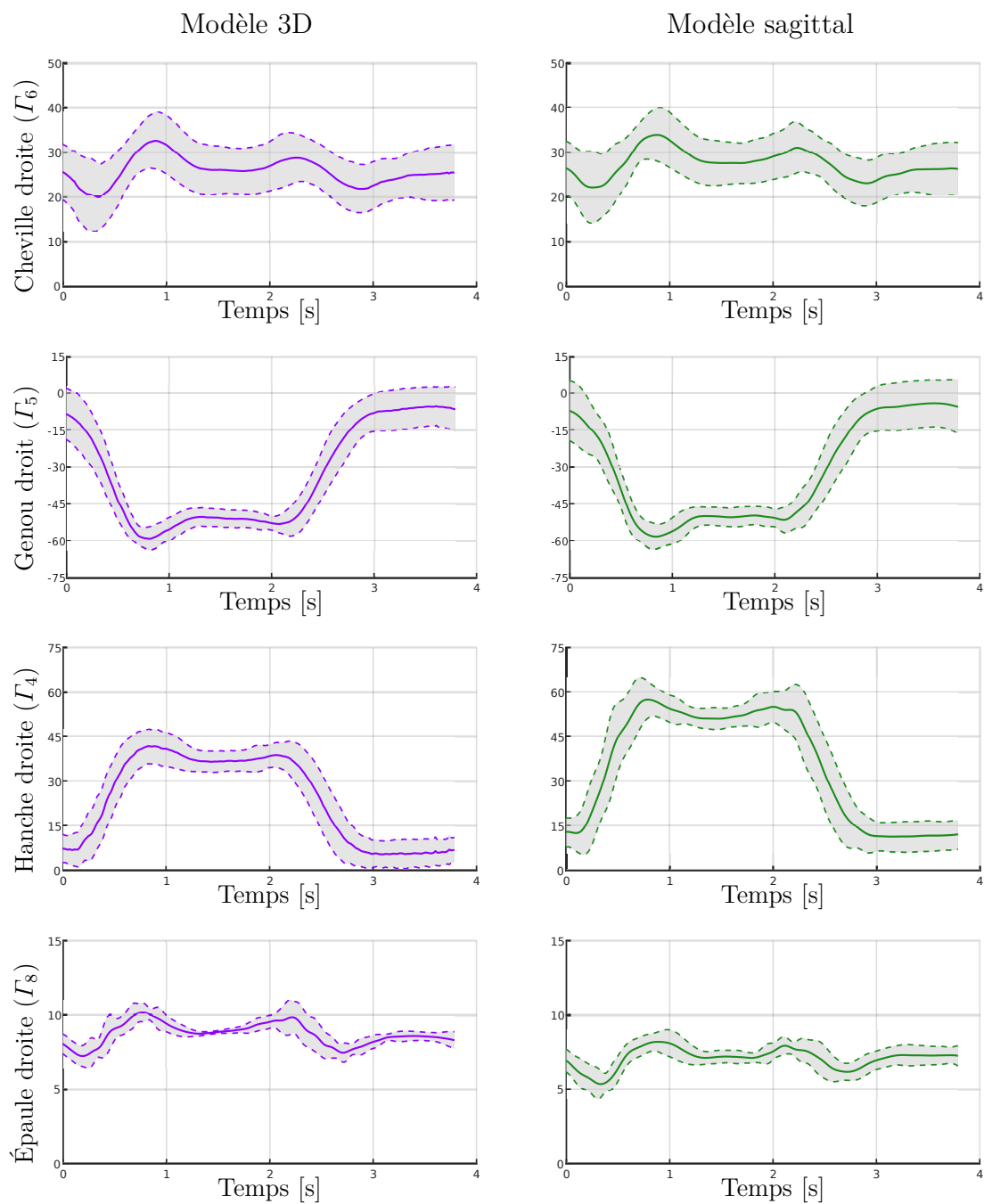


FIGURE 3.14 – Estimation des couples articulaires pour le mouvement de squat réalisé (côté droit).

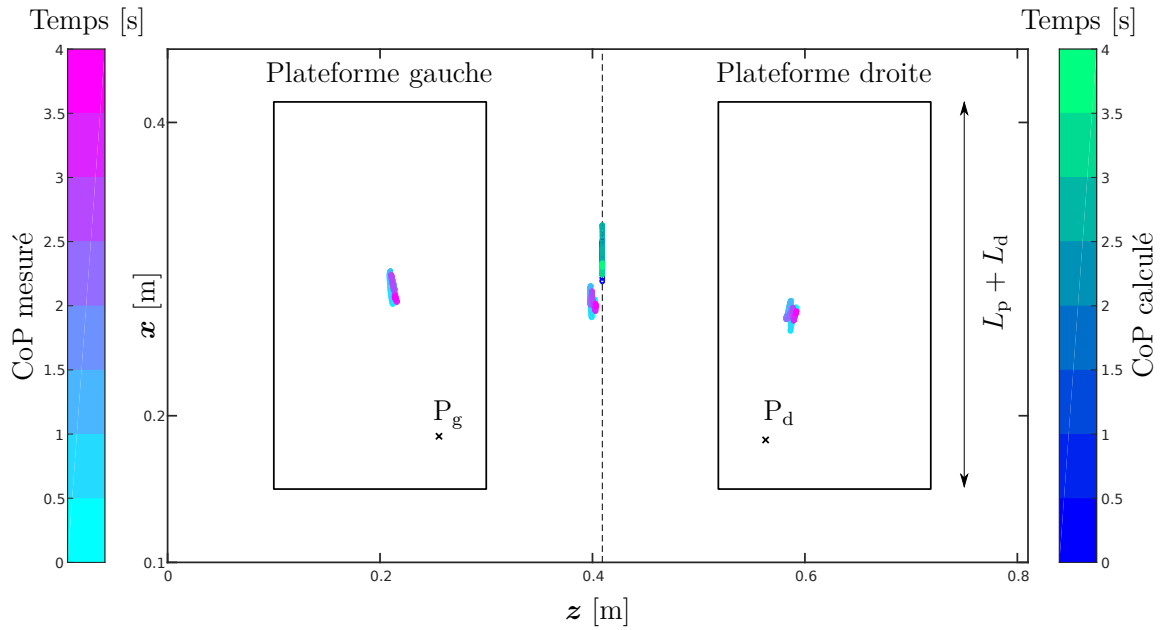


FIGURE 3.15 – Trajectoires mesurées et calculées du centre de pression. P_g et P_d correspondent respectivement aux positions de la cheville gauche et droite estimées par Opensim[®].

squat est défini Équation (2.3.5). Les données issues du traitement de cinématique inverse permettent d'obtenir les trajectoires $\mathcal{T}(\mathbf{q}_a)$, $\mathcal{T}(\dot{\mathbf{q}}_a)$ et $\mathcal{T}(\ddot{\mathbf{q}}_a)$. D'autre part, nous avons aussi à disposition les données de réaction du sol par l'intermédiaire des deux plateformes d'effort.

Segment	Pied	Mollet	Cuisse	Tronc	Bras
Masse [kg]	$m_p = 0.90$	$m_m = 2.88$	$m_c = 6.20$	$m_t = 35.8$	$m_b = 3.10$
Longueur [m]	$L_d = 0.068$ $L_p = 0.196$ $H_p = 0.068$	$L_m = 0.426$	$L_c = 0.424$	$L_t = 0.813$ $H_b = 0.498$	$L_b = 0.761$
Inertie [kg m ²]	$I_p = 0.0087$	$I_m = 0.0476$	$I_c = 0.1162$	$I_t = 2.2508$	$I_b = 0.1385$
Centre de gravité [m]	$sp_x = 0.098$ $sp_y = 0.034$	$s_m = 0.184$	$s_c = 0.184$	$s_t = 0.329$	$s_b = 0.304$

TABLE 3.1 – Paramètres anthropométriques du modèle sagittal.

3.4.1 Estimation des couples articulaires par la méthode des moindres carrés

Si on utilise les données issues des deux plateformes d'effort, celles-ci nous renseignent sur les torseurs \mathbf{R}_g et \mathbf{R}_d (voir Figures 3.11a et 3.11b). Par conséquent, le modèle dynamique défini à l'Équation (2.3.5) permet d'écrire, pour tout $t \in [0; T]$, un système à 11 équations scalaires et 8 inconnues qui correspondent aux composantes du vecteur $\mathbf{\Gamma}$. Le système est dit sur-déterminé. Dans ce cas, pour tenir compte « au mieux » de toutes les équations scalaires, nous cherchons une solution qui minimise, au sens de la norme \mathcal{N}_2 , la différence $\|\mathbf{B}\mathbf{\Gamma} - \mathbf{Y}\|_2$, aussi appelée résidu, où $\mathbf{Y} = \mathbf{D}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{G}(\mathbf{q}) - \mathbf{J}_g^\top \mathbf{R}_g - \mathbf{J}_d^\top \mathbf{R}_d$ (voir Équation (3.7)).

$$\mathbf{\Gamma}^* = \min_{\mathbf{\Gamma}} \|\mathbf{B}\mathbf{\Gamma} - \mathbf{Y}\|_2 \quad (3.7)$$

La fonction norme \mathcal{N}_2 étant croissante sur $[0; +\infty[$, minimiser le résidu revient à minimiser son carré. En développant, il vient

$$\begin{aligned} \|\mathbf{B}\mathbf{\Gamma} - \mathbf{Y}\|_2^2 &= (\mathbf{B}\mathbf{\Gamma} - \mathbf{Y})^\top \cdot (\mathbf{B}\mathbf{\Gamma} - \mathbf{Y}) \\ &= \mathbf{\Gamma}^\top \mathbf{B}^\top \mathbf{B}\mathbf{\Gamma} - \mathbf{Y}^\top \mathbf{B}\mathbf{\Gamma} - \mathbf{\Gamma}^\top \mathbf{B}^\top \mathbf{Y} + \mathbf{Y}^\top \mathbf{Y}. \end{aligned} \quad (3.8)$$

Dans la recherche d'un minimum, une condition nécessaire est

$$\frac{\partial \|\mathbf{B}\mathbf{\Gamma} - \mathbf{Y}\|_2^2}{\partial \mathbf{\Gamma}} = \mathbf{0}.$$

Cette condition implique, en utilisant l'Équation (3.8),

$$2\mathbf{B}^\top \mathbf{B}\mathbf{\Gamma}^* - 2\mathbf{B}^\top \mathbf{Y} = \mathbf{0}.$$

Sous réserve que la matrice $\mathbf{B}^\top \mathbf{B}$ est inversible, une solution unique existe et s'écrit

$$\boxed{\mathbf{\Gamma}^* = (\mathbf{B}^\top \mathbf{B})^{-1} \mathbf{B}^\top \mathbf{Y}}. \quad (3.9)$$

Nous tenons à faire remarquer que, pour tous les calculs numériques réalisés, la matrice $\mathbf{B}^\top \mathbf{B}$ est inversible en pratique.

Équation 3.4.1: Estimation des couples articulaires

Lorsque les torseurs représentatifs des actions du sol sur les pieds sont connus, une estimation des couples musculaires est possible en appliquant la méthode des moindres carrés. La solution correspondante s'écrit

$$\boldsymbol{\Gamma}^* = \mathbf{B}^+ \cdot \left(\mathbf{D}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{G}(\mathbf{q}) - \mathbf{J}_g^\top \mathbf{R}_g - \mathbf{J}_d^\top \mathbf{R}_d \right)$$

avec \mathbf{B}^+ la matrice pseudo-inverse de \mathbf{B} telle que

$$\mathbf{B}^+ = \left(\mathbf{B}^\top \mathbf{B} \right)^{-1} \mathbf{B}^\top .$$

Finalement, une estimation des couples articulaires est réalisée en utilisant l'Équation (3.4.1). Les résultats sont donnés Figures 3.13 et 3.14. En utilisant cette méthode, les couples estimés pour les chevilles et les genoux sont très similaires à ceux obtenus avec le modèle 3D. Des différences sur la valeur moyenne du couple sont néanmoins remarquées pour les hanches et les épaules.

3.4.2 Calcul des couples articulaires et des actions du sol sur les pieds.

En supposant uniquement connues les trajectoires $\mathcal{T}(\mathbf{q}_a)$, $\mathcal{T}(\dot{\mathbf{q}}_a)$ et $\mathcal{T}(\ddot{\mathbf{q}}_a)$, le modèle dynamique correspondant au mouvement de squat (voir Équation (2.3.5)) permet d'écrire, pour tout $t \in [0; T]$, un système à 11 équations scalaires et 14 inconnues qui correspondent aux composantes du vecteur $\boldsymbol{\Gamma}$ et à celles des actions de réactions du sol \mathbf{R}_g et \mathbf{R}_d . Dans ce cas, le système est dit sous-déterminé et il admet une infinité de solutions. Pour déterminer une solution satisfaisante à notre problème, nous avons besoin de poser des hypothèses supplémentaires. Lorsqu'on s'intéresse à la répartition du poids en fonction du temps (voir Figure 3.16), nous remarquons que celui-ci se répartit presque équitablement sur chacun des deux pieds : en moyenne 52 % sur le pied droit contre 48 % sur le pied gauche. Partant de ce constat, il est légitime de poser l'hypothèse de répartition de la Définition 3.4.1.

Définition 3.4.1: Hypothèse de répartition

Dans le cas du mouvement de squat, nous supposons qu'un individu non équipé d'une orthèse admet une symétrie des masses par rapport au plan sagittal. Par conséquent, son poids se répartit équitablement sur chacun de ses pieds. Autrement dit, pour tout $t \in [0; T]$, $\mathbf{R}_g(t) = \mathbf{R}_d(t) = \mathbf{R}(t)$.

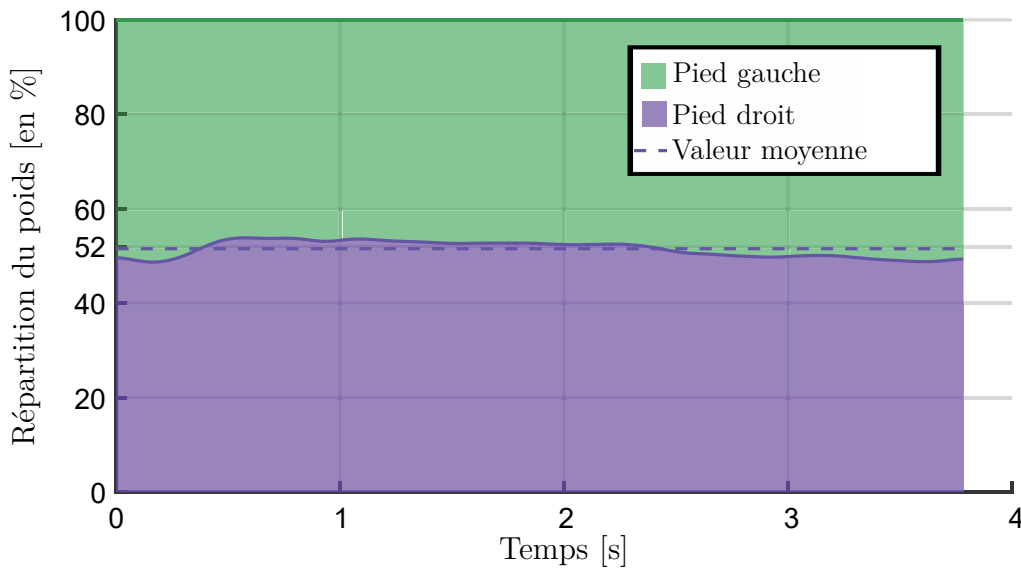


FIGURE 3.16 – Répartition du poids sur chaque pied en fonction du temps.

Le modèle dynamique peut alors prendre une forme factorisée :

$$\begin{aligned} \mathbf{D}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{G}(\mathbf{q}) &= \mathbf{B}\boldsymbol{\Gamma} + (\mathbf{J}_g^\top + \mathbf{J}_d^\top) \cdot \mathbf{R} \\ &= \left[\mathbf{B} \mid (\mathbf{J}_g^\top + \mathbf{J}_d^\top) \right] \cdot \begin{bmatrix} \boldsymbol{\Gamma} \\ \mathbf{R} \end{bmatrix}. \end{aligned} \quad (3.10)$$

Par expérience numérique, la matrice $\left[\mathbf{B} \mid (\mathbf{J}_g^\top + \mathbf{J}_d^\top) \right]$ est inversible. Les couples articulaires $\boldsymbol{\Gamma}$ ainsi que les actions de réaction du sol \mathbf{R} peuvent être calculés à partir de l'Équation (3.4.2).

Équation 3.4.2: Calcul des couples et des actions de réaction

Lorsque les torseurs représentatifs des actions du sol sur les pieds ne sont pas connues, l'hypothèse de répartition des efforts (voir Définition 3.4.1) permet de calculer les couples articulaires ainsi que les actions de réaction du sol sur les pieds :

$$\begin{bmatrix} \boldsymbol{\Gamma} \\ \boldsymbol{R} \end{bmatrix} = \left[\boldsymbol{B} \mid \left(\boldsymbol{J}_g^\top + \boldsymbol{J}_d^\top \right) \right]^{-1} \cdot \left(\boldsymbol{D}(\boldsymbol{q})\ddot{\boldsymbol{q}} + \boldsymbol{C}(\boldsymbol{q}, \dot{\boldsymbol{q}})\dot{\boldsymbol{q}} + \boldsymbol{G}(\boldsymbol{q}) \right) .$$

En utilisant cette méthode, les couples calculés sont représentés Figure 3.17 (les tracés sont en vert). Comme nous avons posé une hypothèse de symétrie des efforts, les couples côté gauche du corps sont strictement identiques à ceux côté droit. Pour pouvoir les comparer aux couples estimés avec le modèle 3D, ces-derniers ont été moyennés par articulation de même nature. Les formes et les ordres de grandeurs sont similaires, mais il existe des différences d'amplitude, en particulier dans le cas des hanches.

