ACADÉMIE DE MONTPELLIER

UNIVERSITÉ MONTPELLIER II

- SCIENCES ET TECHNIQUES DU LANGUEDOC -

THÈSE

pour obtenir le grade de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ MONTPELLIER II

Discipline : Génie Informatique, Automatique et Traitement du Signal
Formation Doctorale : Systèmes Automatiques et Microélectronique
École Doctorale : Information, Structures et Systèmes

présentée et soutenue publiquement

par

Gaël PAGES

le 8 décembre 2006

Titre :

Estimation de la posture d'un sujet paraplégique en vue d'une rééducation des membres inférieurs sous stimulation électrique fonctionnelle.

JURY

M. Etienne COLLE	Professeur à l'Université d'Évry	Rapporteur
M. Gabriel ABBA	Professeur à l'École Nationale d'Ingénieurs de Metz	Rapporteur
M. Philippe FRAISSE	Maître de Conférence à l'Université Montpellier II	Directeur de Thèse
M. David GUIRAUD	Chargé de recherche INRIA, Sophia Antipolis	Co-directeur de Thèse
M. Jean-Louis DIVOUX	Ingénieur MXM, Vallauris	Examinateur
M. Charles FATTAL	Docteur en Médecine de Rééducation à Propara	Examinateur
M. René ZAPATA	Professeur à l'Université Montpellier II	Président du jury

Remerciements

Je souhaiterais faire part de ma reconnaissance, de façon générale, au Laboratoire d'Informatique, de Robotique et de Microélectronique de Montpellier (LIRMM) ainsi qu'à M. Michel Robert, directeur du laboratoire, de m'avoir accueilli au sein du laboratoire.

Je tiens tout particulièrement remercier toute l'équipe du projet DEMAR, du département robotique, et notamment à mon directeur de thèse, M. Philippe Fraisse ainsi qu'à M. David Guiraud, directeur du projet DEMAR, et M. Nacim Ramdani pour leurs conseils scientifiques très précieux et la confiance qu'il m'ont accordé tout au long de mon travail de thèse. Leur rigueur et leur dévouement pour le travail, ainsi que leur sens critique m'ont beaucoup appris. Je vous remercie pour vos encouragements et votre immense disponibilité à la réalisation d'un travail difficile mais néanmoins passionnant.

J'adresse également mes remerciements la société MXM, et notamment à M. Jean-Louis Divoux, Ingénieur de la société MXM, Vallauris, de m'avoir donné l'opportunité de m'exprimer sur un sujet aussi intéressant qu'enrichissant ainsi que pour la liberté d'action et la confiance qu'ils m'ont octroyées durant ces années et sans qui ce travail de thèse n'aurait pas pu avoir lieu.

Je remercie sincèrement M. Gabriel Abba, professeur de l'École Nationale d'Ingénieurs de Metz et M. Etienne Colle, directeur du Laboratoire Informatique, Biologie Intégrative et Systèmes Complexes (IBISC), qui m'ont fait l'honneur d'être les rapporteurs de mon travail, ainsi que que M. René Zapata, professeur à l'Université Montpellier II qui a présidé le jury. Je les remercies pour leur regard critique et pertinent, et leurs conseils.

Les mesures effectuées au Centre de Rééducation Fonctionnelle de Propara à Montpellier ont été possibles grâce à la volonté du Dr. Charles Fattal, Docteur en médecine de rééducation. Je le remercie pour son accueil, sa motivation, ses conseils et son aide à la mise en œuvre et au bon déroulement des séances de mesures. Je remercie naturellement tous les patients qui ont accepté de donner de leur temps et de leur personne pour les tests cliniques. Dans ce cadre ci, je tiens tout particulièrement adresser un énorme merci à Claire Simon pour son aide (très précieuse), sa volonté et sa bonne humeur durant toute la réalisation de cette étude ainsi que pour la qualité de son travail.

Je remercie également les membres permanents du laboratoire chercheurs et non chercheurs, qui m'ont permis de passer ces trois années de thèse dans de bonnes conditions de travail et dans

la bonne humeur.

Un merci chaleureux à tous mes amis thésards ou ex-thésards, qui m'ont supporté (pourtant je ne suis pas lourd !), moi et mes petits calembours à deux balles (le prix d'un bon café tiens). Je suis certain que cela va vous manquer. Merci pour cette bonne humeur, cette complicité et pour votre amitié que je n'oublierais pas :

Hassan El Makssoud et Samer Mohammed, mes deux compagnons libanais de fortune au sein du projet DEMAR et avec qui le travail n'a été que plus facile (surtout après un bon Massala Dossa !). Au Bretons du box (ils n'ont toujours pas de chapeaux ronds !), Mickaël Sauvée, Vincent Nabat, Vincent Begoc et David Corbel, alors plutôt galettes ou crêpes ? Walid Zarrad, aller plus qu'un an ! et promis je viendrais raconter des blagues en Tunisie. Je pense aussi, bien évidemment, à Jean-Mathias Spiewak (je t'ai reconnu Batman !), Fabien Lydoire (lydux, lydux, lydux... mon mentor du Mac), Pierre Maillet (je suis sûr qu'un robot Pierre Richard a un grand avenir), Aurélien Noce (pas trop vite le matin, doucement le soir, mais alors quelle efficacité !), José-Marconi Rodriguez (Mais qu'est-ce que c'est ça ! ! ? Attention aux bières tout de même, il fait chaud au Brésil), Michel Dominici (le secrétaire du box), Arturo Gil Pinto, Philippe Amat, Abdellah El Jalaoui, Yousra Ben Zaida et Milan Djilas (good luck for Hawaii).