Les efforts de réaction du sol calculés sont illustrés Figures 3.11 et 3.12 (les tracés sont en vert). L'amplitude crête-à-crête de la réaction verticale pour un pied est comprise entre celle du pied gauche et celle du pied droit. Par contre, si on compare la réaction verticale totale R_{tot}^z calculée à celle mesurée, les différences sont nettement moins marquées : l'amplitude moyenne, l'amplitude crête-à-crête et la forme générale sont quasiment identiques. Dans le cas des réactions horizontales, les différences de forme sont telles que nous pouvons en déduire que le calcul réalisé ne fournit pas une bonne approximation de celles-ci (voir Figure 3.12).

3.5 Discussion

Pour le sujet considéré, nous avons obtenu des trajectoires articulaires de squat ramenées sur un cycle dit « moyen ». Les couples articulaires ont ensuite été déterminés par l'intermédiaire de deux modèles : un modèle 3D et le modèle sagittal. Les différents résultats obtenus sont quantifiés et recensés dans le Tableau 3.2.

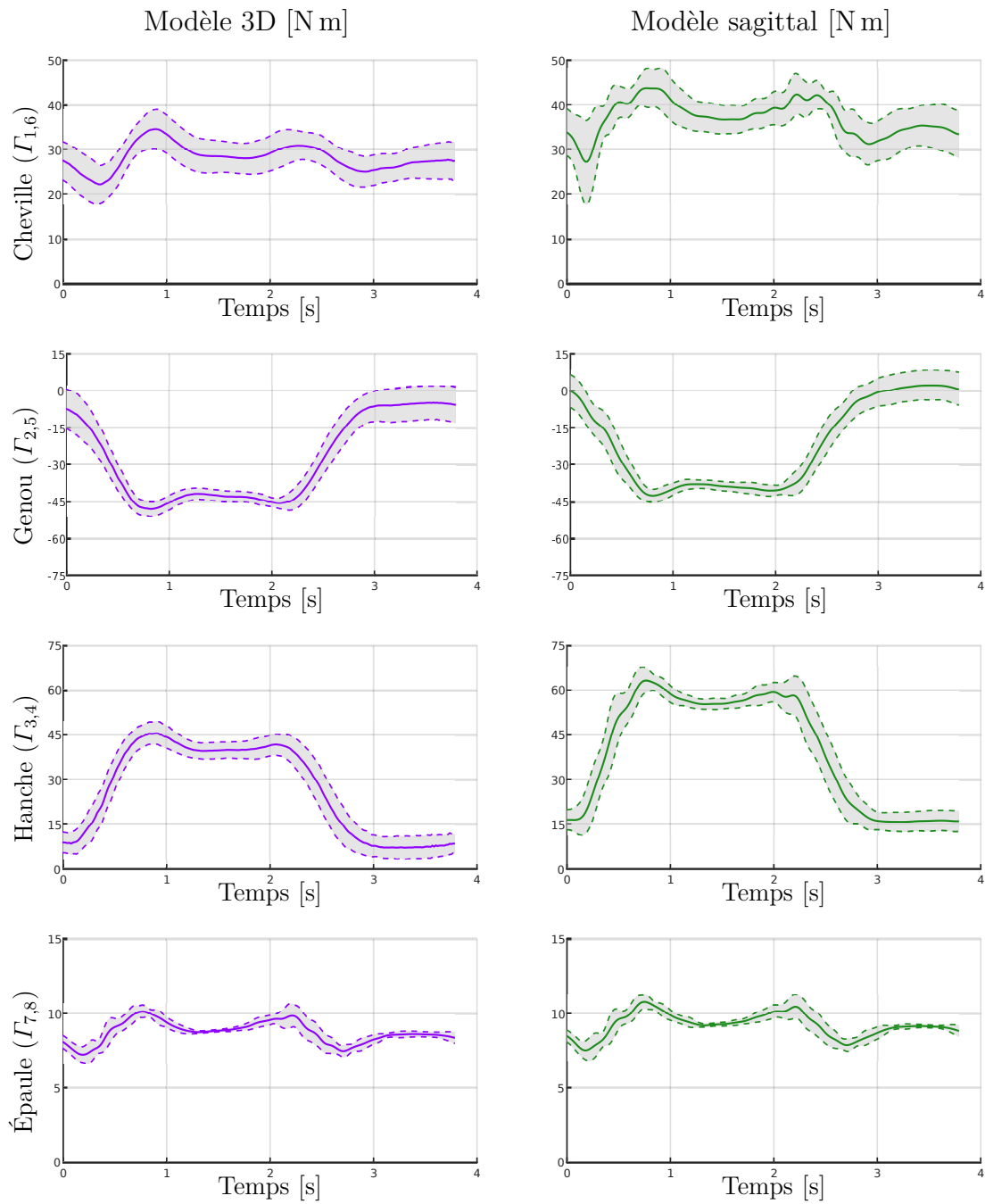


FIGURE 3.17 – Couples articulaires calculés avec le modèle sagittal (en trait vert) et estimés avec le modèle 3D en moyennant les côtés gauche et droite (en trait violet).

L'écart ϵ est défini par

$$\boxed{\epsilon = C_{\text{MS}} - C_{\text{3D}}} \quad (3.11)$$

avec C_{MS} et C_{3D} désignant respectivement le couple d'une même articulation calculé à partir du modèle sagittal et du modèle 3D. Sa valeur moyenne est notée $\bar{\epsilon}$ et son écart-type σ_{ϵ} .

Pour le calcul des couples par le biais du modèle Sagittal, deux méthodes ont été utilisées : une méthode d'estimation basée sur les moindres carrés et une méthode basée sur une hypothèse de répartition qui permet de s'affranchir des données de réactions du sol sur les pieds. Si on utilise la méthode d'estimation basée sur les moindres carrés, les couples calculés aux chevilles, aux genoux et aux épaules avec les deux modèles sont similaires : l'écart-type et la valeur moyenne de l'écart restent inférieurs à 2 N.m. Dans le cas des hanches, par contre, l'écart moyen est conséquent : 9,0 N.m pour la hanche gauche et 11,1 N.m pour la hanche droite. Mais en ce qui concerne l'écart-type, il est inférieur à 5 N.m. Nous pouvons en déduire que pour les hanches, les couples calculés ont une forme très similaire mais un décalage d'amplitude important. Lorsque les couples sont calculés en supposant les réactions du sol inconnues, l'écart moyen augmente dans l'ensemble, excepté pour les épaules. L'écart-type augmente aussi, mais dans une moindre mesure. Néanmoins, les valeurs moyennes des couples restent cohérentes par rapport à celles obtenues avec la première méthode. Le maximum de l'écart est quant à lui beaucoup plus important avec cette méthode-là. De ces remarques, nous pouvons en déduire que l'utilisation du modèle sagittal avec les données de plateforme fournissent une estimation des couples avec des défauts de forme réduits par rapport à l'estimation faite par le modèle 3D. Ces défauts de formes augmentent un peu si les réactions du sol ne sont pas connues. Qualitativement, les informations données par les plateformes permettent de lisser les signaux couples estimés.

Des différences d'amplitude moyenne ont été notées entre les deux modèles. Il est difficile d'en donner la raison car les étapes de traitement qui ont permis d'obtenir les résultats présentés sont nombreuses. Elles peuvent s'expliquer par l'utilisation de tables anthropométriques différentes, par l'étape très sensible de mise à l'échelle sous Opensim[®], par les hypothèses de mouvement plan, ...

Enfin, le modèle sagittal fournit une bonne estimation de la réaction verticale

totale lorsqu'on pose une hypothèse de répartition symétrique des efforts. Cette hypothèse n'est pas vérifiée à un instant t (voir Figure 3.11), mais est quasiment vérifiée en moyenne (voir Figure 3.16).

[N.m]	Moindres carrés								Calcul			
	Gauche				Droit							
	\bar{C}_{MS}	$\bar{\epsilon}$	σ_{ϵ}	$\max \epsilon $	\bar{C}_{MS}	$\bar{\epsilon}$	σ_{ϵ}	$\max \epsilon $	\bar{C}_{MS}	$\bar{\epsilon}$	σ_{ϵ}	$\max \epsilon $
Cheville	31.4	1.1	0.45	2.6	27.5	1.6	0.51	3.1	37.1	8.9	2.4	16.4
Genou	-21.7	0.7	1.9	3.6	-31.9	1.4	1.0	4.5	-21.9	5.9	1.6	9.5
Hanche	38.3	9.0	2.7	13.5	35.1	11.1	4.4	16.7	39.8	13.2	4.0	19.6
Épaule	7.1	-1.6	0.38	2.9	7.1	-1.6	0.41	2.9	9.2	0.47	0.08	0.67

TABLE 3.2 – Comparaison des résultats obtenus avec les deux modèles. Le modèle 3D est pris comme référence.

Chapitre 4

Répartition du poids en double appui

Contents

4.1	Introduction	134
4.2	Obtention d'un cycle moyen de squat avec et sans jambe lestée	134
4.2.1	Le matériel utilisé	134
4.2.2	Le protocole expérimental	135
4.2.3	Traitement des données	137
4.2.4	Le cycle moyen de squat réalisé	143
4.3	Méthodologie d'analyse des données de squat	143
4.4	Méthode Leave One Out	151
4.4.1	Application de la méthode	151
4.4.2	Interprétation des résultats	155
4.5	Discussion	156

4.1 Introduction

Dans le précédent chapitre, nous avons remarqué que la résolution du modèle dynamique pour le mouvement de squat nécessite l'utilisation d'une hypothèse de répartition si les réactions du sol sont inconnues. Dans le cas où il existe un plan de symétrie des masses (le plan sagittal), nous avons formulé l'hypothèse d'équirépartition des efforts sur les deux pieds. En l'absence d'un tel plan de symétrie, il est évident que l'hypothèse formulée n'est plus valide. C'est le cas lorsque nous considérons un être humain équipé d'une orthèse de genou. L'objectif de ce chapitre est, à partir d'une campagne d'acquisition de données menée sur dix sujets, de dégager une tendance générale et de formuler une hypothèse de répartition lorsque l'être humain est équipé d'une orthèse de genou. La méthodologie adoptée pour déterminer les trajectoires moyennes et les efforts de réactions du sol moyens du mouvement de squat réalisé est analogue à celle utilisée dans le précédent chapitre. Les données sont ensuite analysées de manière à identifier les paramètres du modèle de répartition proposé. Enfin, une méthode « Leave One Out » est utilisée pour vérifier la cohérence des paramètres identifiés en considérant différentes bases d'apprentissage.

4.2 Obtention d'un cycle moyen de squat avec et sans jambe lestée

Pour répondre à l'objectif énoncé, une campagne d'acquisition de données de squat a été réalisée. Dix sujets sains ont participé à l'expérience, avec leur consentement. Ils sont âgés de 24 à 27 ans, mesurent entre 1,70 m et 1,84 m et pèsent entre 54 kg et 74 kg. Quatre séries de dix squats leur ont été demandées : deux séries dites sans jambe lestée et deux avec jambe lestée. La jambe lestée de 5 kg modélise le port d'une orthèse de genou.

4.2.1 Le matériel utilisé

Le matériel d'acquisition utilisé est le même que celui décrit dans le Chapitre 3. En complément de ce matériel, une jambe lestée a été confectionnée par nos soins

(voir Figure 4.1) pour pouvoir modéliser le poids d'une orthèse de genou sur la jambe gauche. Découpée dans une combinaison de plongée composée principalement de néoprène¹, des sangles et un lacet ont été intégrés sur toute la longueur de la jambe. L'élasticité du matériau et le système d'attaches permettent à la jambe lestée de s'adapter aux différents sujets tout en garantissant un bon maintien et une liberté de mouvement.

Des poches ont été cousues et réparties le long de la jambe lestée, de sorte qu'il y en ait huit réparties autour de la partie « cuisse » et deux autour de la partie « mollet ». Ces poches permettent de recevoir chacune un lest de plongée de 500 g. De cette façon, la jambe lestée permet de modéliser le port d'une orthèse de genou constituée d'un sous-système « cuisse » de masse $m_c = 4$ kg et d'un sous-système « mollet » de masse $m_m = 1$ kg.

La jambe équipée du système confectionné est, par contrainte de conception et de réalisation, la jambe gauche. Cette jambe sera donc désignée par la suite comme étant la jambe ipsilatérale et la jambe droite, controlatérale.

4.2.2 Le protocole expérimental

Le protocole expérimental a été complété par rapport à celui décrit dans le Chapitre 3. Les principales étapes le constituant sont résumées autour des points suivants :

- Préparation de la salle avant l'arrivée du sujet et étalonnage des systèmes d'acquisition.
- Accueil du sujet et signature du consentement. Les lignes directrices de l'expérience lui sont expliquées.
- Acquisition d'informations générales sur le sujet (âge, taille, masse). Ces données sont recensées sur une fiche « Sujet » type (voir Annexe 4.5).
- Préparation du sujet. Le sujet est équipé de la jambe lestée dès le début de la séance, sans les lestes. Un soin particulier est apporté à la mise en position du système confectionné pour qu'il maintienne au mieux la jambe du sujet tout en garantissant le confort de celui-ci. Il est ensuite équipé de

1. Le néoprène est un caoutchouc synthétique ayant entre autres de bonnes propriétés élastiques.

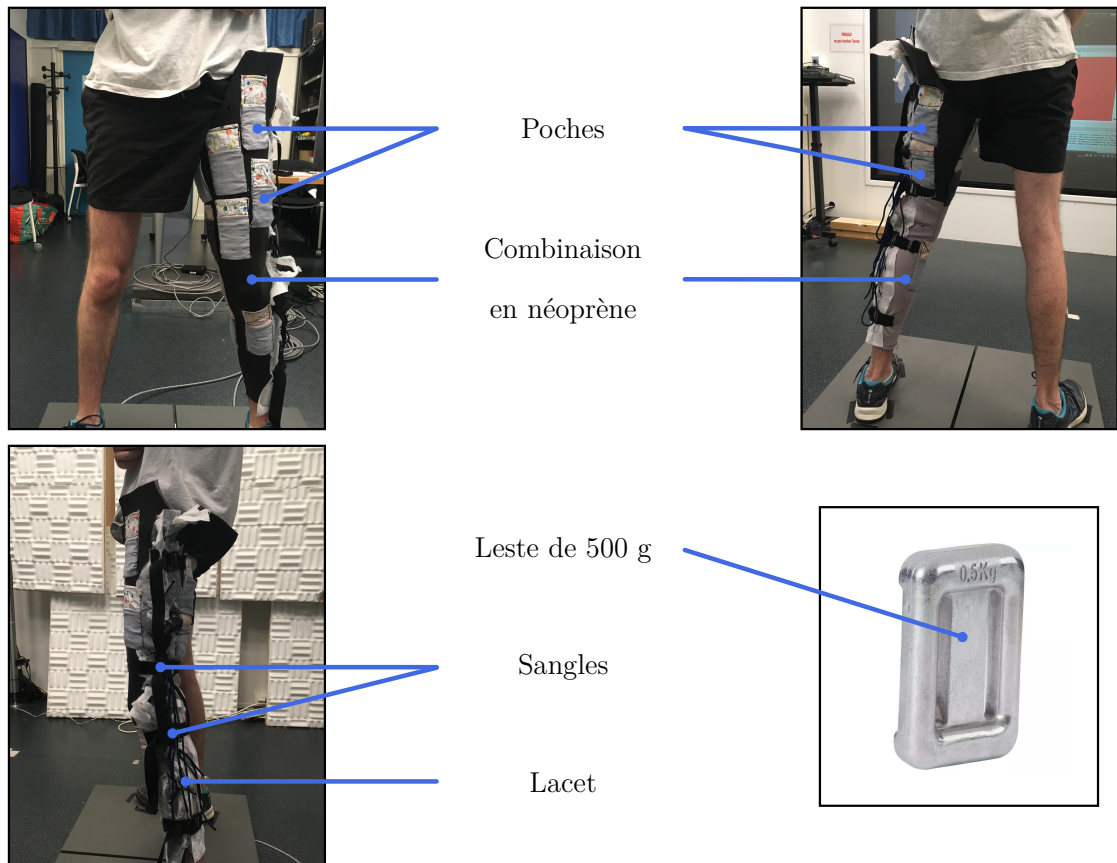


FIGURE 4.1 – Présentation de la jambe lestée.

l'ensemble des marqueurs associés au système de capture de mouvement.

- Prise d'origine pour la position des pieds sur les plateformes. Le sujet se place en position de squat, un pied sur chaque plateforme, et réalise quelques mouvements de squat pour chercher l'écartement des pieds le plus confortable. Un marquage est alors réalisé sur les plateformes pour repérer la position des pieds. Les prises de mesure sont reportées sur la « Fiche Sujet ».
- Acquisition de la posture de référence pour pouvoir procéder à la mise à l'échelle du modèle sous Opensim[®] [Del+07] (voir Section 3.3.2).
- Acquisition de deux séries de dix mouvements de squat, comme décrit dans le Section 3.2.1, avec une pause de cinq minutes entre chacune d'elles.
- Ajout des lestes sur la jambe ipsilatérale.
- Acquisition de la posture de référence et des deux séries de dix mouvements de squat.
- Les marqueurs et la jambe lestée sont déséquipés du sujet.
- Le sujet est remercié et une collation lui est proposée.

4.2.3 Traitement des données

Obtention des trajectoires articulaires $\mathcal{T}(\mathbf{q}_a)$, $\mathcal{T}(\dot{\mathbf{q}}_a)$ et $\mathcal{T}(\ddot{\mathbf{q}}_a)$

À l'issue de la campagne d'acquisition de données, celles-ci sont traitées. La première étape consiste à obtenir les trajectoires articulaires à partir des mesures spatiales réalisées par le système de capture de mouvement. Celle-ci est réalisée sous Opensim[®], pour chaque individu, par l'intermédiaire des étapes de mise à l'échelle du modèle et de résolution numérique par cinématique inverse comme décrites dans la Section 3.3.

Nous avons souligné au cours du Chapitre 3 la sensibilité de cette méthode à l'étape de mise à l'échelle sous Opensim[®]. En effet, la qualité des signaux obtenus est dépendante de l'écart de positionnement ϵ_{IK} des marqueurs virtuels et expérimentaux (voir Équation (3.5)). En pratique, nous avons constaté un écart ϵ_{IK} de l'ordre de 2 à 4 cm. L'ordre de grandeur est cohérent avec les recommandations données dans la documentation Opensim[®] [Doc].

D'autre part, pour contrôler qualitativement les signaux obtenus à ce stade,

nous utilisons le modèle Sagittal défini dans le Chapitre 2. En effet, nous avons constaté à la Section 3.4.2 qu'il permettait de fournir une bonne estimation de l'effort de réaction vertical total uniquement à partir des données issues de la capture de mouvement. Pour déterminer une relation simple entre les grandeurs, nous considérons le système $\mathcal{S} = \{\text{corps humain} + \text{orthèse}\}$ que nous isolons. Il est soumis aux actions mécaniques extérieures suivantes (voir Figure 4.2), exprimées dans le repère du modèle Sagittal $\mathcal{R}_0 = (P_g, \mathbf{x}, \mathbf{y}, \mathbf{z})$:

- L'action de son poids $\mathbf{P} = -M_{\text{tot}}g\mathbf{y}$, avec $M_{\text{tot}} = M + m^o$, M étant la masse de l'humain et m^o celle de l'orthèse,
- L'action du sol sur le pied gauche $\mathbf{R}_g = \mathbf{R}_g^x + \mathbf{R}_g^y$; elle génère un moment $\mathbf{M}_{R,g}$ au point P_g ,
- L'action du sol sur le pied droit $\mathbf{R}_d = \mathbf{R}_d^x + \mathbf{R}_d^y$; elle génère un moment $\mathbf{M}_{R,d}$ au point P_d .

En appliquant le théorème de la résultante dynamique à \mathcal{S} et en notant respectivement \ddot{x}_G et \ddot{y}_G les accélérations linéaires du centre de gravité (noté G) suivant les axes \mathbf{x} et \mathbf{y} , nous obtenons le système

$$\begin{cases} M\ddot{x}_G = R_g^x + R_d^x \\ M\ddot{y}_G = R_g^y + R_d^y - M_{\text{tot}}g \end{cases} . \quad (4.1)$$

La deuxième équation du système précédent conduit à l'Équation (4.2). Cette équation relie l'effort de réaction vertical total R_{tot}^y à l'accélération verticale du centre de gravité \ddot{y}_G .

$$\boxed{R_{\text{tot}}^y = M_{\text{tot}}(\ddot{y}_G + g)} . \quad (4.2)$$

L'accélération verticale du centre de gravité \ddot{y}_G est obtenue par double dérivation centrée de la position verticale du centre de gravité y_G , elle-même obtenue par l'intermédiaire des positions articulaires et des caractéristiques du modèle Sagittal.

Pour un sujet et une série de mouvements de squat donnés, la Figure 4.3 compare l'effort de réaction vertical total calculé à partir de l'Équation (4.2) avec celui mesuré par les plateformes après application d'un filtre Butterworth passe-bas d'une fréquence de coupure de 5 Hz. Les allures des deux signaux étant similaires, cette méthode permet de vérifier qualitativement la cohérence des résultats obtenus après la méthode de résolution numérique par cinématique inverse.

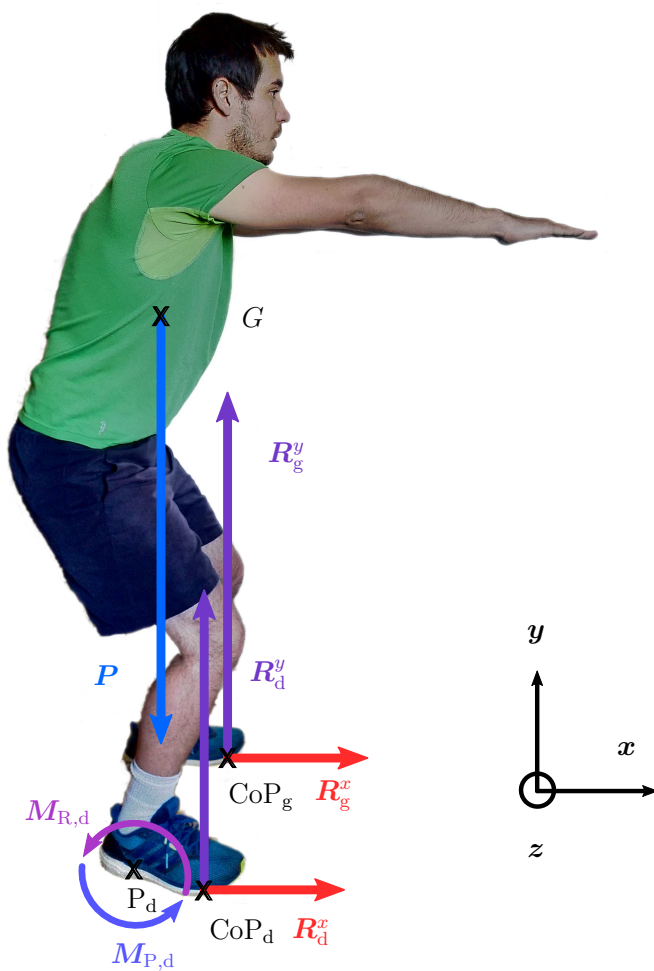


FIGURE 4.2 – Bilan des actions mécaniques extérieures appliquées au corps humain pendant le mouvement de squat.

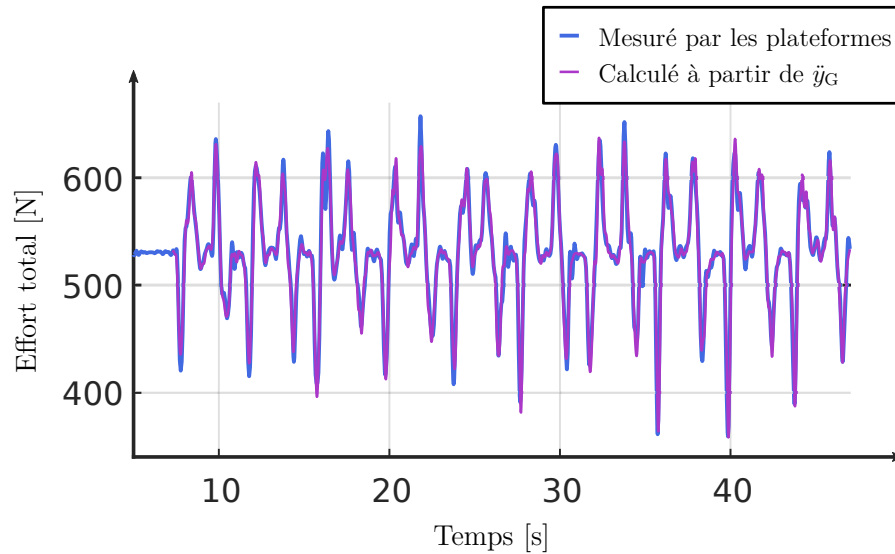


FIGURE 4.3 – Comparaison entre l’effort de réaction vertical total mesuré par les plateformes et celui calculé à partir de l’accélération du centre de gravité, pour un sujet.

Découpage et recalage des phases et états des cycles de squat réalisés

Pour pouvoir obtenir le cycle moyen de squat réalisé par l’ensemble des sujets, il est nécessaire de détecter les instants particuliers des cycles effectivement réalisés. Sous Matlab®, les données de plateforme sont traitées de manière analogue à la Section 3.3.5. La différence est que l’algorithme CUSUM [Pag54 ; Hun13] est appliqué à quatre reprises sur le signal de l’effort vertical total appliqué par les plateformes sur les pieds $R_{\text{tot}}^y = (R_g^y + R_d^y)$ pour détecter les instants initiaux de chacune des phases et postures des mouvements de squat (voir Section 3.2.1). La Figure 4.4 propose, pour un sujet et une série de squats donnés, la détection des phases et états des cycles de squat à l’issue de l’application de la méthode.

Pour un signal donné, une fois les instants particuliers des cycles détectés, les phases et états sont recalibrés par rapport au cycle de squat de référence de $T = 4\text{ s}$ (voir Section 3.2.1). Par exemple, pour une portion de signal définie par $t \in [t_1 ; t_2]$ (voir Figure 4.5), correspondant à une phase ou un état donné, sa durée $\Delta t = t_2 - t_1$ est ramenée à une durée de référence $\Delta t' = 1\text{ s}$. Pour ce faire, chaque

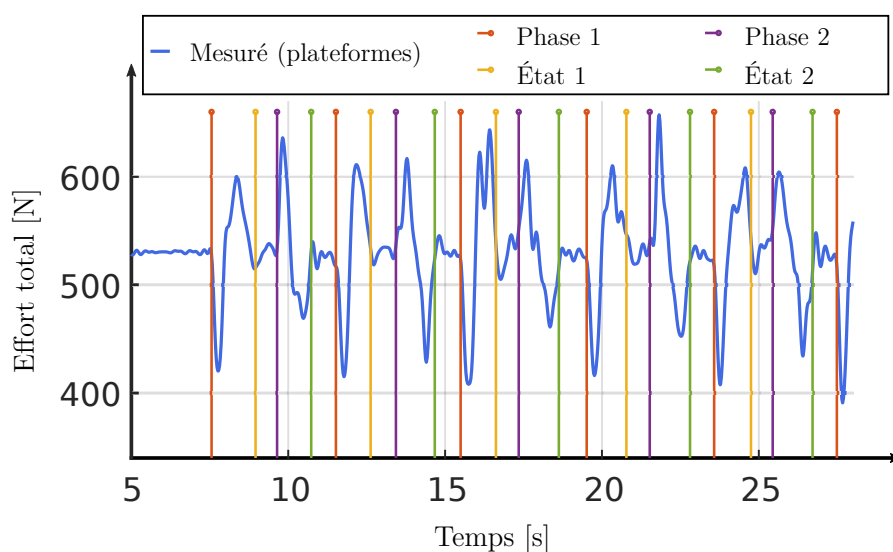


FIGURE 4.4 – Détection des instants initiaux des phases et états des cycles de squat par l'algorithme CUSUM, pour un sujet donné.

portion est ré-échantillonnée à une fréquence

$$f' = \frac{f_{\text{des}}}{t_2 - t_1}$$

où la fréquence désirée f_{des} vaut 60 Hz.

Dans le cas d'un signal issu des plateformes, la fréquence d'échantillonnage valant $f_p = 1000$ Hz, le signal obtenu après recalibration est nécessairement sous-échantillonné par rapport au signal d'origine. Dans le cas d'un signal issu du système de capture du mouvement, la fréquence d'acquisition étant $f_{\text{MC}} = f_{\text{des}}$, il peut s'agir d'un sur-échantillonnage si $(t_2 - t_1) < 1$. En pratique, sur les signaux traités, il n'y a pas d'effets significatifs du sur-échantillonnage car le taux d'échantillonnage défini par

$$\frac{f'}{f_{\text{MC}}} = \frac{1}{t_2 - t_1}$$

n'excède pas 1,2.

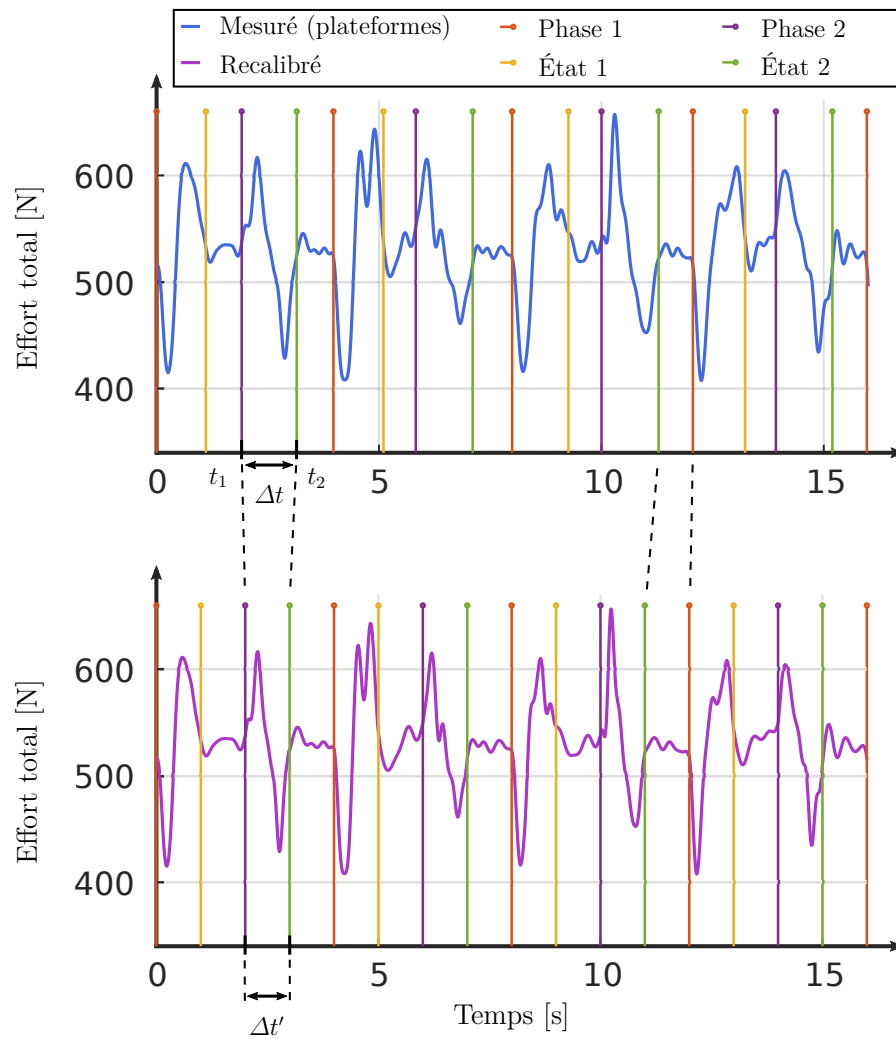


FIGURE 4.5 – Recalibration sur un cycle de référence des phases et états des cycles réalisés par un sujet.

4.2.4 Le cycle moyen de squat réalisé

Une fois l'ensemble des signaux recalibrés par rapport au cycle de référence, ceux-ci sont moyennés comme expliqué à la Section 3.3.5. En ce qui concerne les efforts de réaction, ceux-ci ont d'abord été normalisés par rapport au poids total de l'individu concerné avant d'être moyennés. Les trajectoires articulaires $\mathcal{T}(\mathbf{q}_a)$, $\mathcal{T}(\dot{\mathbf{q}}_a)$ et $\mathcal{T}(\ddot{\mathbf{q}}_a)$ ainsi que les réactions verticales du cycle moyen de squat réalisé par l'ensemble des sujets, avec et sans la jambe lestée, sont représentés Figure 4.6. Les caractéristiques du sujet moyen ayant participé à l'expérience sont recensées à la Tableau 4.1. Nous pouvons remarquer que la jambe lestée représente pour environ 8 % du poids du sujet moyen.

Les formes des signaux de la Figure 4.6 sont tout à fait comparables à celles des signaux obtenus dans le cas de l'étude du Chapitre 2. Par ailleurs, les trajectoires articulaires sont similaires avec et sans la jambe lestée, si ce n'est qu'avec, l'amplitude du mouvement est en moyenne un peu plus faible. En ce qui concerne l'effort de réaction vertical de la jambe ipsilatérale, il est, comme attendu, supérieur avec l'ajout des lestes.

Sujet moyen	
Age [ans]	25
Taille [m]	1,76
Masse [kg]	64,2
Masse avec lestes [kg]	69,2
Écart relatif masse [%]	7,8

TABLE 4.1 – Caractéristiques du sujet moyen ayant participé à l'expérience.

4.3 Méthodologie d'analyse des données de squat

Pour pouvoir quantifier la proportion du poids sur la jambe ipsilatérale, la méthodologie suivante est adoptée.