Bon vent à vous tous ! Sans oublier bien sûr les nouveaux entrants, bonne chance et courage, profitez-en bien.

Je tiens à remercier affectueusement Élodie qui m'a supporté, et c'est peu dire, pendant toutes ces années, pour son aide sans limites, pour son soutien et son réconfort, qui a toujours cru en moi et sans qui j'aurais pu surmonter toutes ces épreuves tout au long de ma thèse.

Enfin, je ne peux pas finir sans remercier tous les membres de ma famille et plus particulièrement mes parents, ma soeur et mes grands-parents pour m'avoir encouragé et qui m'ont toujours soutenu dans mes projets.

Avant-propos

Introduction

Il est estimé à 30 000 le nombre de paraplégiques et de tétraplégiques en France. On déplore environ 1 000 nouveaux cas tous les ans. La plupart résultent des accidents de la circulation, suivi de près par les accidents du travail et du sport. Les progrès scientifiques menés dans le cadre de la restauration des fonctions motrices déficientes ont été très importants durant ces dernières années. Une voie émergeante est l'utilisation de la stimulation électrique fonctionnelle. Le principe est de stimuler les membres déficients *via* des impulsions électriques, très brèves, transmises par des électrodes placées soit à la surface de la peau, soit à même le nerf moteur, permettant de déclencher artificiellement une contraction du muscle.

Les recherches en cours dans la restauration du mouvement par stimulation électrique fonctionnelle, sont encore à leurs débuts et n'ont pas encore apporté de solution viable au quotidien pour les personnes paraplégiques. En effet certaines méthodes sont trop complexes à mettre en œuvre pour une utilisation régulière en milieu hospitalier ou clinique, et contraignent le patient à être équipé de nombreux appareillages et de capteurs. D'autres nécessitent des interventions chirurgicales lourdes, et peu attractives pour les patients.

Dans les programmes de rééducation fonctionnelle sous stimulation électrique, les patients disposent d'une interface réduite, le plus souvent un déambulateur, qui leur assure un support lors de leurs déplacements. Nous pensons donc utiliser ce type de système, qui constitue un environnement familier pour le patient, et que nous allons instrumenter. Dans le cadre du projet européen *Stand Up And Walk* (1996-2000), qui était un programme ayant pour objectif la restauration la station debout et la déambulation des patients paraplégiques, des bouttons poussoirs placés sur les poignées d'un déambulateur permettent, par simple pression, d'activer le stimulateur et de transmettre des ordres simples tels qu'avancer, accélérer, ralentir, changer de direction. Ces contacts sont reliés à un ordinateur portable qui assure le traitement des informations. Ce système fonctionne en boucle ouverte et ne peut satisfaire les exigences d'une commande avancée en boucle fermée.

Cette thèse propose de mettre en place une interface patient disposant d'une gestion continue de l'ensemble des degrés de libertés disponibles sur chaque membre et dont l'objectif est d'assurer un contrôle minimal du mouvement. Cette gestion est assurée par deux capteurs d'efforts, chacun placés au niveau d'une poignée du déambulateur. Ces capteurs délivrent 3 informations de force et 3 informations de moment, mesurant notamment les efforts fournis par les membres supérieurs d'un patient pour se maintenir debout, ainsi que les actions volontaires de ce der-

nier. Ceci permet d'en déduire un modèle comportemental des interactions de l'utilisateur avec son déambulateur. Dans un premier temps, cet outil va réaliser la première boucle fermée, en utilisant le patient comme capteur et régulateur, en regard des actions exercées sur les capteurs d'efforts. Ceci constitue une étape intermédiaire avant l'implémentation de la véritable boucle fermée.

Cadre du projet de thèse

Ce travail de thèse participe à la thématique de recherche générale réalisée dans le domaine de la restauration du mouvement des membres paralysés par stimulaton électrique fonctionnelle et contribue au rétablissement progressif de la marche chez les personnes atteintes de paraplégie. Ces travaux sont soutenus par le programme de recherche DEMAR (DEambulation et Mouvement ARtificiel), mené au sein du LIRMM [1] de l'Université Montpellier II. Le projet implique l'INRIA[2] Sophia Antipolis et le CNRS[3] comme partenaires institutionnels et met en œuvre plusieurs collaborations scientifiques (le laboratoire SMI de l'Université d'Aalborg au Danemark) et industrielles (Laboratoires MXM, Sophia Antipolis). Cherchant également à s'entourer de compétences médicales, le projet DEMAR travaille avec le Centre Propara (centre clinique de rééducation fonctionnelle de Montpellier) et se joint à l'UFR de médecine et l'UFR STAPS de l'Université Montpellier I.

Depuis 1986 la société MXM contribue à des programmes de recherche dans le domaine de la neurostimulation et a ainsi participé au projet *Stand Up And Walk* en 1998. C'est pourquoi cette société a lancé un projet de thèse CIFRE, en collaboration avec le LIRMM, afin de développer des concepts nouveaux dans le cadre de la réhabilitation fonctionnelle de la marche sous stimulation électrique.

Organisation du mémoire

Le premier chapitre met en place le contexte de ce travail de thèse en présentant, dans un premier temps, les notions et la terminologie liées à l'anatomie fonctionnelle, puis, dans un deuxième temps, une description de la lésion médullaire, cadre nécessaire à la compréhension des problématiques inhérentes aux personnes atteintes de paraplégie.