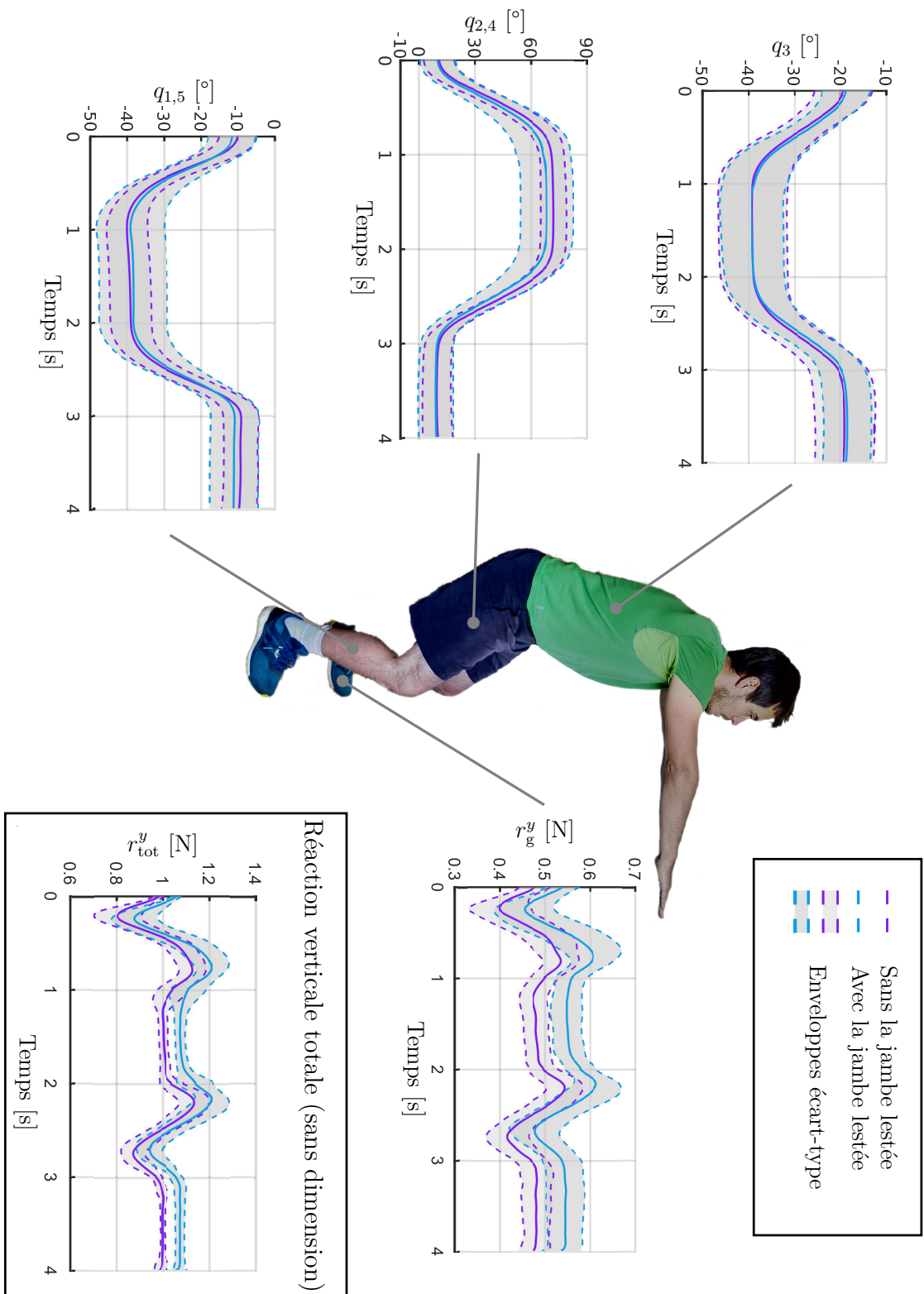


FIGURE 4.6 – Données relatives aux cycles moyen de squat avec et sans jambe lestée, pour l'ensemble des participants. La réaction verticale adimensionnelle est notée r^y .

Répartition instantanée des réactions verticales

Nous cherchons dans un premier temps à obtenir la répartition instantanée des réactions verticales du sol sur les pieds, en particulier celle de la jambe ipsilatérale (voir Figure 4.7). La proportion de réaction sur la jambe ipsilatérale est donnée par le rapport k que l'on désignera comme le taux de réaction instantané (voir Définition 4.3.1).

Définition 4.3.1: Taux de réaction instantané

À un instant t donné, le rapport défini par

$$k = \frac{r_g^y}{r_{\text{tot}}^y}$$

correspond à la proportion de la réaction verticale totale sur la jambe ipsilatérale.

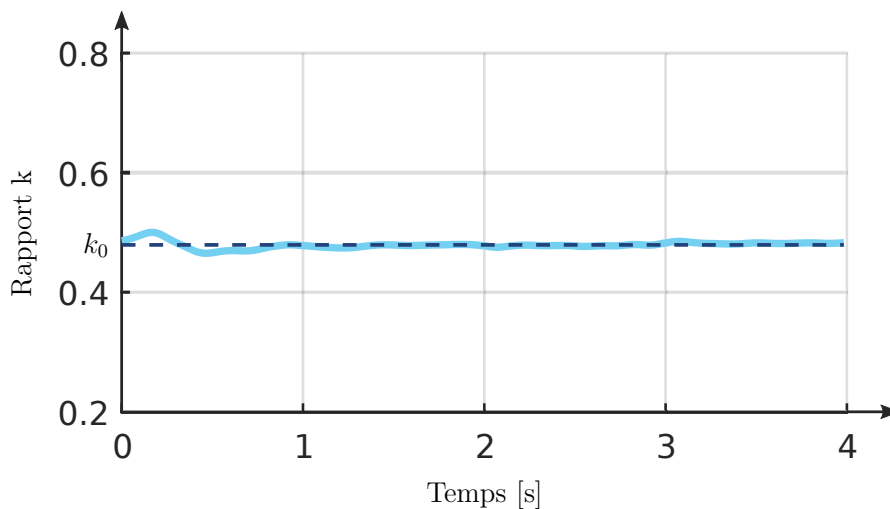


FIGURE 4.7 – Répartition instantanée de la réaction du sol sur la jambe ipsilatérale (sans les lestes).

La Figure 4.7 montre une évolution quasiment constante du rapport k . Une première approche consiste à proposer le modèle de l'Équation (4.3.1). Physiquement, le facteur k_0 traduit le fait que, en moyenne sur le cycle moyen de squat, le

sujet moyen répartit son poids d'un facteur k_0 sur la jambe ipsilatérale. Les valeurs k_0 de ce modèle sont recensées dans le Tableau 4.2.

Équation 4.3.1: Modèle basique de répartition

Le taux de réaction instantané k est approximé à sa valeur moyenne k_0 . Il en découle le modèle basique de répartition

$$r_g^y = k_0 r_{\text{tot}}^y .$$

Ce modèle a l'avantage d'appréhender simplement la répartition des efforts verticaux du sol sur les pieds mais il ne tient pas compte de l'aspect dynamique du mouvement de squat. En effet, un être humain ne répartit pas nécessairement de la même façon son poids lorsqu'il maintient une posture (ou position statique) ou lorsqu'il réalise une phase d'un mouvement considéré. Un second modèle que nous envisageons consiste donc à déterminer des caractéristiques statiques et dynamiques pour le mouvement de squat considéré, sans les lestes d'une part et avec les lestes d'autre part.

Détermination des caractéristiques statiques

À partir de l'ensemble des données des efforts de réaction normalisés par le poids des sujets considérés (dont le motif moyen est donné Figure 4.6), nous cherchons le couple $(r_{g,s}^y, r_{\text{tot},s}^y)$ qui caractérise les états statiques 1 et 2 du cycle de squat qui correspondent aux phases de maintien des postures basse et haute. Une bonne estimation de ce couple de valeurs est obtenue par la valeur médiane des signaux r_{tot}^y et r_g^y . La Tableau 4.2 recense ces valeurs caractéristiques avec et sans le port des lestes. Le coefficient α_s est défini par le rapport

$$\alpha_s = \frac{r_{g,s}^y}{r_{\text{tot},s}^y} .$$

Le rapport $\frac{r_{g,s}^y}{r_{\text{tot},s}^y}$ nous renseigne sur la proportion du poids total sur la jambe ipsilatérale pendant les phases de maintien des postures statiques 1 et 2. Il sera désigné par la suite comme étant le coefficient de répartition statique. Nous pouvons

Jambe lestée	$r_{\text{tot},s}^y$	$r_{\text{g},s}^y$	α_s	k_0
Sans	1,0	0,48	0,48	0,48
Avec	1,1	0,55	0,51	0,51

TABLE 4.2 – Valeurs de référence des réactions verticales caractéristiques des états statique 1 et 2 du cycle de squat et valeurs k_0 du modèle de l'Équation (4.3.1).

affirmer que, sur l'ensemble des sujets ayant participé à l'expérience, sans le port des lestes, le poids du sujet moyen sur la jambe ipsilatérale pendant les phases de maintien des postures statiques est de 48 % : le poids est majoritairement réparti sur la jambe controlatérale. Avec l'ajout des lestes, la proportion du poids total (sujet moyen + lestes) sur la jambe ipsilatérale passe à 51 %, soit une augmentation de 3 %. Si le sujet moyen avait conservé la tendance à répartir 48 % de son propre poids sur la jambe ipsilatérale, cette proportion aurait été de 52 %, soit une augmentation de 4 %. La conclusion de cette remarque est que, avec l'ajout des lestes, le sujet moyen s'est adapté et a cherché à compenser la dissymétrie de masse imposée. Un autre constat est que la proportion instantanée moyenne k_0 et la proportion du poids total sur la jambe ipsilatérale pendant les phases de maintien des postures statiques α_s sont sensiblement égales.

Détermination des caractéristiques dynamiques

En considérant les valeurs de référence des postures statiques du cycle de squat, nous traçons le nuage de points $r_{\text{g},c}^y = f(r_{\text{tot},c}^y)$ où $r_{\text{g},c}^y = r_{\text{g}}^y - r_{\text{g},s}^y$ et $r_{\text{tot},c}^y = r_{\text{tot}}^y - r_{\text{tot},s}^y$ correspondent aux réactions verticales centrées autour des valeurs de référence $(r_{\text{tot},s}^y, r_{\text{g},s}^y)$ (voir Figure 4.8a). Par l'observation de répartition et de la concentration de ces points, nous posons le modèle linéaire de l'Équation (4.3).

$$r_{\text{g},c}^y = \alpha_d r_{\text{tot},c}^y \quad (4.3)$$

Pour déterminer le paramètre α_d , nous calculons la solution des moindres carrés, c'est-à-dire celle qui minimise la quantité de l'Équation (4.4).

$$\alpha_d = \arg \min_{\alpha} \|r_{\text{g},c}^y - \alpha r_{\text{tot},c}^y\|^2 \quad (4.4)$$

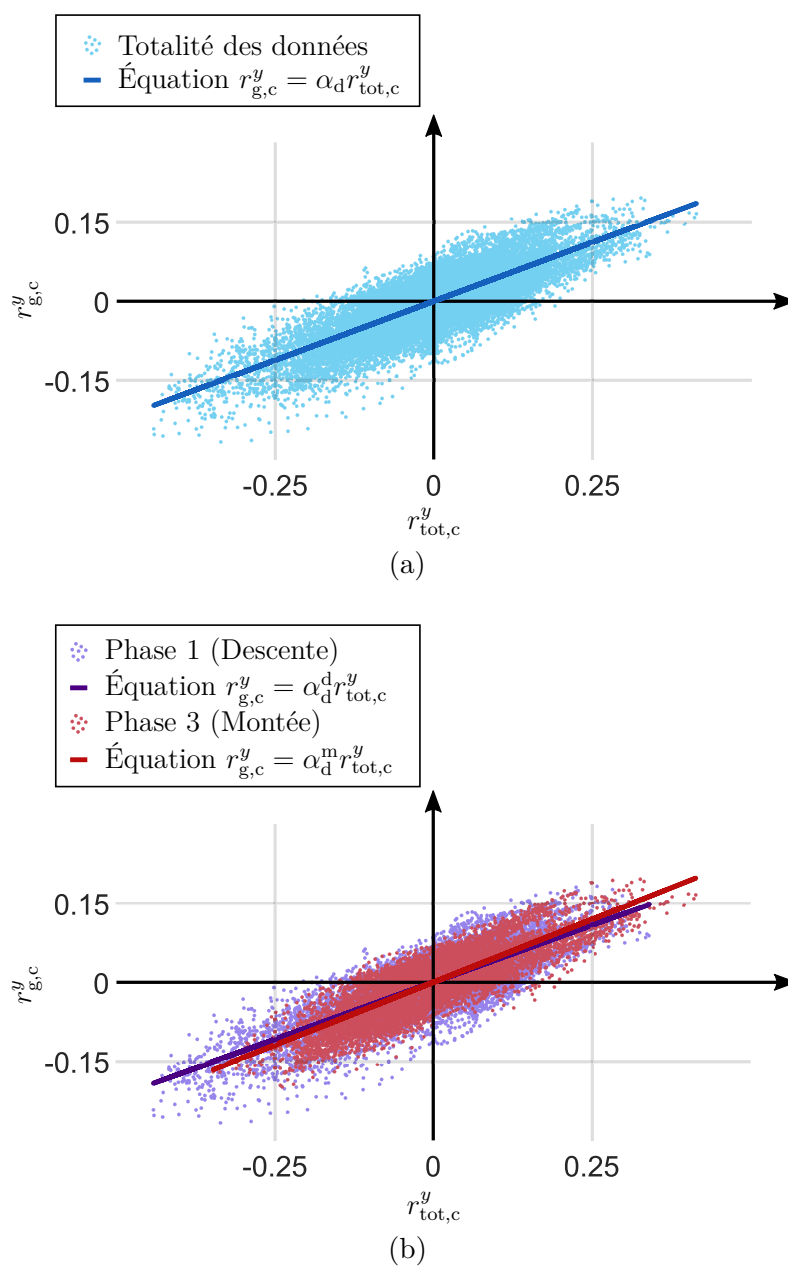


FIGURE 4.8 – Nuage de points $r_{g,c}^y = f(r_{\text{tot},c}^y)$ correspondant aux données des mouvements de squat acquis pour un sujet, sans jambe lestée. (a) Ensemble des données collectées pour un sujet, sans jambe lestée. (b) Données correspondant aux phases « Montée » et « Descente » du mouvement de squat.

La solution peut s'écrire sous la forme littérale suivante

$$\alpha_d = \left((\mathbf{r}_{\text{tot},c}^y)^\top \mathbf{r}_{\text{tot},c}^y \right)^{-1} (\mathbf{r}_{\text{tot},c}^y)^\top \mathbf{r}_{g,c}^y. \quad (4.5)$$

La confiance accordée à cette solution peut être quantifiée par l'écart-type de l'estimateur non biaisé

$$\sigma_d = \frac{1}{N-2} \frac{(\mathbf{r}_{g,c}^y - \alpha_d \mathbf{r}_{\text{tot},c}^y)^\top (\mathbf{r}_{g,c}^y - \alpha_d \mathbf{r}_{\text{tot},c}^y)}{(\mathbf{r}_{\text{tot},c}^y)^\top \mathbf{r}_{\text{tot},c}^y} \quad (4.6)$$

où N est le nombre d'échantillons considérés. Dans notre cas, un ordre de grandeur est $N = 3 \cdot 10^4$.

Un travail analogue à celui-ci a été réalisé en ne tenant compte que des données issues de la phase de descente (respectivement la phase de montée) du cycle de squat. La solution des moindres carrés α_d^d (respectivement la solution α_d^m) a ainsi été calculée (voir Figure 4.8b). Les résultats sont reportés dans le Tableau 4.3.

Données	Totalité		Descente		Montée	
	α_d	$\sigma_d [\times 10^{-3}]$	α_d^d	$\sigma_d^d [\times 10^{-3}]$	α_d^m	$\sigma_d^m [\times 10^{-3}]$
Lestes						
Sans	0,45	2,2	0,43	3,5	0,48	3,4
Avec	0,50	2,4	0,49	3,6	0,52	3,9

TABLE 4.3 – Détermination des caractéristiques de l'estimateur non biaisé des moindres carrés en considérant tout ou partie des données collectées.

À partir des données du Tableau 4.3, nous remarquons que, en présence ou en l'absence de lestes, l'équation inégalitaire

$$\alpha_d^d < \alpha_d < \alpha_d^m \quad (4.7)$$

est vérifiée. Elle traduit le fait que les phases de descente et de montée du cycle de squat ne sont pas tout à fait symétriques du point de vue de la répartition des réactions du sol sur les deux pieds. Physiquement, le coefficient α_d traduit la proportion de la réaction verticale totale sur la jambe ipsilatérale dans les phases dynamiques. Il sera désigné par la suite comme étant le coefficient de répartition dynamique.

Modèle de répartition pour le sujet moyen

En tenant compte des résultats précédents, le modèle de répartition de l'Équation (4.3.2) est proposé. Par l'intermédiaire de ce modèle, la réaction verticale r_g^y est calculée, pour le cycle moyen, et comparée à celle issue de la mesure par les plateformes (voir Figure 4.9). Par rapport au modèle basique (voir Équation (4.3.1)), le taux de répartition instantané n'est pas indépendant du temps (voir Figure 4.9b).

Équation 4.3.2: Modèle de répartition

La réaction verticale de la jambe ipsilatérale r_g^y est déduite de celle totale r_{tot}^y avec la relation

$$r_g^y = \alpha_s \cdot r_{tot,s}^y + \alpha_d \cdot \underbrace{\left(r_{tot}^y - r_{tot,s}^y \right)}_{r_{tot,d}^y}$$

où α_s correspond au coefficient de répartition statique, α_d au coefficient de répartition dynamique et $r_{tot,s}^y$ à la réaction normalisée médiane des postures statiques du mouvement de squat considéré. La quantité $r_{tot,d}^y = \left(r_{tot}^y - r_{tot,s}^y \right)$ correspond à la variation dynamique de la réaction verticale totale r_{tot}^y .

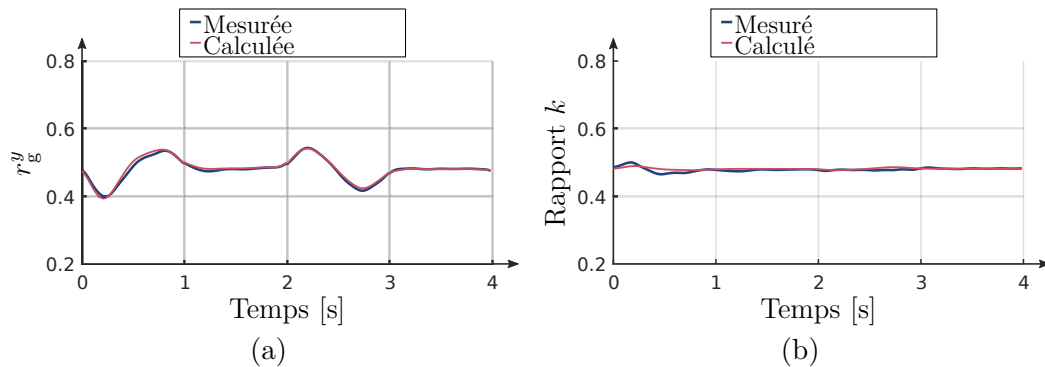


FIGURE 4.9 – Comparaison entre les réactions verticales du cycle moyen mesurée et calculée en utilisant le modèle de l'Équation (4.3.2) (sans les lestes). (a) Réaction verticale du sol sur la jambe ipsilatérale. (b) Répartition instantanée de la réaction du sol sur la jambe ipsilatérale.

4.4 Méthode Leave One Out

4.4.1 Application de la méthode

Pour pouvoir valider les résultats issus du modèle décrit précédemment, il est nécessaire de réaliser une phase de test. La méthode employée sera celle du « Leave One Out ». Appliquée à notre étude, la méthode consiste dans un premier temps à utiliser sept sujets pour déterminer les paramètres du modèle de répartition (voir Figure 4.10). Le huitième sujet est alors utilisé pour tester la validité des paramètres appris. Le processus décrit est réitéré sept fois en effectuant, à chaque fois, une permutation circulaire des sujets de sorte que, à la fin, chaque sujet ait été considéré une fois comme le sujet test.

Pour pouvoir appliquer cette méthodologie, nous avons au préalable déterminé les paramètres du modèle de l'Équation (4.3.2) en utilisant la méthode décrite Section 4.3 à chaque sujet, avec et sans les lestes. Les paramètres α_s et α_d sont recensés dans le Tableau 4.4, où σ_d correspond à l'écart-type de l'estimateur non biaisé des moindres carrés α_d .

Lestes	Sans			Avec		
	α_s	α_d	$\sigma_d [\times 10^{-3}]$	α_s	α_d	$\sigma_d [\times 10^{-3}]$
1	0,49	0,40	4,2	0,52	0,42	3,6
2	0,52	0,56	5,1	0,55	0,51	4,8
3	0,52	0,51	4,9	0,55	0,54	4,4
4	0,48	0,33	5,6	0,51	0,35	7,3
5	0,47	0,48	4,1	0,52	0,52	2,5
6	0,45	0,36	6,6	0,47	0,52	5,8
7	0,45	0,45	2,3	0,47	0,43	2,4
8	0,48	0,49	4,5	0,50	0,54	5,1

TABLE 4.4 – Détermination des caractéristiques du modèle de répartition de l'Équation (4.3.2) pour chacun des sujets, avec et sans les lestes.

Les Tableaux 4.5 et 4.6 recensent les résultats issus de l'application de la méthode « Leave One Out », avec et sans les lestes. Pour un sujet à tester portant le numéro j , le paramètre $\tilde{\alpha}_{s,j}$ est calculé en effectuant la moyenne arithmétique des paramètres $\alpha_{s,i}$ (voir Tableau 4.4) calculés pour les sept autres individus (voir

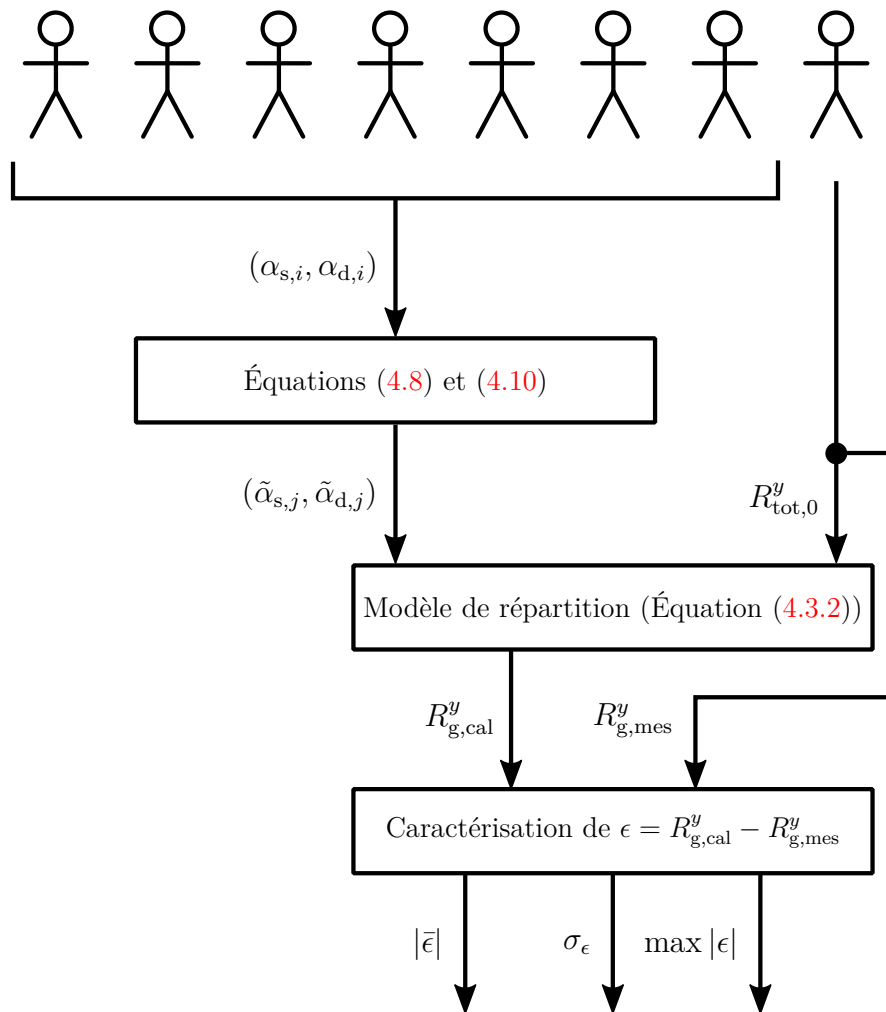


FIGURE 4.10 – Méthode « Leave One Out » appliquée à l'étude menée.

Équation (4.8)).

$$\tilde{\alpha}_{s,j} = \frac{1}{7} \sum_{\substack{i=1 \\ i \neq j}}^8 \alpha_{s,i} \quad (4.8)$$

L'écart-type associé $\tilde{\sigma}_{s,j}$ est donné Équation (4.9).

$$\tilde{\sigma}_{s,j} = \frac{1}{6} \sum_{\substack{i=1 \\ i \neq j}}^8 (\alpha_{s,i} - \tilde{\alpha}_{s,j})^2 \quad (4.9)$$

Le paramètre $\tilde{\alpha}_{d,j}$ est calculé à partir d'une moyenne pondérée inverse variance des $\alpha_{d,i}$ par les $\sigma_{d,i}^2$ (voir Équation (4.10)).

$$\tilde{\alpha}_{d,j} = \frac{1}{\sum_{\substack{i=1 \\ i \neq j}}^8 \frac{1}{\sigma_{d,i}^2}} \sum_{\substack{i=1 \\ i \neq j}}^8 \frac{\alpha_{d,i}}{\sigma_{d,i}^2} \quad (4.10)$$

Le calcul de l'écart-type $\tilde{\sigma}_{d,j}$ de l'estimateur pondéré inverse variance $\tilde{\alpha}_{d,j}$ est donné par l'Équation (4.11).

$$\tilde{\sigma}_{d,j} = \sqrt{\frac{1}{\sum_{\substack{i=1 \\ i \neq j}}^8 \frac{1}{\sigma_{d,i}^2}}} \quad (4.11)$$

Avec ces paramètres, la réaction verticale de la jambe ipsilatérale $R_{g,\text{cal}}^y$ est calculée en utilisant le modèle de l'Équation (4.3.2). La réaction verticale totale $R_{\text{tot},\text{cal}}^y$ est calculée à partir de l'Équation (4.2), et la réaction verticale correspondant à la posture statique $R_{\text{tot},0}^y$ est déduite de la valeur médiane du signal $R_{\text{tot},\text{cal}}^y$. La réaction verticale calculée correspondant à la jambe ipsilatérale $R_{g,\text{cal}}^y$ est ensuite comparée à celle mesurée $R_{g,\text{mes}}^y$. En introduisant le signal d'erreur $\epsilon = R_{g,\text{cal}}^y - R_{g,\text{mes}}^y$, la valeur absolue de sa valeur moyenne $|\bar{\epsilon}|$, son écart-type σ_ϵ et le maximum de sa valeur absolue $\max |\epsilon|$ permettent de quantifier les résultats obtenus à l'issue de la phase de test.

Sans lestes Sujet Test	Données apprises				Résultats du test [N]		
	$\tilde{\alpha}_s$	$\tilde{\alpha}_d$	$\tilde{\sigma}_s [\times 10^{-2}]$	$\tilde{\sigma}_d [\times 10^{-3}]$	$ \bar{\epsilon} $	σ_ϵ	$\max \epsilon $
1	0,48	0,46	2,8	1,5	1,1	14	53
2	0,48	0,45	2,2	1,5	0,2	23	102
3	0,48	0,45	2,4	1,5	0,7	11	57
4	0,48	0,46	2,8	1,5	0,3	13	49
5	0,48	0,45	2,8	1,5	0,9	19	92
6	0,49	0,46	2,5	1,5	0,2	20	66
7	0,49	0,46	2,4	1,8	0,9	17	72
8	0,48	0,45	2,8	1,5	3,0	15	57

TABLE 4.5 – Caractéristiques du modèle de répartition retenu à l'issu de la phase d'apprentissage et résultats obtenus à l'issu de la phase de test, sans les lestes.

Avec lestes Sujet Test	Données apprises				Résultats du test [N]		
	$\tilde{\alpha}_s$	$\tilde{\alpha}_d$	$\tilde{\sigma}_s [\times 10^{-2}]$	$\tilde{\sigma}_d [\times 10^{-3}]$	$ \bar{\epsilon} $	σ_ϵ	$\max \epsilon $
1	0,51	0,48	3,2	1,4	1,7	12	53
2	0,50	0,47	2,8	1,4	2,0	17	73
3	0,50	0,47	2,8	1,4	2,3	10	160
4	0,51	0,48	3,2	1,3	0,2	17	63
5	0,51	0,46	3,2	1,5	0,03	17	69
6	0,52	0,47	2,8	1,3	2,4	21	78
7	0,52	0,50	2,6	1,6	2,6	16	60
8	0,51	0,47	3,2	1,3	5,4	19	92

TABLE 4.6 – Caractéristiques du modèle de répartition retenu à l'issu de la phase d'apprentissage et résultats obtenus à l'issu de la phase de test, avec les lestes.

4.4.2 Interprétation des résultats

Les résultats issus de l'application de la méthodologie décrite dans la Section 4.3 aux huit sujets (voir Tableau 4.4) témoignent d'une certaine variabilité dans la répartition des réactions du sol sur les pieds : le coefficient de répartition statique α_s varie, sans les lestes, entre 45 % (pied droit majoritaire) et 52 % (pied gauche majoritaire). Le coefficient de répartition dynamique α_d varie, quand à lui, avec une plus grande amplitude : entre 33 % et 56 %. Il traduit la répartition des réactions du sol dans les phases dynamiques du mouvement de squat.

De façon attendue, le coefficient de répartition statique α_s augmente avec l'ajout de lestes, de 2 % à 4 %. Pour ce qui est de α_d , l'interprétation est plus difficile. En effet, avec l'ajout des lestes, il subit une variation allant de -5 % à 6 % : certains sujets compensent l'ajout de lestes dans les phases dynamiques en transférant plus de poids sur la jambe controlatérale (correspondant à une variation α_d négative), d'autres font davantage travailler la jambe ipsilatérale (correspondant à une variation α_d positive).

L'écart-type σ_d calculé témoigne quant à lui de la confiance accordée au coefficient α_d des différents sujets, avec une dépendance en $\frac{1}{\sigma_d}$. Par exemple, les sujets 4 et 6 ont présenté, dans les signaux acquis, une certaine variabilité vis-à-vis de la loi considérée Équation (4.3) tandis que, dans le cas des sujets 5 et 7, elle est bien moindre. Cette mesure de la variabilité joue par la suite un rôle dans la détermination du paramètre α_d et de son écart-type σ_d après application de la méthode « Leave One Out » (voir Équations (4.10) et (4.11)). Une lecture des Tableaux 4.5 et 4.6 permet d'affirmer que le degré de confiance accordé au coefficient de répartition dynamique α_d augmente avec le nombre de sujets considérés (par rapport à celui d'un unique sujet considéré). Du côté des coefficients α_s et α_d , les valeurs obtenues sont relativement proches de celles obtenues dans le cas où un sujet moyen est considéré (voir Section 4.3).

En considérant les différents jeux de paramètres obtenus, respectivement avec et sans les lestes, le coefficient α_s calculé varie au maximum de 1 % et 2 % respectivement. Pour α_d , ces chiffres sont de 1 % et 4 % respectivement. La lecture de ces chiffres permet de dire que, avec les lestes, il y a plus de variabilité dans la détermination d'un coefficient de répartition dynamique générique α_d . Physiquement,

cela peut se traduire par le fait que l'ajout de lestes perturbe davantage le sujet pendant les phases dynamiques que pendant les phases de maintien des postures statiques.

Les résultats obtenus dans les différentes phases de test considérées sont recensés dans les Tableaux 4.5 et 4.6. En considérant l'ensemble des jeux de paramètres, nous pouvons quantifier certaines qualités du signal $R_{g,cal}^y$ calculé. La valeur moyenne du signal erreur ϵ est, dans les différents cas, inférieure à 6 N, soit 0,6 kg. Ce chiffre est à mettre en relation directe avec la précision de la plateforme employée (de l'ordre de grandeur de 1 N) et de la précision du système d'acquisition de capture de mouvement (de l'ordre de grandeur de 1 cm). L'écart-type σ_ϵ caractérise les défauts de forme du signal calculé par rapport à la forme du signal mesuré. Il varie globalement entre 10 N et 25 N, soit entre 1 kg et 2,5 kg. Ce chiffre est à mettre en relation notamment avec la variabilité des paramètres calculés du modèle de l'Équation (4.3.2) ainsi que les erreurs cumulées suite aux différents traitements réalisés sur les signaux acquis (filtrage, dérivation, mise à l'échelle du modèle sous Opensim[®], découpage des phases du squat, ...). Celles-ci sont également à mettre en relation avec la valeur maximale du signal erreur qui caractérise l'écart le plus important rencontré. Il varie globalement entre 50 N et 150 N, soit 5 kg et 15 kg. L'ensemble de ces résultats est aussi à mettre en relation avec le poids du sujet moyen dont l'ordre de grandeur est de 650 N. Finalement, sur les différents jeux de paramètres, les grandeurs qui caractérisent le signal erreur ϵ sont caractérisées par des valeurs ayant les mêmes ordres de grandeur : les tendances générales observées dans les signaux et formalisées à travers le modèle de répartition de l'Équation (4.3.2) sont pertinentes.

4.5 Discussion

Ce chapitre explique la méthodologie adoptée pour déterminer un modèle de répartition dans le cas où un individu est équipé d'une orthèse de genou de 5 kg. Le protocole expérimental ainsi que les méthodes utilisées pour traiter les signaux sont détaillés Section 4.2. Ils conduisent à l'obtention d'un cycle moyen de squat dont les caractéristiques sont cohérentes avec celles obtenues dans le cadre de l'étude menée dans le Chapitre 3. La méthodologie permettant d'obtenir les paramètres du

modèle de répartition est ensuite expliquée Section 4.3. Elle permet, entre autre, de s'affranchir de la mesure des réactions du sol sur les deux pieds. La méthode « Leave One Out » offre ensuite l'opportunité de tester le modèle retenu en considérant différentes bases d'apprentissage et de test (voir Section 4.4). Les différents jeux de paramètres obtenus alimentent une base de données pour le simulateur de mouvements de squat développé. Ils peuvent permettre, en considérant un nouvel individu, de prévoir la répartition des efforts de réaction verticaux du sol sur les pieds, équipé ou non d'une orthèse de genou de 5 kg, uniquement à partir des trajectoires articulaires de celui-ci.