Le deuxième chapitre de ce mémoire est consacré à un état de l'art sur les méthodologies et les appareillages existants en vue de la restauration de la locomotion, ou de certaines fonctions, chez les personnes handicapées moteur. Ce chapitre permettra au final de mettre en évidence notre contribution à cette thématique de recherche et notamment à la restauration de la station debout chez le paraplégique.

Le chapitre suivant s'intéresse à la description cinématique et dynamique du corps humain et à la caractérisation de l'intéraction que peut avoir un patient avec son déambulateur ou tout autre système de support. Une modélisation biomécanique est alors donnée, basée sur des aspects anthropométriques et des outils utilisés couramment en robotique. Deux modèles ont fait ainsi

[1] Laboratoire d'Informatique, de Robotique et de Microélectronique de Montpellier
[2] Institut National de Recherche en Informatique et en Automatique
[3] Centre National de la Recherche Scientifique

l'objet de notre étude, l'un étant fondé sur une description dans le plan comprenant trois degrés de liberté et l'autre étant une représentation dans l'espace ayant neuf degrés de liberté.

Cette modélisation permet alors de se focaliser sur notre contribution autour de l'étude de la posture d'un patient paraplégique. Ceci fait l'objet du chapitre quatre, qui présente une méthodologie originale permettant l'estimation des positions des membres supérieurs à partir des actions volontaires exercées par un utilisateur sur une interface de support. L'objectif de ce travail est d'apporter un retour sur l'état du patient pour la mise en place future d'un système assurant un contrôle minimal du mouvement.

Déterminer une posture à partir des seules mesures d'efforts est un problème difficile à résoudre car, pour un seul vecteur d'effort, il existe une infinité de postures. En effet c'est un problème inverse qui consiste à calculer les positions articulaires correspondant à une situation de la main et à des mesures d'efforts données. De plus, la modélisation est soumise à des incertitudes liées aux mesures, au modèle et aux valeurs anthropométriques. Afin de prendre en compte toutes les sources d'incertitudes dans la résolution numérique, nous avons utilisé des méthodes et des outils issus du domaine de l'arithmétique par intervalles. Elles nous donnent la possibilité de caractériser un ensemble de postures solutions, garantissant que la posture réelle se trouve dans un encadrement plus ou moins précis. Pour cela, nous avons défini notre modèle comme un système soumis à des contraintes particulières liées notamment à la géométrie de celui-ci et aux interactions entre la main du patient et les poignées du support. Le problème peut se formuler ainsi comme un *problème de satisfaction de contraintes*. Les domaines des variables intervenant dans les contraintes correspondent à des plages de variations admissibles au cours du mouvement du patient pour les paramètres clés de la station debout (position des mains, positions articulaires, orientation du vecteur d'effort).

Cette approche est ensuite validée dans le chapitre sinq. Une série d'expérimentations a été menée avec des sujets valides, puis avec des personnes paraplégiques. Le protocole et les conditions expérimentales y sont détaillés. Nous avons constaté que les résultats obtenus avec notre méthode valident notre démarche pour l'estimation de la posture dans des cas spécifiques, et nous a permis ainsi de conclure sur l'évolution future de ces travaux.

Nous concluons ce mémoire par un récapitulatif de la méthodologie proposée pour l'estimation de la posture des membres supérieurs et la présentation des perspectives de ce travail. L'ensemble de ce travail a fait l'objet de plusieurs publications regroupées en page 89.

Notations et Abréviations

Abréviations

ddl	Degrés de Liberté
CSP	Constraint Satisfaction Problem
SEF	Stimulation Electrique Fonctionnelle
SNC	Système Nerveux Central
SNP	Système Nerveux Périphérique

Ensembles

$\emptyset$	Ensemble vide
$\mathbb{R}^n$	Ensemble des réels de dimension n
$\mathbb{IR}^n$	Ensemble des intervalles réels de dimension n
$\overline{\mathbb{S}}$	Approximation extérieure de l'ensemble $\mathbb{S}$
$\underline{\mathbb{S}}$	Approximation intérieure de l'ensemble $\mathbb{S}$
$\Delta\mathbb{S}$	Couche d'incertitude

Forces (N)

f_x	Force suivant la direction de l'axe $\boldsymbol{x}$
f_y	Force suivant la direction de l'axe $\boldsymbol{y}$
f_z	Force suivant la direction de l'axe $\boldsymbol{z}$

Intervalles

$[x] = [\overline{x}, \underline{x}]$	Intervalle
$\overline{x}, \underline{x}$	Bornes supérieure et inférieur de l'intervalle $[x]$
$[\boldsymbol{x}] = [\overline{\boldsymbol{x}}, \underline{\boldsymbol{x}}]$	Vecteur d'intervalles ou pavé

Indices

k	indice d'une articulation

Notations trigonométriques

C_1	$\cos(q_1)$
C_{12}	$\cos(q_1 + q_2)$
C_{123}	$\cos(q_1 + q_2 + q_3)$
S_1	$\sin(q_1)$
S_{12}	$\sin(q_1 + q_2)$
S_{123}	$\sin(q_1 + q_2 + q_3)$

Position, vitesse et accélération articulaire

q_k	Position articulaire de l'articulation k
$\boldsymbol{q}$	Vecteur des positions articulaires
$\dot{q}_k$	Vitesse articulaire de l'articulation k
$\dot{\boldsymbol{q}}$	Vecteur des vitesses articulaires
$\ddot{q}_k$	Accélération articulaire de l'articulation k
$\ddot{\boldsymbol{q}}$	Vecteur des accélérations articulaires

Positions opérationnelles (m)