Conclusion et Perspectives

Le travail réalisé a permis de concevoir un simulateur pour les mouvements cycliques qui évoluent dans le plan sagittal. Sous cette hypothèse, les calculs réalisés sont simplifiés et le modèle développé est plan : c'est « le modèle Sagittal ». Basé sur des tables anthropométriques, le modèle Sagittal offre la possibilité de personnaliser la masse et la taille du sujet étudié. Il permet également d'intégrer les caractéristiques physiques d'une orthèse de genou. L'objectif du simulateur ainsi défini est d'estimer, au cours du mouvement étudié, les efforts articulaires nécessaires à sa réalisation. Les mouvements particuliers que nous avons considérés sont la marche et le squat, tous deux très utilisés en rééducation. Le premier est un mouvement complexe à étudier car il est constitué de nombreuses phases et états. Le second, plus simple dans sa décomposition, est un mouvement à chaîne cinématique fermée car les deux pieds restent collés au sol. En considérant l'un ou l'autre de ces mouvements, nous avons montré, dans un premier temps, que le calcul des efforts articulaires peut être réalisé à partir d'une fonction de coût à minimiser (voir Chapitre 2). Cette fonction de coût répond à l'hypothèse qu'il y a, chez l'être humain, une tendance générale à la minimiser lorsque le mouvement considéré est réalisé. De plus, dans le cas de la marche, la distribution des efforts articulaires confirme que l'assistance du genou se fait au détriment des articulations saines qui subissent alors le poids de l'orthèse. Dans un second temps, lorsque nous disposons de données telles que les trajectoires articulaires et les réactions du sol sur les pieds, le calcul des efforts articulaires est possible, avec des résultats comparables à ceux obtenus par un modèle 3D (voir Chapitre 3). Enfin, dans le cas des mouvements à chaîne cinématique fermée tels que le mouvement de squat, une étude expérimentale préliminaire est nécessaire si nous ne disposons pas des efforts de réaction du sol (voir Chapitre 4). Elle vise à déceler chez l'être humain

une tendance dans la répartition de son poids sur les deux jambes lorsque celui-ci est en situation de double appui. Le modèle issu de cette tendance est intégré dans le simulateur pour prévoir les efforts articulaires d'un nouveau patient équipé de la même orthèse.

À ce travail réalisé, les perspectives sont multiples. La première est de nature méthodologique. Puisque le modèle Sagittal repose sur l'hypothèse que les mouvements appréhendés possèdent un plan de symétrie géométrique et d'efforts, l'intégration des outils théoriques dans le simulateur se voit simplifiée. Les avantages de ce simulateur sont que les calculs sont rapides, les résultats obtenus sont comparables à ceux issus d'un modèle 3D (voir Chapitre 3) et il s'utilise en « boîte blanche » dans lequel tous les paramètres sont maîtrisés. Pour appréhender l'étude de mouvements cycliques qui ne sont pas réalisés dans le plan sagittal, nous envisageons d'étendre le modèle Sagittal à un modèle 3D. L'expérience et la maîtrise des outils théoriques utilisés dans le cas du modèle Sagittal faciliteront leur intégration dans un modèle plus complexe. Avec une dimension supplémentaire, le modèle 3D étendu permettra d'accéder à un niveau d'information supérieur. Il est à remarquer que ce niveau d'information est limité par le niveau de détail du modèle de mouvement utilisé. Si ce dernier est insuffisant, l'information supplémentaire apportée par le modèle 3D étendu par rapport au modèle Sagittal ne pourra pas être exploitée ni être mise en relation avec des observations expérimentales. Par conséquent, il faudra veiller à détailler les modèles de mouvements jusqu'à un niveau cohérent qui justifie l'utilisation d'un modèle 3D. Dans le cas de la marche par exemple, il sera pertinent de rajouter des phases et des états qui tiennent compte du double appui et de la rotation de la cheville. Pour le mouvement de squat, c'est le mouvement des bras qui pourrait être détaillé.

Une seconde perspective d'ordre méthodologique est l'étude de la fonction de coût global qui a été minimisée pour le mouvement de squat que nous avons considéré. À partir de la campagne d'acquisition menée dans le Chapitre 4, l'objectif est d'identifier, pour chacune des phases du mouvement de squat et à partir d'une table de fonctions de coût élémentaires, la somme pondérée de ces fonctions de coût qui a été effectivement minimisée. Ce travail peut être réalisé à partir de méthodes basées sur le contrôle optimal inverse [Lin+16; Pan+18]. L'obtention de cette fonction de coût a un intérêt pour notre simulateur car elle permet de s'affran-

chir totalement des données expérimentales pour le calcul des efforts articulaires, comme nous l'avons vu dans le Chapitre 2, et ce, pour des profils utilisateurs variés. Pour mener à bien ce travail, une étude bibliographique complémentaire sur les méthodes basées sur le contrôle optimal inverse est nécessaire, notamment pour générer la table des fonctions de coût élémentaires. Comme les données expérimentales sont déjà recueillies, ce travail nous semble particulièrement adapté à un stage de Master de six mois.

Une perspective expérimentale est aussi envisagée. Comme pour le mouvement de squat, nous souhaitons mener une campagne d'acquisition de données pour la marche. L'objectif est d'obtenir, à partir de plusieurs sujets et par une méthode de traitement des signaux analogue à celle adoptée pour l'étude du squat, des trajectoires articulaires et des profils d'efforts moyens. Compte tenu des plateformes que nous disposons au laboratoire, son étude est possible sur une foulée. D'après l'expérience que nous avons pu acquérir, quelques préconisations et remarques sont à prendre en compte pour l'étude expérimentale de la marche. Si une étude expérimentale est riche d'informations, il n'en demeure pas moins qu'elle nécessite un temps de préparation, un temps de traitement des données et des imprévus conséquents. Pour commencer, la phase d'élaboration du protocole expérimental est primordiale. Pour minimiser la phase de traitement des données et pour maximiser le confort du sujet, il est important de multiplier les essais pilotes de sorte à optimiser les différentes étapes qui constituent le protocole expérimental. Par exemple, lors des phases pilotes pour l'étude du squat, nous avons utilisé des électrodes de surface pour estimer l'activité musculaire dans le but de valider les couples articulaires calculés par le modèle Sagittal. À l'issue des phases pilotes, nous avons fait le choix d'alléger le protocole expérimental car le temps de préparation du sujet était conséquent et nuisait à son confort. Par ailleurs, la durée nécessaire à la réalisation d'une étude expérimentale est fortement dépendante des équipements possédés. Dans notre cas, nous n'avons pas pu synchroniser le système de capture de mouvement avec les plateformes d'effort. Nous avons donc développé des outils supplémentaires et adapté le protocole expérimental en conséquence. De même, nous avons rencontré un problème de fréquence d'échantillonnage non constant dans les signaux issus des plateformes qui a demandé un tri significatif des données lors de la phase de traitement. Enfin, pour un segment articulaire et un temps

donnés, notre système de capture de mouvement renvoie la position moyenne des différentes sphères réfléchissantes qui équipent le sujet, ce qui demande une attention particulière lors de la phase de calibration du modèle sous Opensim®. La connaissance de ces difficultés permettra, sans aucun doute, de mener efficacement l'étude expérimentale d'un mouvement de marche.

Une perspective de nature médicale concerne l'étude du phénomène de fatigue musculaire d'un patient équipé d'une orthèse de genou. Partant du constat que, dans une démarche de rééducation du genou, le patient peut se voir équiper d'une orthèse de genou plusieurs heures d'affilée, les contraintes générées par le poids de l'orthèse sur les articulations saines sont susceptibles de favoriser la fatigue musculaire. Une étude longitudinale permet de mettre en évidence ce phénomène. Dans le protocole expérimental que nous avons mis en place dans le Chapitre 4, l'expression de la fatigue musculaire est limitée car nous avons favorisé des séries de squats courtes avec un temps de récupération entre chaque série. Avec un protocole expérimental analogue, en diminuant le nombre de séries et le temps de récupération mais en augmentant largement le nombre de répétitions, il est possible de mettre en évidence le phénomène. Le niveau de fatigue pourra être estimé à partir des électromyogrammes de surface des différents faisceaux musculaires issus des deux jambes. L'intérêt de cette étude sur un sujet sain est de quantifier, à niveau de fatigue musculaire égal, le nombre de répétitions réalisées avec et sans le port de la jambe lestée.

Enfin, une perspective de type commande est envisagée dans un contexte de rééducation. Pour un mouvement donné, le simulateur que nous avons réalisé permet d'observer l'évolution temporelle des couples articulaires. Puisque le mouvement étudié est de nature cyclique, les grandeurs observées sont périodiques. Par conséquent, il est possible d'identifier dans le mouvement étudié des phases pour lesquelles les genoux sont les plus sollicités. Dans le cadre d'une rééducation du genou, si le patient n'est pas en capacité de réaliser l'entièreté du mouvement, il peut néanmoins en réaliser une partie sans assistance. Ces remarques conduisent à l'idée que, dépendamment de la capacité du genou, une manière pertinente de commander une orthèse active est de fournir une assistance par intermittence, c'est-à-dire uniquement dans les phases les plus sollicitantes pour le genou. Pour aller plus loin, le niveau d'assistance à apporter peut être décidé par le kinésithé-

rapeute au cours de l'entretien avec son patient. Un travail que nous envisageons par la suite est de générer, à partir d'un paramètre qui modélise le niveau d'assistance et en utilisant notre simulateur, une séquence de commande intermittente pour l'orthèse active de genou. Un travail préliminaire a été réalisé [Bor+19a] mais nécessite d'être approfondi.

Annexe

Fiche Sujet

NOM :

Age :

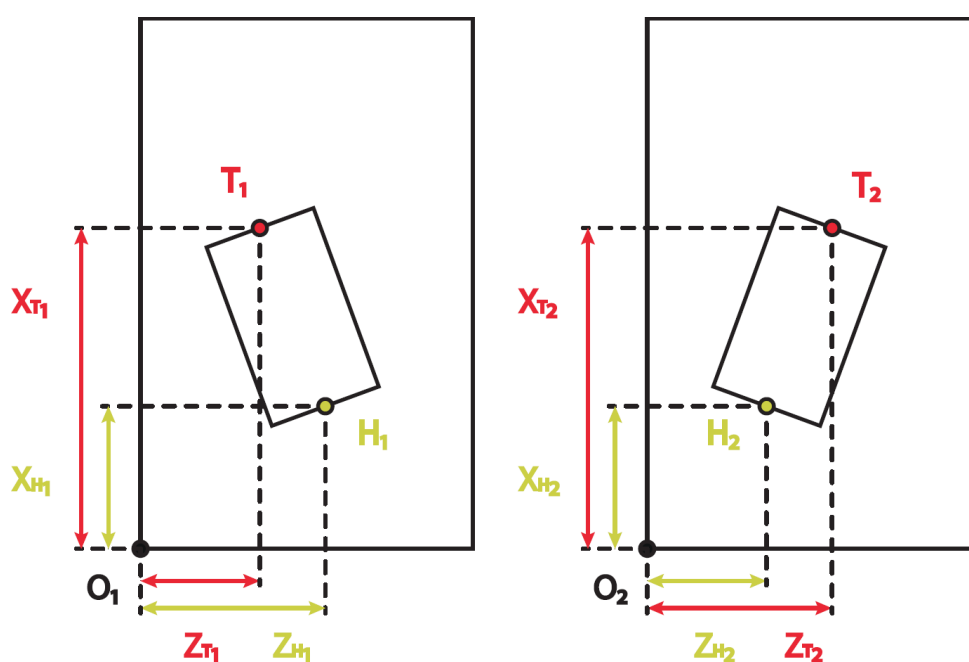
Prénom :

Taille :

Poids avec équipement :

Poids avec équipement + lestes :

Pied d'appui :

Position des pieds :**Pied Gauche**

$$\begin{cases} X_{T1} = \\ Z_{T1} = \end{cases}$$

$$\begin{cases} X_{H1} = \\ Z_{H1} = \end{cases}$$

Pied Droit

$$\begin{cases} X_{T2} = \\ Z_{T2} = \end{cases}$$

$$\begin{cases} X_{H2} = \\ Z_{H2} = \end{cases}$$

Remarques :

Bibliographie

- [10] “Walking Pattern Generators”. In : *Bipedal Robots*. John Wiley & Sons, Ltd, 2010. Chap. 4, p. 219-265. eprint : <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/9780470611623.ch4>. URL : <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/9780470611623.ch4> (cf. p. 92).
- [AB06] P. AGLIETTI et A. BALDINI. “Les prothèses de genou à plateau mobile”. In : *La gonarthrose*. Springer, 2006, p. 658-677 (cf. p. 63).
- [Agr+05] A. AGRAWAL, S. K. BANALA, S. K. AGRAWAL et S. A. BINDER-MACLEOD. “Design of a Two Degree-of-Freedom Ankle-Foot Orthosis for Robotic Rehabilitation”. In : *9th Int. Conference on Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005*. Juin 2005, p. 41-44 (cf. p. 36).
- [Amu+05] K. AMUNDSON, J. RAADE, N. HARDING et H. KAZEROONI. “Hybrid Hydraulic-Electric Power Unit for Field and Service Robots”. In : *2005 IEEE/RSJ Int. Conference on Intelligent Robots and Systems*. Août 2005, p. 3453-3458 (cf. p. 17).
- [BB16] N. BLANPAIN et G. BUISSON. “Projections de population à l’horizon 2070. Deux fois plus de personnes de 75 ans ou plus qu’en 2013”. In : (2016) (cf. p. 48, 50).
- [BH04] J. A. BLAYA et H. HERR. “Adaptive Control of a Variable-Impedance Ankle-Foot Orthosis to Assist Drop-Foot Gait”. In : *IEEE Trans. on neural systems and rehabilitation engineering* 12.1 (2004), p. 24-31 (cf. p. 34).
- [BK19] D. BHUYAN et K. KUMAR. “A Brief History of Prosthetics and Orthotics of the Lower Body and Their Types”. In : jan. 2019, p. 36-56 (cf. p. 30).
- [Boi43] N. A. de BOIS-REGARD. *L’orthopédie, ou l’art de prévenir et corriger dans les enfants, les difformités du corps*. T. 2. George Fricx, 1743 (cf. p. 31).

- [Bro+04] C. BROUARD, N. DUTHEIL, P. GILBERT, H. MICHAUDON, S. VANOVERMEIR, P. TISSERAND, C. VASLIN, M. MAUDINET, A. PIQUET et J. SANCHEZ. *Le Handicap En Chiffres 2004*. http://www.myobase.org/index.php?lvl=notice_display&id=20787. Paris : Drees, 2004 (cf. p. 45, 46).
- [CA01] C. CHEVALLEREAU et Y. AOUSTIN. “Optimal Reference Trajectories for Walking and Running of a Biped Robot”. en. In : *Robotica* 19.5 (sept. 2001), p. 557-569 (cf. p. 92).
- [Cam11] P. CAMBERLEIN. *Politiques et Dispositifs Du Handicap En France*. Dunod, 2011 (cf. p. 42).
- [Cec+09] J.-C. CECCATO, M. de SÈZE, C. AZEVEDO et J.-R. CAZALETS. “Comparison of Trunk Activity during Gait Initiation and Walking in Humans”. en. In : *PLOS ONE* 4.12 (déc. 2009), e8193 (cf. p. 63).
- [Ces+15] M. CESTARI, D. SANZ-MERODIO, J. C. AREVALO et E. GARCIA. “An Adjustable Compliant Joint for Lower-Limb Exoskeletons”. In : *IEEE/ASME Trans. on Mechatronics* 20.2 (avr. 2015), p. 889-898 (cf. p. 35).
- [Che+16] B. CHEN, H. MA, L.-Y. QIN, F. GAO, K.-M. CHAN, S.-W. LAW, L. QIN et W.-H. LIAO. “Recent developments and challenges of lower extremity exoskeletons”. In : *J. of Orthopaedic Translation* 5 (2016), p. 26-37. URL : <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2214031X15000716> (cf. p. 20, 23, 25, 26, 28, 29).
- [Che+19] B. CHEN, B. ZI, Z. WANG, L. QIN et W.-H. LIAO. “Knee Exoskeletons for Gait Rehabilitation and Human Performance Augmentation : A State-of-the-Art”. en. In : *Mechanism and Machine Theory* 134 (avr. 2019), p. 499-511 (cf. p. 23).
- [CM77] D. N. CONDIE et C. B. MEADOWS. “Some Biomechanical Considerations in the Design of Ankle-Foot Orthoses”. In : *Orthot Prosthet* 31.3 (1977), p. 45-52 (cf. p. 32).
- [Cob35] G. L. COBB. “Walking Motion”. US2010482A. <https://patents.google.com/patent/US2010482A/en>. Août 1935 (cf. p. 34).
- [Con08] D. N. CONDIE. “The Modern Era of Orthotics.” eng. In : *Prosthetics and orthotics Int.* 32.3 (sept. 2008). <http://europepmc.org/abstract/med/18825575>, p. 313-323 (cf. p. 32).
- [CS92] T. J. CHANDLER et M. H. STONE. “The squat exercise in athletic conditioning : A position statement and review of the literature”. In : *Chiropractic Sports Medicine* 6 (1992), p. 105-105 (cf. p. 61).

- [CWS15] S. H. COLLINS, M. B. WIGGIN et G. S. SAWICKI. “Reducing the Energy Cost of Human Walking Using an Unpowered Exoskeleton”. In : *Nature* 522 (avr. 2015). <https://doi.org/10.1038/nature14288>, p. 212 (cf. p. 39, 40).
- [DD17] A. DUMONT et T. DOUGHERTY. “Implication Des Différents Types de Squat En Termes de Contraintes Articulaires et Leur Impact Dans La Rééducation Des Patients Souffrant d’un Syndrome Fémoro-Patellaire Ou Ayant Subi Une Plastie Du LCA”. Thèse de doct. 2017 (cf. p. 60).
- [Del+07] S. L. DELP, F. C. ANDERSON, A. S. ARNOLD, P. LOAN, A. HABIB, C. T. JOHN, E. GUENDELMAN et D. G. THELEN. “OpenSim : Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement”. In : *IEEE Trans. on Biomedical Engineering* 54.11 (nov. 2007), p. 1940-1950 (cf. p. 111, 115, 137).
- [Del02] M. DELCEY. “Notion de Situation de Handicap (Moteur)”. In : *Les classifications* (2002) (cf. p. 43).
- [Des+03] R. DESLANDES, H. GAIN, J.-M. HERVÉ et R. HIGNET. “Principes du renforcement musculaire : applications chez le sportif”. In : *Encycl Méd Chir* (2003) (cf. p. 60).
- [DH08] A. M. DOLLAR et H. HERR. “Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses : Challenges and State-of-the-Art”. In : *IEEE Trans. on Robotics* 24.1 (fév. 2008), p. 144-158 (cf. p. 7, 14, 18, 23, 29).
- [Din+18] Y. DING, M. KIM, S. KUINDERSMA et C. J. WALSH. “Human-in-the-Loop Optimization of Hip Assistance with a Soft Exosuit during Walking”. In : *Science Robotics* 3.15 (fév. 2018). <http://robotics.sciencemag.org/content/3/15/eaar5438.abstract>, eaar5438 (cf. p. 39).
- [DL02] F. DAERDEN et D. LEFEBER. “Pneumatic Artificial Muscles : Actuators for Robotics and Automation”. In : *European J. of mechanical and environmental engineering* 47.1 (2002), p. 11-21 (cf. p. 26).
- [DLM83] R. DOUGLAS, P. F. LARSON et R. E. MCCALL. “The LSU Reciprocation-Gait Orthosis”. In : *Orthopedics* 6.7 (1983), p. 834-839 (cf. p. 32).
- [Doc] O. DOCUMENTATION. *OpenSim Documentation - OpenSim Documentation - Site Global*. <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/> (cf. p. 137).
- [Dor01] N. DORIOT. “Modélisation Dynamique Du Membre Inférieur Pour l’estimation Des Forces Articulaires et Musculaires Mises En Jeu Pendant La Phase d’appui de La Marche”. These de Doctorat. Lyon 1, jan. 2001 (cf. p. 63).

- [Dum32] B. C. DUMORTIER. *Recherche Sur La Structure Comparée et Le Développement Des Animaux et Des Végétaux*. T. 7. Hayez, 1832 (cf. p. 2).
- [Eng71] T. J. ENGEN. *Instruction Manual for Fabrication and Fitting of a Below Knee Corrugated Polypropylene Orthosis*. Department of Orthotics, Texas Institute for Rehabilitation Research, 1971 (cf. p. 32).
- [Esc01] R. F. ESCAMILLA. “Knee biomechanics of the dynamic squat exercise”. In : *Medicine & Science in Sports & Exercise* 33.1 (jan. 2001), p. 127-141. URL : https://journals.lww.com/acsm-msse/Fulltext/2001/01000/Knee_biomechanics_of_the_dynamic_squat_exercise.20.aspx (visité le 13/06/2020) (cf. p. 60, 61).
- [FCH05] D. P. FERRIS, J. M. CZERNIECKI et B. HANNAFORD. “An Ankle-Foot Orthosis Powered by Artificial Pneumatic Muscles”. In : *J. of applied biomechanics* 21.2 (2005), p. 189-197 (cf. p. 35).
- [FH06] C. FLEISCHER et G. HOMMEL. “Embedded Control System for a Powered Leg Exoskeleton”. In : *Embedded Systems–Modeling, Technology, and Applications*. Springer, 2006, p. 177-185 (cf. p. 37).
- [FM71] B. R. FICK et J. B. MAKINSON. *Hardiman I Prototype for Machine Augmentation of Human Strength and Endurance*. en. Rapp. tech. General Electric, août 1971 (cf. p. 10).
- [GCM15] S. GARD, P. CHRISTOFILOPOULOS et J. MENETREY. “Rééducation des conflits fémoroacétabulaires et retour au sport”. fre. In : *Revue médicale suisse* 11.481 (2015), p. 1450 (cf. p. 60).
- [GG05] E. GUIZZO et H. GOLDSTEIN. “The Rise of the Body Bots [Robotic Exoskeletons]”. In : *IEEE Spectrum* 42.10 (oct. 2005), p. 50-56 (cf. p. 17).
- [GSM02] E. GARCIA, J. M. SATER et J. MAIN. “Exoskeletons for Human Performance Augmentation (EHPA) : A Program Summary”. In : *J. of the Robotics Society of Japan* 20.8 (2002), p. 822-826 (cf. p. 14).
- [HAC12] A. HAQ, Y. AOUSTIN et C. CHEVALLEREAU. “Effects of Knee Locking and Passive Joint Stiffness on Energy Consumption of a Seven-Link Planar Biped”. In : *2012 IEEE Int. Conference on Robotics and Automation*. Mai 2012, p. 870-876 (cf. p. 92).
- [HLG85] C. E. HENNING, M. A. LYNCH et K. R. GLICK. “An in Vivo Strain Gage Study of Elongation of the Anterior Cruciate Ligament”. en. In : *The American J. of Sports Medicine* 13.1 (jan. 1985), p. 22-26 (cf. p. 61).

- [HMF08] J. D. HSU, J. MICHAEL et J. FISK. *AAOS Atlas of Orthoses and Assistive Devices E-Book*. en. Elsevier Health Sciences, juin 2008 (cf. p. 31).
- [Hol+06] K. W. HOLLANDER, R. ILG, T. G. SUGAR et D. HERRING. “An Efficient Robotic Tendon for Gait Assistance”. In : *J. of biomechanical engineering* 128.5 (2006), p. 788-791 (cf. p. 36).
- [Hua04] G. T. HUANG. “Wearable robots”. In : *Technology Review* 4 (2004), p. 70-73 (cf. p. 18).
- [Hun13] C. HUNEAU. “Détection et modélisation biomathématique d’évènements transitoires dans les signaux EEG intracérébraux : application au suivi de l’épileptogenèse dans un modèle murin”. Thèse de doct. 2013 (cf. p. 117, 140).
- [Huo+16] W. HUO, S. MOHAMMED, J. C. MORENO et Y. AMIRAT. “Lower Limb Wearable Robots for Assistance and Rehabilitation : A State of the Art”. In : *IEEE Systems J.* 10.3 (sept. 2016), p. 1068-1081 (cf. p. 23, 25).
- [Ike+09] Y. IKEUCHI, J. ASHIHARA, Y. HIKI, H. KUDOH et T. NODA. “Walking assist device with bodyweight support system”. In : *2009 IEEE/RSJ Int. Conference on Intelligent Robots and Systems, IROS 2009* (2009), p. 4073-4079 (cf. p. 20).
- [Int89] INT. ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. “ISO 8549-1 :1989 Prosthetics and Orthotics – Vocabulary. General Terms for External Limb Prostheses and Orthoses.” en. In : Geneva, Switzerland, 1989 (cf. p. 29).
- [Jac+04] S. JACOBSEN, M. OLIVIER, F. SMITH, D. KNUTTI, R. JOHNSON, G. COLVIN et W. SCROGGIN. “Research Robots for Applications in Artificial Intelligence, Teleoperation and Entertainment”. en. In : *The Int. J. of Robotics Research* 23.4-5 (avr. 2004), p. 319-330 (cf. p. 18).
- [Jau81] N. D. JAUKOVIC. “Active Peroneal Orthosis”. In : *Proceedings of the Int. Symposium on External Control of Human Extremities*. 1981, p. 13-20 (cf. p. 34).
- [Jim+19] I. JIMENEZ-PEREZ, M. GIL-CALVO, J. I. PRIEGO QUESADA, I. APARICIO, R. SANCHIS-SANCHIS et P. PÉREZ-SORIANO. “Chapter 16 - Foot Orthosis in Running”. en. In : *Materials in Sports Equipment (Second Edition)*. Sous la dir. d’A. SUBIC. Woodhead Publishing Series in Composites Science and Engineering. Woodhead Publishing, jan. 2019, p. 451-485 (cf. p. 30).

- [KAA16] K. KAMALI, A. A. AKBARI et A. AKBARZADEH. “Trajectory Generation and Control of a Knee Exoskeleton Based on Dynamic Movement Primitives for Sit-to-Stand Assistance”. In : *Advanced Robotics* 30.13 (juill. 2016), p. 846-860 (cf. p. 35, 41).
- [Kaw+03] H. KAWAMOTO, S. L. S. LEE, S. KANBE et Y. SANKAI. “Power assist method for HAL-3 using EMG-based feedback controller”. In : *SMC'03 Conference Proceedings. 2003 IEEE Int. Conference on Systems, Man and Cybernetics. Conference Theme - System Security and Assurance (Cat. No.03CH37483)* 2 (2003), p. 1648-1653 (cf. p. 20).
- [KBT12] K. KONG, J. BAE et M. TOMIZUKA. “A Compact Rotary Series Elastic Actuator for Human Assistive Systems”. In : *IEEE/ASME Trans. on Mechatronics* 17.2 (avr. 2012), p. 288-297 (cf. p. 35, 41).
- [Kim+19] J. KIM, G. LEE, R. HEIMGARTNER, D. ARUMUKHOM REVI, N. KARAVAS, D. NATHANSON, I. GALIANA, A. ECKERT-ERDHEIM, P. MURPHY, D. PERRY, N. MENARD, D. K. CHOE, P. MALCOLM et C. J. WALSH. “Reducing the Metabolic Rate of Walking and Running with a Versatile, Portable Exosuit”. In : *Science* 365.6454 (août 2019). <http://science.sciencemag.org/content/365/6454/668.abstract>, p. 668 (cf. p. 39).
- [Kle61] K. K. KLEIN. “The deep squat exercise as utilized in weight training for athletes and its effects on the ligaments of the knee”. In : *JAPMR* 15.1 (1961), p. 6-11 (cf. p. 61).
- [Kna+14] K. KNAEPEN, P. BEYL, S. DUERINCK, F. HAGMAN, D. LEFEBER et R. MEEUSEN. “Human–Robot Interaction : Kinematics and Muscle Activity Inside a Powered Compliant Knee Exoskeleton”. In : *IEEE Trans. on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 22.6 (nov. 2014), p. 1128-1137 (cf. p. 36, 41).
- [KS02] H. KAWAMOTO et Y. SANKAI. “Power Assist System HAL-3 for Gait Disorder Person”. In : *Computers helping people with special needs* (2002), p. 196-203. URL : http://link.springer.com/chapter/10.1007/3-540-45491-8%7B%5C_%7D43%7B%5C%7D5Cnhttp://link.springer.com/chapter/10.1007/3-540-45491-8%7B%5C_%7D43%7B%5C%7D%7B%5C%7D5Cnhttp://link.springer.com/content/pdf/10.1007/3-540-45491-8%7B%5C_%7D43.pdf (cf. p. 20).
- [KS06] H. KAZEROONI et R. STEGER. “The Berkeley Lower Extremity Exoskeleton”. In : *J. of Dynamic Systems, Measurement, and Control* 128.1 (mars 2006), p. 14-25 (cf. p. 16).

- [Kul67] E. KULTSAR. “Moving and Support System for the Human Body”. en. US3358678A. Déc. 1967 (cf. p. 8).
- [Kuo98] A. D. KUO. “A Least-Squares Estimation Approach to Improving the Precision of Inverse Dynamics Computations”. en. In : *J. of Biomechanical Engineering* 120.1 (fév. 1998), p. 148-159 (cf. p. 115).
- [LB13] V. LESPINET-NAJIB et C. BELIO. “Classification des handicaps : enjeux et controverses”. FR. In : *Hermès, La Revue* 66.2 (2013). <https://www.cairn.info/revue-hermes-la-revue-2013-2-page-104.htm>, p. 104-110 (cf. p. 39).
- [Leh+72] H. R. LEHNEIS, W. FRISINA, H. W. MARX et G. H. GOLDFINGER. “Plastic Spiral Below-Knee Orthosis”. In : *Orthotics and Prosthetics Institute of Rehabilitation Medicine, New York University Medical Center* (1972) (cf. p. 32).
- [Lin+16] J. F. LIN, V. BONNET, A. M. PANCHEA, N. RAMDANI, G. VENTURE et D. KULIĆ. “Human Motion Segmentation Using Cost Weights Recovered from Inverse Optimal Control”. In : *2016 IEEE-RAS 16th Int. Conference on Humanoid Robots (Humanoids)*. Nov. 2016, p. 1107-1113 (cf. p. 160).
- [LW76] J. F. LEHMANN et C. G. WARREN. “Restraining Forces in Various Designs of Knee Ankle Orthoses : Their Placement and Effect on the Anatomical Knee Joint.” In : *Archives of physical medicine and rehabilitation* 57.9 (1976), p. 430-437 (cf. p. 32).
- [LZW15] Y. LIAO, Z. ZHOU et Q. WANG. “BioKEX : A Bionic Knee Exoskeleton with Proxy-Based Sliding Mode Control”. In : *2015 IEEE Int. Conference on Industrial Technology (ICIT)*. Mars 2015, p. 125-130 (cf. p. 37, 41).
- [Ma+17] H. MA, B. CHEN, L. QIN et W.-H. LIAO. “Design and Testing of a Regenerative Magnetorheological Actuator for Assistive Knee Braces”. en. In : *Smart Materials and Structures* 26.3 (fév. 2017), p. 035013 (cf. p. 37).
- [Mal+09] P. MALCOLM, P. FIERS, V. SEGERS, I. VAN CAEKENBERGHE, M. LENOIR et D. DE CLERCQ. “Experimental Study on the Role of the Ankle Push off in the Walk-to-Run Transition by Means of a Powered Ankle-Foot-Exoskeleton”. en. In : *Gait & Posture* 30.3 (oct. 2009). <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636209001593>, p. 322-327 (cf. p. 40).

- [Mal+13] P. MALCOLM, W. DERAIVE, S. GALLE et D. DE CLERCQ. “A Simple Exoskeleton That Assists Plantarflexion Can Reduce the Metabolic Cost of Human Walking”. In : *PLOS ONE* 8.2 (fév. 2013). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0056137>, p. 1-7 (cf. p. 39).
- [Man12] A. MANOLOVA. *Description anatomique du mouvement*. fr. Avr. 2012. URL : <https://www.sci-sport.com/theorie/chapitre-2-description-anatomique-du-mouvement.php> (cf. p. 67).
- [Man71] A. MANUILA. *Dictionnaire Français de Médecine et de Biologie*. T. 2. Masson, 1971 (cf. p. 2).
- [Mar+11] S. MARCHESCHI, F. SALSEDO, M. FONTANA et M. BERGAMASCO. “Body extender : Whole body exoskeleton for human power augmentation”. In : *Proceedings - IEEE Int. Conference on Robotics and Automation* (2011), p. 611-616 (cf. p. 20).
- [Mav+05] C. MAVROIDIS, J. NIKITCZUK, B. WEINBERG, G. DANAHER, K. JENSEN, P. PELLETIER, J. PRUGNAROLA, R. STUART, R. ARANGO et M. LEAHEY. “Smart Portable Rehabilitation Devices”. In : *J. of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2.1 (2005), p. 18 (cf. p. 37).
- [MCA03] A. MURARO, C. CHEVALLEREAU et Y. AOUSTIN. “Optimal Trajectories for a Quadruped Robot with Trot, Amble and Curvet Gaits for Two Energetic Criteria”. en. In : *Multibody System Dynamics* 9.1 (fév. 2003), p. 39-62 (cf. p. 92).
- [Mea84] C. B. MEADOWS. “The Influence of Polypropylene Ankle-Foot Orthoses on the Gait of Cerebral Palsied Children”. PhD Thesis. University of Strathclyde, 1984 (cf. p. 32, 33).
- [MG58] W. MCILMURRAY et W. GREENBAUM. “A Below-Knee Weight Bearing Brace”. In : *Orth. Pros. Appl. J* 12.2 (1958), p. 81-82 (cf. p. 32).
- [Miz69] N. J. MIZEN. “Powered Exoskeletal Apparatus for Amplifying Human Strength in Response to Normal Body Movements”. US3449769A. Juin 1969 (cf. p. 9).
- [MRH14] L. M. MOONEY, E. J. ROUSE et H. M. HERR. “Autonomous Exoskeleton Reduces Metabolic Cost of Human Walking during Load Carriage”. en. In : *J. of NeuroEngineering and Rehabilitation* 11.1 (2014). <http://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/1743-0003-11-80>, p. 80 (cf. p. 39, 40).
- [MSR81] R. E. MAJOR, J. STALLARD et G. K. ROSE. “The Dynamics of Walking Using the Hip Guidance Orthosis (Hgo) with Crutches”. In : *Prosthetics and Orthotics Int.* 5.1 (1981), p. 19-22 (cf. p. 32).