P_x	Position cartésienne de la main selon l'axe $\boldsymbol{x}$
P_y	Position cartésienne de la main selon l'axe $\boldsymbol{y}$
P_z	Position cartésienne de la main selon l'axe $\boldsymbol{z}$
$\mathbf{P}$	Vecteur des positions cartésiennes de la main

Table des matières

1 Les déficiences motrices et sensitives **1**
1.1 Introduction . . . 2
1.2 Aspects neurophysiologiques . . . 2
1.2.1 Le système nerveux . . . 2
1.2.2 Le neurone . . . 3
1.2.3 Le potentiel d'action . . . 4
1.2.4 Le muscle squelettique . . . 5
1.3 Notions sur les blessures médullaires . . . 8
1.3.1 Introduction . . . 8
1.3.2 Les troubles associés aux lésions médullaires . . . 9
1.3.3 Le cordon médullaire . . . 9
1.4 Conclusion . . . 11

2 Les aides techniques pour l'assistance à la marche **13**
2.1 Introduction . . . 14
2.2 Les systèmes robotisés . . . 14
2.2.1 Les exosquelettes . . . 14
2.2.2 Le projet Cyberthèses pour paraplégiques . . . 16
2.2.3 Les déambulateurs robotisés . . . 17
2.2.4 Conclusion . . . 19
2.3 La stimulation électrique fonctionnelle musculaire . . . 19
2.3.1 Le principe . . . 19
2.3.1.1 Les types de courants de stimulation . . . 20
2.3.1.2 Les types et placement des électrodes . . . 21
2.3.2 Les muscles stimulables par les électrodes de surface . . . 22
2.3.3 Les effets de la SEF . . . 23
2.3.4 Les utilisations de la SEF . . . 23
2.3.4.1 La déambulation sous SEF . . . 23
2.3.4.2 La verticalisation sous SEF . . . 24
2.3.5 L'observation de la posture . . . 25
2.4 Conclusion . . . 26

3 Modélisation **27**
3.1 Anatomie fonctionnelle . . . 28
3.2 Les paramètres anthropométriques . . . 29
3.3 Modélisation cinématique . . . 31
3.3.1 La représentation de Denavit et Hartenberg . . . 32
3.3.2 Les angles de Cardan . . . 34
3.3.3 Mise en place d'un modèle cinématique 2-D à 3 ddl . . . 35
3.3.4 Mise en place d'un modèle cinématique 3-D à 9 ddl . . . 36
3.4 Modélisation dynamique . . . 40
3.4.1 Modèle dynamique sans efforts de contact . . . 40
3.4.2 Modèle dynamique avec efforts de contact . . . 40
3.4.3 Discussion . . . 43
3.5 Contraintes cinématiques et dynamiques . . . 43
3.5.1 Caractérisation des interactions mains-poignées . . . 43
3.5.1.1 Cas du modèle 2-D . . . 43
3.5.1.2 Cas du modèle 3-D . . . 44
3.5.2 Contraintes liées à la posture . . . 46
3.6 Conclusion . . . 47

4 Méthodologie pour l'estimation de la posture **49**
4.1 Introduction . . . 50
4.2 Notions sur l'analyse par intervalles : principes et définitions . . . 50
4.2.1 Terminologie sur les ensembles . . . 50
4.2.2 Opérations élémentaires sur les intervalles . . . 51
4.2.3 Pessimisme . . . 53
4.2.3.1 Phénomène de dépendance . . . 53
4.2.3.2 Phénomène d'enveloppement . . . 54
4.2.4 Fonction d'inclusion . . . 54
4.2.5 Inversion ensembliste . . . 56
4.2.6 Problème de satisfaction de contraintes . . . 58
4.3 L'arithmétique d'intervalles pour l'estimation de la posture . . . 60
4.3.1 L'estimation d'état . . . 60
4.3.2 Application . . . 61
4.4 Conclusion . . . 63

5 Expérimentations **65**
5.1 Le déambulateur instrumenté . . . 66
5.2 Expérimentations avec des sujets valides . . . 67
5.2.1 Utilisation du déambulateur instrumenté . . . 67
5.2.2 Utilisation de barres parallèles instrumentées . . . 73
5.3 Expérimentations avec des sujets paraplégiques . . . 77

5.3.1 Instrumentation 78
5.3.2 Description du protocole 79
5.3.3 Résultats 81
5.4 Conclusion 85

6 Conclusion Générale **87**

Bibliographie **96**

Table des figures

1.1 Les systèmes nerveux central et périphérique. 2
1.2 Voies sensitive et motrice. 3
1.3 Schéma des parties composant un neurone. 4
1.4 Schéma d'activation d'un potentiel d'action. 5
1.5 Organisation du muscle squelettique. 6
1.6 Flexion et extension du membre inférieur. 7
1.7 Force musculaire exercée sur l'articulation du coude. Illustration du bras de levier. 8
1.8 Illustration de la colonne vertébrale et de la moelle épinière. 10

2.1 Exosquelettes motorisés pour la marche (a) HAL-3 et (b) BLEEX. 15
2.2 Prototype du MotionMaker™ [Métailler, 2005] 16
2.3 Principe du WalkTrainer™ 17
2.4 Principe du WalkMaker™ 17
2.5 Prototypes du projet PAMM. 17
2.6 Déambulateur instrumenté : assistance à la locomotion [Wasson *et al.*, 2004]. . 18
2.7 Prototype du RT Walker [Hirata *et al.*, 2006]. 19
2.8 Courants de stimulation - A : biphasique symétrique, B et C : biphasique assymétrique. 20
2.9 Muscles stimulés dans le cadre du projet. 22
2.10 Système à bascule pour l'aide à la verticalisation [Kamnik *et al.*, 2005a]. 25

3.1 Les plans anatomiques. 28
3.2 Proportions du corps humain en fonction de la taille d'un individu [Winter, 2004]. 30
3.3 Définition des repères et des paramètres associés à un membre selon la convention de Denavit-Hartenberg [Khalil et Dombre, 1999]. 32
3.4 Modélisation d'un bras dans le plan à 3 ddl. 33
3.5 Angles de Cardan. 34
3.6 Modèle à 3 degrés de liberté du corps humain dans le plan sagittal. 35
3.7 Modèle 3-D du corps humain à 9 degrés de liberté. 37
3.8 Efforts exercés pour le modèle 2-D. 44
3.9 Projections du modèle 3-D sur les plans (a) sagittal et (b) frontal. 45

4.1 Opérations $\cap$, $\cup$ et $\subset$ sur les ensembles. 51

4.2 Pavé $[\boldsymbol{x}]$ dans $\mathbb{IR}^2$ [Jaulin *et al.*, 2001]. 53
4.3 Phénomène d'enveloppement pour une rotation $\theta = \pi/4$. 54
4.4 Illustration de la fonction d'inclusion dans $\mathbb{R}^2$ [Jaulin *et al.*, 2001]. 55
4.5 Approximations intérieure et extérieure de l'ensemble solution au problème d'inversion ensembliste. 56
4.6 Exemple d'une résolution d'une inéquation par SIVIA. 57
4.7 Les butées articulaires pour q_1, q_2 et q_3. 62

5.1 Prototype du déambulateur instrumenté. 66
5.2 Version 2 du déambulateur instrumenté. 66
5.3 Sujet valide sur le déambulateur instrumenté. 68
5.4 Mesures issues des capteurs d'efforts pour le sujet S5. 69
5.5 Ensemble des postures solutions pour le sujet S5. (a), (b) et (c) : sans incertitude sur les longueurs ; (d), (e) et (f) : avec incertitude sur les longueurs. 71
5.6 Expérimentation avec une personne valide. 74
5.7 Mesures issues des capteurs d'efforts pour le sujet S3. 75
5.8 Projection des approximations intérieure (pavés bleus) et extérieure pour le sujet S3. Les pavés rouges représentent la couche d'incertitude $\Delta\mathbb{S}$. 76
5.9 Placement des électrodes de surface. 78
5.10 Semelles baropodométriques. 78
5.11 Placement anatomique des marqueurs réfléchissants. 79
5.12 Installation expérimentale avec un patient paraplégique. 80
5.13 Mesures issues des capteurs d'efforts et des semelles pour le patient P4. 81
5.14 Patient paraplégique durant la séance de verticalisation. 82
5.15 Projection des approximations intérieure (pavés bleus) et extérieure pour le patient P4. Les pavés rouges représentent la couche d'incertitude $\Delta\mathbb{S}$. 84
5.16 Illustration des différentes postures pouvant être prises : (a) Inclinaison en arrière, (b) Posture réelle, (c) Inclinaison en avant. 85

Liste des tableaux

1.1 Classification des lésions selon l'ASIA. 11

3.1 Définition des membres. 31
3.2 Paramètres du modèle à 9 ddl. 38

5.1 Caractéristiques physiques des sujets valides. 67
5.2 Définition des domaines admissibles. 68
5.3 Projection des postures solutions pour le sujet S5 ($\varepsilon = 0.3$). 72
5.4 Projection des postures solutions pour le sujet S5 ($\varepsilon = 0.3$) avec incertitudes sur les longueurs. 72
5.5 Caractéristiques physiques des sujets valides. 73
5.6 Définition des domaines admissibles. 73
5.7 Projection des postures solutions pour le sujet S1 ($\varepsilon = 0.5$). 75
5.8 Projection des postures solutions pour le sujet S2 ($\varepsilon = 0.01$). 75
5.9 Projection des postures solutions pour le sujet S3 ($\varepsilon = 0.01$). 75
5.10 Caractéristiques physiques des patients paraplégiques. 77
5.11 Projection des postures solutions pour le patient P4 ($\varepsilon = 0.1$). 83

Chapitre 1

Les déficiences motrices et sensitives

Ce chapitre présente de façon synthétique les bases nécessaires à la compréhension du fonctionnement de la motricité et a pour but de familiariser le lecteur non initié avec les aspects et les problématiques liés à la lésion médullaire ainsi que de présenter la terminologie relative à ce sujet. Le lecteur est invité à se reporter aux sources principales médicales afin d'approfondir les connaissances abordées dans ce chapitre.

Ressources : [Bessou, 1978], [Delcey, 2002b], [Delcey, 2002a], [Désert, 2002], [Guyton, 1996], [Kandel *et al.*, 2000], [Mailhan et Genêt, 2002], [Michel, 1999], [Outrequin, 2002].

Sommaire

1.1 Introduction 2
1.2 Aspects neurophysiologiques 2
1.2.1 Le système nerveux 2
1.2.2 Le neurone 3
1.2.3 Le potentiel d'action 4
1.2.4 Le muscle squelettique 5
1.3 Notions sur les blessures médullaires 8
1.3.1 Introduction 8
1.3.2 Les troubles associés aux lésions médullaires 9
1.3.3 Le cordon médullaire 9
1.4 Conclusion 11

1.1 Introduction

L'étude de la restauration du mouvement nécessite une bonne compréhension des phénomènes à l'origine de la contraction musculaire. Nous présenterons de manière schématique, dans ce chapitre, le contexte et les principes de bases pour comprendre le fonctionnement de la motricité. Les aspects liés à la lésion médullaire et aux troubles moteurs et sensitifs associés seront aussi abordés.