- [Nat05] A. NATIONALE. “LOI n 2005-102 Du 11 Février 2005 Pour l’égalité Des Droits et Des Chances, La Participation et La Citoyenneté Des Personnes Handicapées”. In : *Pub. L. No. SANX0300217L* (2005) (cf. p. 39).
- [NWM05] J. NIKITCZUK, B. WEINBERG et C. MAVROIDIS. “Rehabilitative Knee Orthosis Driven by Electro-Rheological Fluid Based Actuators”. In : *Proceedings of the 2005 IEEE Int. Conference on Robotics and Automation*. IEEE, 2005, p. 2283-2289 (cf. p. 37).
- [Nyl+20] J. NYLAND, A. CECIL, R. SINGH et C. RAJ PANDEY. “Protective and Supportive Garments and Bracing to Enhance Extreme Sport Performance and Injury Prevention.” In : *Muscles, Ligaments & Tendons J. (MLTJ)* 10.2 (2020) (cf. p. 30).
- [Ohk+91] Y. OHKOSHI, K. YASUDA, K. KANEDA, T. WADA et M. YAMANAKA. “Biomechanical Analysis of Rehabilitation in the Standing Position”. en. In : *The American J. of Sports Medicine* 19.6 (nov. 1991), p. 605-611 (cf. p. 60).
- [OMS] OMS. *Accident Vasculaire Cérébral (AVC)*. https://www.who.int/topics/cerebrovascular_accident/fr/ (cf. p. 50).
- [Owe41] R. OWEN. “VI.—Description of a Tooth and Part of the Skeleton of the Glyptodon clavipes, a large Quadruped of the Edentate Order, to which belongs the Tesselated Bony Armour described and figured by Mr. Clift in the former Volume of the Trans. of the Geological Society ; with a consideration of the question whether the Megatherium possessed an analogous Dermal Armour.” In : *Trans. of the Geological Society of London* 2.1 (1841), p. 81-106 (cf. p. 2).
- [Pag54] E. S. PAGE. “Continuous Inspection Schemes”. In : *Biometrika* 41.1/2 (1954), p. 100-115 (cf. p. 117, 140).
- [Pal+91] R. A. PALMITIER, K.-N. AN, S. G. SCOTT et E. Y. S. CHAO. “Kinetic Chain Exercise in Knee Rehabilitation”. en. In : *Sports Medicine* 11.6 (juin 1991), p. 402-413 (cf. p. 60).
- [Pan+18] A. M. PANCHEA, N. RAMDANI, V. BONNET et P. FRAISSE. “Human Arm Motion Analysis Based on the Inverse Optimization Approach”. In : *2018 7th IEEE Int. Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (Biorob)*. Août 2018, p. 1005-1010 (cf. p. 160).
- [Pau81] R. P. PAUL. *Robot Manipulators : Mathematics, Programming, and Control : The Computer Control of Robot Manipulators*. en. Richard Paul, 1981 (cf. p. 88).

- [Pic53] F. J. PICTET. *Traité de paléontologie ou histoire naturelle des animaux fossiles considérés dans leurs rapports zoologiques et géologiques*. fr. T. 1. Baillièrre, 1853 (cf. p. 2).
- [Pie42] F. PIETRO. “Device for the Automatic Control of the Articulation of the Knee Applicable to a Prothesis of the Thigh”. 2305291. <http://www.freepatentsonline.com/2305291.html>. Déc. 1942 (cf. p. 34).
- [Pra+04] J. E. PRATT, B. T. KRUPP, C. J. MORSE et S. H. COLLINS. “The RoboKnee : An Exoskeleton for Enhancing Strength and Endurance during Walking”. In : *IEEE Int. Conference on Robotics and Automation, 2004. Proceedings. ICRA'04. 2004*. T. 3. IEEE, 2004, p. 2430-2435 (cf. p. 23).
- [Raj+16] A. RAJAGOPAL, C. L. DEMBIA, M. S. DEMERS, D. D. DELP, J. L. HICKS et S. L. DELP. “Full-body musculoskeletal model for muscle-driven simulation of human gait”. In : *IEEE Trans. on biomedical engineering* 63.10 (2016), p. 2068-2079 (cf. p. 111).
- [Ray10] RAYTHEON. *Raytheon XOS 2 Exoskeleton, Second-Generation Robotics Suit*. en-GB. Available : <https://www.army-technology.com/projects/raytheon-xos-2-exoskeleton-us/>. 2010 (cf. p. 18).
- [Rif+16] H. RIFAÏ, M. S. B. ABDESSALEM, A. CHEMORI, S. MOHAMMED et Y. AMIRAT. “Augmented -1 Adaptive Control of an Actuated Knee Joint Exoskeleton : From Design to Real-Time Experiments”. In : *2016 IEEE Int. Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. Mai 2016, p. 5708-5714 (cf. p. 37, 41).
- [Ros79] G. K. ROSE. “The Principles and Practice of Hip Guidance Articulations*”. In : *Prosthetics and Orthotics Int.* 3.1 (1979), p. 37-43 (cf. p. 32).
- [San14] O. mondiale de la SANTÉ. “Rapport sur la situation mondiale des maladies non transmissibles 2014”. In : *Accessible à l'adresse : www.who.int/nmh/publications/ncd-status-report-2014/fr* (2014) (cf. p. 52).
- [Sco71] C. M. SCOTT. *Functional Long Leg Brace Research*. University of California Los Angeles, Prosthetics/Orthotics Education Program, 1971 (cf. p. 32).
- [SGF05] G. S. SAWICKI, K. E. GORDON et D. P. FERRIS. “Powered Lower Limb Orthoses : Applications in Motor Adaptation and Rehabilitation”. In : *9th Int. Conference on Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005*. IEEE, 2005, p. 206-211 (cf. p. 36).

- [Sha+21] N. SHARMA, D. WELKER, S. CAO, B. VON NETZER, P. HONIGMANN et F. THIERINGER. “An Interactive, Fully Digital Design Workflow for a Custom 3D Printed Facial Protection Orthosis (Face Mask)”. en. In : *Industrializing Additive Manufacturing*. Sous la dir. de M. MEBOLDT et C. KLAHN. Cham : Springer Int. Publishing, 2021, p. 26-36 (cf. p. 30).
- [She+20] K. I. K. SHERWANI, N. KUMAR, A. CHEMORI, M. KHAN et S. MOHAMMED. “RISE-Based Adaptive Control for EICoSI Exoskeleton to Assist Knee Joint Mobility”. en. In : *Robotics and Autonomous Systems* 124 (fév. 2020), p. 103354 (cf. p. 37, 41).
- [SR17] M. K. SHEPHERD et E. J. ROUSE. “Design and Validation of a Torque-Controllable Knee Exoskeleton for Sit-to-Stand Assistance”. In : *IEEE/ASME Trans. on Mechatronics* 22.4 (août 2017), p. 1695-1704 (cf. p. 35).
- [Sul+08] W. SULEIMAN, E. YOSHIDA, F. KANEHIRO, J.-P. LAUMOND et A. MONIN. “On Human Motion Imitation by Humanoid Robot”. In : *2008 IEEE Int. Conference on Robotics and Automation*. Mai 2008, p. 2697-2704 (cf. p. 63).
- [Suz+07] K. SUZUKI, G. MITO, H. KAWAMOTO, Y. HASEGAWA et Y. SANKAI. “Intention-Based Walking Support for Paraplegia Patients with Robot Suit HAL”. In : *Advanced Robotics* 21.12 (2007), p. 1441-1469. URL : <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1163/156855307781746061> (cf. p. 20).
- [TCA09] D. TLALOLINI, C. CHEVALLEREAU et Y. AOUSTIN. “Comparison of Different Gaits with Rotation of the Feet for a Planar Biped”. en. In : *Robotics and Autonomous Systems* 57.4 (avr. 2009), p. 371-383 (cf. p. 92).
- [TEB13] M. TALATY, A. ESQUENAZI et J. E. BRICENO. “Differentiating ability in users of the ReWalkTM powered exoskeleton : An analysis of walking kinematics”. In : *IEEE Int. Conference on Rehabilitation Robotics* (2013) (cf. p. 20).
- [UN19] UN. “United Nations, Department of Economic and Social Affairs, Population Division”. In : *World Population Prospects 2019 : Highlights* (2019) (cf. p. 50).
- [VB04] M. VUKOBRATOVIĆ et B. BOROVAC. “Zero-Moment Point — Thirty Five Years of Its Life”. In : *Int. J. of Humanoid Robotics* 01.01 (mars 2004), p. 157-173 (cf. p. 13).
- [VDO99] C. VAUGHAN, B. DAVIS et J. O’CONNOR. *Dynamics of Human Gait*. Sous la dir. de C. VAUGHAN. Kiboho Publishers, 1999 (cf. p. 63, 65).

- [VHS74] M. VUKOBRATOVIC, D. HRISTIC et Z. STOJILJKOVIC. “Development of Active Anthropomorphic Exoskeletons”. en. In : *Medical and biological engineering* 12.1 (jan. 1974), p. 66-80 (cf. p. 11).
- [VKJ13] S. VITECKOVA, P. KUTILEK et M. JIRINA. “Wearable lower limb robotics : A review”. In : *Biocybernetics and Biomedical Engineering* 33.2 (2013), p. 96-105. URL : <http://dx.doi.org/10.1016/j.bbe.2013.03.005> (cf. p. 21, 29).
- [Vuk+90] M. VUKOBRATOVIĆ, B. BOROVAC, D. SURLA et D. STOKIĆ. “Dynamics of Biped Locomotion”. en. In : *Biped Locomotion : Dynamics, Stability, Control and Application*. Sous la dir. de M. VUKOBRATOVIĆ, B. BOROVAC, D. SURLA et D. STOKIĆ. Communications and Control Engineering Series. Berlin, Heidelberg : Springer Berlin Heidelberg, 1990, p. 1-52 (cf. p. 11).
- [Wal06] C. J. WALSH. *Biomimetic Design of an Under-Actuated Leg Exoskeleton for Load-Carrying Augmentation*. en. Rapp. tech. <https://apps.dtic.mil/docs/citations/ADA479212>. MASSACHUSETTS INST OF TECH CAMBRIDGE MEDIA LAB, fév. 2006 (cf. p. 19).
- [WEH07] C. J. WALSH, K. ENDO et H. HERR. “A Quasi-Passive Leg Exoskeleton for Load-Carrying Augmentation”. In : *Int. J. of Humanoid Robotics* 04.03 (sept. 2007). <https://www.worldscientific.com/doi/abs/10.1142/S0219843607001126>, p. 487-506 (cf. p. 19).
- [Whi+07] S. WHITESIDE, M. ALLEN, W. BARRINGER, W. BEISWENGER, M. BRNCICK, T. BULGARELLI, C. HENTGES et R. LIN. “Practice analysis of certified practitioners in the disciplines of orthotics and prosthetics”. In : *Alexandria (VA) : American Board for Certification in Orthotics, Prosthetics, and Pedorthics* (2007) (cf. p. 31).
- [Win09] D. A. WINTER. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. en. John Wiley & Sons, oct. 2009 (cf. p. 68, 71).
- [WPH06] C. J. WALSH, K. PASCH et H. HERR. “An Autonomous, Underactuated Exoskeleton for Load-Carrying Augmentation”. In : *2006 IEEE/RSJ Int. Conference on Intelligent Robots and Systems*. Oct. 2006, p. 1410-1415 (cf. p. 18).
- [XAA11] Y. XIANG, J. S. ARORA et K. ABDEL-MALEK. “Optimization-Based Prediction of Asymmetric Human Gait”. en. In : *J. of Biomechanics* 44.4 (fév. 2011), p. 683-693 (cf. p. 92).
- [Yag90] N. YAGN. “Apparatus for Facilitating Walking”. en. US420179A. Jan. 1890 (cf. p. 8).

- [YAM+03] K. YAMAMOTO, M. ISHII, K. HYODO, T. YOSHIMITSU et T. MATSUO. *Development of Power Assisting Suit (Miniaturization of Supply System to Realize Wearable Suit)*. 2003. URL : <http://joi.jlc.jst.go.jp/JST.JSTAGE/jsmec/46.923?from=CrossRef> (cf. p. 20, 22).
- [YLK09] T. YAKIMOVICH, E. D. LEMAIRE et J. KOFMAN. “Engineering Design Review of Stance-Control Knee-Ankle-Foot Orthoses.” In : *J. of Rehabilitation Research & Development* 46.2 (2009) (cf. p. 32).
- [Zha+15] C. ZHANG, L. LI, B. B. FORSTER, J. A. KOPEC, C. RATZLAFF, L. HALAI, J. CIBERE et J. M. ESDAILE. “Le Conflit Fémoro-Acétabulaire et La Coxarthrose”. In : *Canadian Family Physician* 61.12 (déc. 2015), e535-e541 (cf. p. 60).
- [Zho+16] Z. ZHOU, Y. LIAO, C. WANG et Q. WANG. “Preliminary Evaluation of Gait Assistance during Treadmill Walking with a Light-Weight Bionic Knee Exoskeleton”. In : *2016 IEEE Int. Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)*. Déc. 2016, p. 1173-1178 (cf. p. 37, 41).
- [ZKC06] A. B. ZOSS, H. KAZEROONI et A. CHU. “Biomechanical Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)”. In : *IEEE/ASME Trans. on Mechatronics* 11.2 (avr. 2006), p. 128-138 (cf. p. 16, 25).

Liste des publications

- [Bor+19a] O. BORDRON, C. HUNEAU, É. L. CARPENTIER et Y. AOUSTIN. “Contribution of a Knee Orthosis to Walking”. en. In : *Wearable Robotics : Challenges and Trends*. Sous la dir. de M. C. CARROZZA, S. MICERA et J. L. PONS. Biosystems & Biorobotics. Cham : Springer Int. Publishing, 2019, p. 445-449 (cf. p. 163).
- [Bor+19b] O. BORDRON, C. HUNEAU, É. LE CARPENTIER et Y. AOUSTIN. “Impact of a Knee Orthosis over Walking”. en. In : *ROMANSY 22 – Robot Design, Dynamics and Control*. Sous la dir. de V. ARAKELIAN et P. WENGER. CISM Int. Centre for Mechanical Sciences. Cham : Springer Int. Publishing, 2019, p. 466-473.
- [Bor+21] O. BORDRON, C. HUNEAU, É. LE CARPENTIER et Y. AOUSTIN. “Human Squat Motion : Joint Torques Estimation with a 3D Model and a Sagittal Model”. en. In : *New Trends in Medical and Service Robotics*. Sous la dir. de G. RAUTER, P. C. CATTIN, A. ZAM, R. RIENER, G. CARBONE et D. PISLA. Mechanisms and Machine Science. Cham : Springer Int. Publishing, 2021, p. 247-255.

Titre : Influence d'une orthèse de genou sur le mouvement humain

Mots-clés : orthèse, exosquelette, squat, capture de mouvement, modèle dynamique

Résumé : Avec le vieillissement de la population, la sédentarité, l'augmentation des accidents vasculaires cérébraux et autres déficiences motrices, la mobilité est un enjeu mondial primordial. À ce problème, les exosquelettes et les orthèses constituent une réponse technologique possible.

Une orthèse est un système pluridisciplinaire qui doit s'adapter au corps de l'utilisateur pour l'assister dans son mouvement. De par sa nature complexe, elle impose à l'utilisateur des contraintes physiques, technologiques et liées à la commande. Les matériaux utilisés, la géométrie, la chaîne de puissance, la chaîne d'information, la morphologie de l'être humain et la nature du mouvement sont autant d'éléments qui influent sur la nature et l'amplitude

des contraintes. Si celles-ci sont trop importantes, l'utilisateur va devoir s'adapter et modifier sa démarche en conséquence.

Pour prévoir les contraintes physiques appliquées par une orthèse de genou sur un individu au cours d'un mouvement cyclique tel que le squat ou la marche, un simulateur a été développé. Il permet de générer des trajectoires optimales au sens d'une fonction de coût et de calculer les couples articulaires nécessaires à la réalisation du mouvement. Une étude expérimentale a été menée sur plusieurs sujets pour comprendre comment le poids se répartit au cours d'un mouvement de squat. Fondé sur ces résultats, un modèle de répartition des efforts a été proposé.

Title: Influence of a knee orthosis on human motion

Keywords: orthosis, exoskeleton, squat motion, motion capture, dynamic model

Abstract: With an aging population, sedentary lifestyles, an increase in strokes and other motor deficiencies, mobility is a global concern of paramount importance. To this problem, exoskeletons and orthoses are one possible technological solution.

An orthosis is a multidisciplinary system that must adapt to the user's body to assist him in his motion. Due to its complex design, it involves physical, technological and control constraints on the user. The materials used, the shape, the information and power chain, the human morphology and the motion are all factors that influence the type and amplitude of the constraints. If these constraints are too im-

portant, the user will have to adapt and modify his gait consequently.

To predict the physical constraints applied by a knee orthosis on a human being during a cyclic motion such as squatting or walking, a simulator has been developed. It enables the generation of optimal trajectories in accordance with a cost function and the computation of the joint torques required to achieve the motion. An experimental study was conducted on several subjects to understand how weight is distributed during a squat motion. Based on these results, a model for the forces distribution was proposed.