Tous les muscles et les organes du corps dépendent de la propagation des influx nerveux pour fonctionner. Les déficiences sensitives ou motrices sont la conséquence d'une défaillance du système nerveux les contrôlant. Il en résulte divers troubles, pouvant modifier la capacité du corps, ou une partie du corps, à se mouvoir. Comme dans le cas de la paraplégie, où l'activité musculaire volontaire et la sensibilité au niveau des membres inférieurs sont perturbées, voire annihilées, suite à une atteinte de la moelle épinière.

1.2 Aspects neurophysiologiques

1.2.1 Le système nerveux

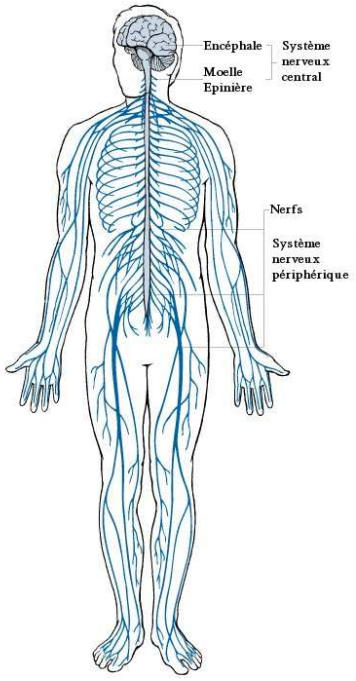


FIG. 1.1: Les systèmes nerveux central et périphérique. [*www.ama-assn.org*]

Le système nerveux remplit trois fonctions principales. Il y a la **fonction sensorielle**, par laquelle le système nerveux détecte toute modification de l'environnement se produisant tant à l'intérieur qu'à l'extérieur de l'organisme (toucher, vue, goût, odorat, ouïe). La **fonction intégrative** a pour mission de traiter et analyser l'information sensorielle et de déterminer l'action à entreprendre. Finalement la **fonction motrice** a pour rôle d'envoyer les messages nerveux vers les muscles et les organes, provoquant leur mise en action.

Sur un plan fonctionnel, le système nerveux peut être séparé en deux entités : le **système neurovégétatif** (ou **autonome**), responsable de la régulation et de la coordination des fonctions vitales de l'organisme (organes internes), et le **système nerveux somatique** (ou **cérébro-spinal**), qui interagit avec le monde extérieur en participant, entre autres, à l'équilibre et à la motricité.

Du point de vue anatomique, le système nerveux comprend principalement le **système nerveux central** (SNC) et le **système nerveux périphérique** (SNP). Ils sont mis en évidence sur la figure 1.1.

Le SNC a pour rôle de recevoir, de traiter et de produire des messages nerveux. Pour cela, il comprend plusieurs milliards de **neurones**. Ces cellules établissent entre elles des connexions, appelées **synapses**, et ont pour rôle fondamental la transmission de l'influx nerveux d'un neu-

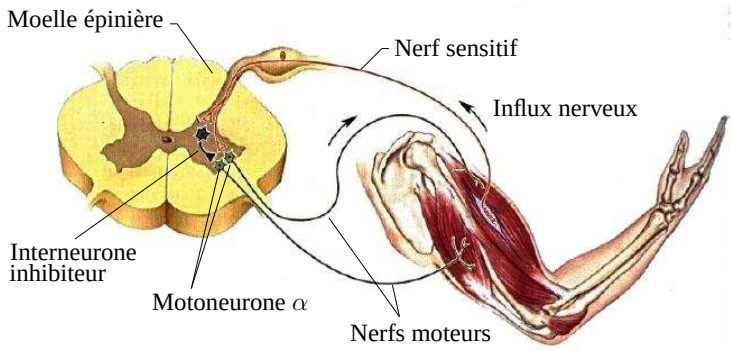


FIG. 1.2: Voies sensitive et motrice.
[*www.medecine.unige.ch/ bertrand/cours1/muscle*]

rone à l'autre ou d'un neurone vers l'organe innervé. La transmission se fait grâce à des **neurotransmetteurs** qui sont des hormones ayant des capacités excitatrices ou inhibitrices. Le SNC est composé de **l'encéphale**, regroupant le cerveau, le cervelet et le tronc cérébral, et de la **moelle épinière**.

Le SNP est un réseau de nerfs ramifiés qui relient la moelle épinière aux différents organes, et notamment les muscles. Son rôle est de propager les messages nerveux. On distingue les **nerfs crâniens**, qui émergent directement de l'encéphale et innervent la région crânienne, et les **nerfs rachidiens** ou *spinaux*, provenant de chaque côté de la moelle épinière, qui innervent les membres inférieurs et supérieurs. Le SNP comprend une voie **sensitive** ou **afférente**, qui achemine les informations vers la moelle épinière et le cerveau, et une voie **motrice** ou **efférente**, véhiculant les signaux moteurs du SNC à la périphérie et particulièrement vers les muscles squelettiques (figure 1.2).

1.2.2 Le neurone

Le neurone est une cellule nerveuse qui est responsable de l'émission et de la propagation du message nerveux. La figure 1.3 est une illustration typique d'un neurone. Il est constitué d'un **corps cellulaire**, ou **soma**. Plusieurs prolongements, émergents du corps cellulaire, permettent d'établir des contacts avec d'autres neurones ou des organes. Le principal est **l'axone**, aussi appelé **fibre nerveuse** qui a pour rôle de propager les signaux nerveux à la cellule suivante. Chaque axone d'un neurone du système nerveux central est capable de conduire les influx nerveux sur de longues distances, sans perte d'amplitude, grâce à la gaine de **myéline** qui l'entoure.

Les **dendrites** représentent le deuxième type de prolongement cellulaire et se trouvent en grande quantité autour du soma. Elles forment la structure réceptrice du neurone. Elles reçoivent les messages nerveux provenant des autres cellules et les transmettent au corps cellulaire. C'est à cet endroit que va se faire la jonction avec d'autres neurones (connexion axone-dendrite) en formant des **synapses**. Les terminaisons axonales ou synaptiques, sécrètent d'infimes quantités d'hormones, des neurotransmetteurs, qui stimulent ou inhibent les neurones avec lesquels l'axone est en contact.

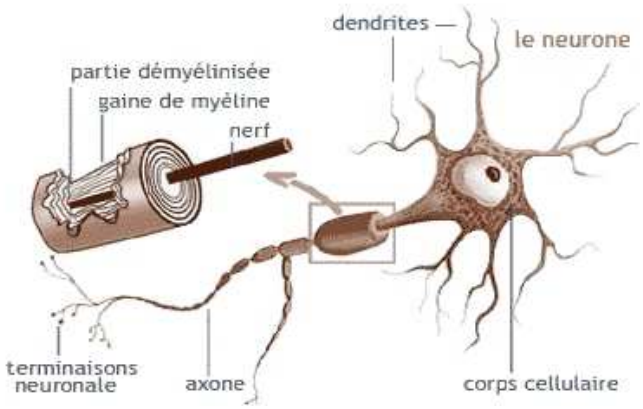


FIG. 1.3: Schéma des parties composant un neurone.
[*www.medisite.fr*]

1.2.3 Le potentiel d'action

L'excitation d'une cellule nerveuse fait intervenir des influx nerveux sous la forme de différences de potentiels électrique, appelées **potentiels membranaires**. Ils correspondent à la différence de potentiel électrique entre le milieu intracellulaire et le milieu extracellulaire séparés par la membrane de la cellule excitable. Au repos, c'est-à-dire en dehors de toute stimulation, le potentiel membranaire pour une cellule nerveuse a un potentiel de l'ordre de -70 mV. C'est le **potentiel de repos**. On dit alors que la cellule est **polarisée**. Le potentiel de repos est dû aux concentrations inégales d'ions existantes de part et d'autre de la membrane cellulaire.

Les signaux nerveux sont transmis entre les neurones par les **potentiels d'action** qui se distinguent par une brusque modification du potentiel de repos. Ce phénomène émane de la stimulation électrique de la cellule qui se dépolarise. Pour qu'un potentiel d'action puisse se produire, le potentiel membranaire doit dépasser un certain seuil (seuil d'excitation du neurone), appelé **potentiel de seuil**. La valeur du seuil dépend de la nature du neurone. Dès que ce seuil de déclenchement est atteint, le corps cellulaire génère un potentiel d'action de valeur constante de 100 mV (la durée est d'une milliseconde), et fait passer le potentiel membranaire à +30 mV (-70 mV + 100 mV). Ce phénomène suit le principe du *Tout ou Rien*, la cellule étant dépolarisée ou non. Supposons, par exemple, que deux messages arrivent sur un neurone. Le neurone fait la somme de tous ces petits signaux. Si cette somme atteint le potentiel de seuil, alors un influx nerveux spécifique sera généré et propagé au neurone suivant. Dans le cas contraire, aucun message n'est transmis.

Le potentiel d'action peut être décomposé en quatre phases. Elles sont représentées sur la figure 1.4. Lors de la stimulation d'un neurone, il y a une brusque modification du potentiel de repos. Au delà du potentiel de seuil, la membrane change de polarité. C'est la phase de dépolarisation, le potentiel de la membrane interne passant de -70 mV à +30 mV. Rapidement, la membrane se repolarise. C'est la *période réfractaire absolue* durant laquelle la cellule nerveuse ne répond plus à aucun stimulus, ce qui a pour effet d'éviter d'engendrer un nouveau potentiel d'action à cet instant. Cette période réfractaire absolue, est suivie par une *période réfractaire*

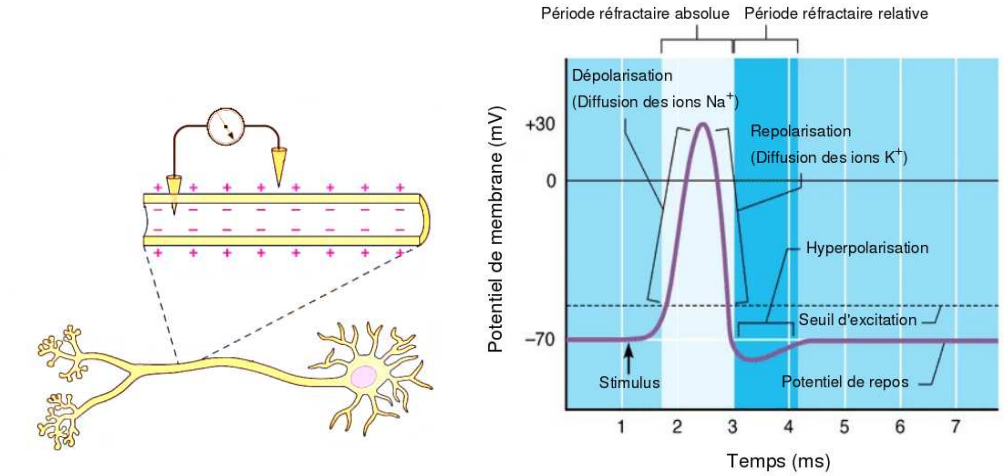


FIG. 1.4: Schéma d'activation d'un potentiel d'action.
[*www.octc.kctcs.edu/gcaplan/anat/Notes/*]

relative au cours de laquelle le potentiel passe sous le potentiel de repos (phase d'hyperpolarisation), permettant de provoquer une réponse nerveuse propagée en augmentant l'amplitude ou la durée du stimulus. Le potentiel revient ensuite à sa valeur initiale.

De même, les cellules musculaires possèdent un potentiel de repos de l'ordre de -90 mV. La réponse à une excitation de ces cellules est identique à celle des cellules nerveuses. Ainsi, l'influx nerveux qui circule le long de la fibre nerveuse se caractérise par une succession de potentiels d'action.

Les cellules nerveuses et musculaires ont ainsi la particularité de répondre à un stimulus électrique, produisant alors une activité électrique membranaire définie par un potentiel d'action. En appliquant un courant électrique, au moyen d'un stimulateur électrique muni d'électrodes, sur un muscle, soit directement, soit par l'intermédiaire de son nerf moteur, il est possible de provoquer une contraction musculaire. C'est cette propriété qu'exploite l'électrostimulation.

1.2.4 Le muscle squelettique

Les muscles sont les organes responsables du mouvement et ont comme caractéristique le fait d'être excitables, contractiles et extensibles. Ils ont la capacité de réagir à un stimulus électrique (influx nerveux) en développant une force de contraction entre leurs extrémités. Dans l'organisme on distingue trois sortes de muscles :

- **Les muscles lisses** qui sont les principaux composants des viscères et assurent, en particulier, les contractions de l'intestin, de la vessie, des veines, etc. La contraction des muscles lisses est généralement involontaire, innervée par le système nerveux végétatif, ou autonome.
- **Le muscle strié cardiaque**, dont l'activité est involontaire.
- **Les muscles striés squelettiques**, ainsi nommé de par leurs fonctions permettant la mise en mouvement du squelette. Ce sont des muscles dont la contraction est essentiellement volontaire et contrôlée par le système somatique.

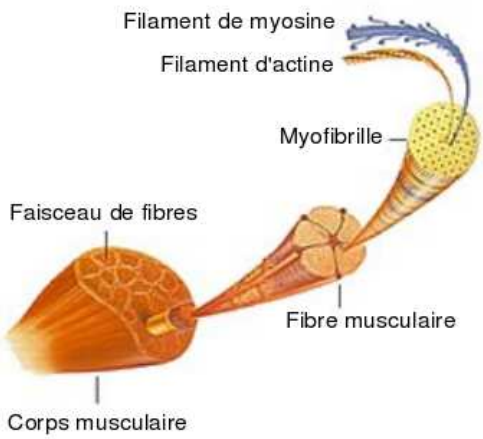


FIG. 1.5: Organisation du muscle squelettique.
[*www.scientific-art.com*]

Le muscle squelettique est composé de nombreuses fibres, appelées **fibres musculaires**, dont le diamètre peut varier de 10 μm à 100 μm et la longueur peut atteindre plusieurs centimètres. Chaque muscle est composé de plusieurs catégories de fibres musculaires dont, essentiellement, les **fibres à contraction lente**, ou de type I et les **fibres à contraction rapide**, ou de type IIB. Les fibres lentes sont de petit diamètre et très vascularisées. L'abondance en myoglobine qui emmagasine l'oxygène leur confère une couleur rouge. Elles sont peu fatigables et sont surtout utilisées lors d'exercices peu puissants et prolongés. En revanche, les fibres rapides ont un plus grand diamètre et sont peu vascularisées. Ces fibres sont très fatigables mais adaptées à des forces de contractions importantes. Elles sont sollicitées lors des exercices brefs mais intenses. Entre les fibres lentes et les fibres rapides, on trouve les fibres type IIA ou fibres intermédiaires. De part leur teneur en myoglobine et leur grande vascularisation, on les apparente davantage aux fibres de type I. Celles-ci sont à la fois rapides et résistantes à la fatigue, dans une moindre mesure, comparativement aux fibres musculaires de type I.

A l'intérieur de chacune de ces fibres sont alignés des faisceaux de **myofibrilles**, dont le diamètre est de l'ordre de 1 μm. Chaque myofibrille est formée d'une succession de **sarcomères**. Chaque sarcomère comporte des filaments fins d'actine et des filaments épais de myosine. L'actine et la myosine sont des protéines contractiles qui donnent au muscle le pouvoir de se contracter, puis de se décontracter. Le phénomène de contraction correspond à un glissement de ces deux éléments et résulte en un raccourcissement de la fibre musculaire. La figure 1.5 présente l'architecture du muscle squelettique.

Lorsque le muscle se contracte, il produit un mouvement en exerçant une force sur les tendons, tirant eux-mêmes sur les os d'une articulation. Ce phénomène est réalisé par un muscle, ou un groupe de muscles dits **agonistes** (responsables du mouvement). On nomme **antagoniste** le muscle, ou le groupe de muscles, s'opposant à ce mouvement. Ainsi, un muscle peut être agoniste ou antagoniste selon le mouvement considéré. Par exemple, lors de la flexion du genou, les muscles agonistes sont les ischio-jambiers et le muscle antagoniste est le quadriceps. Ce

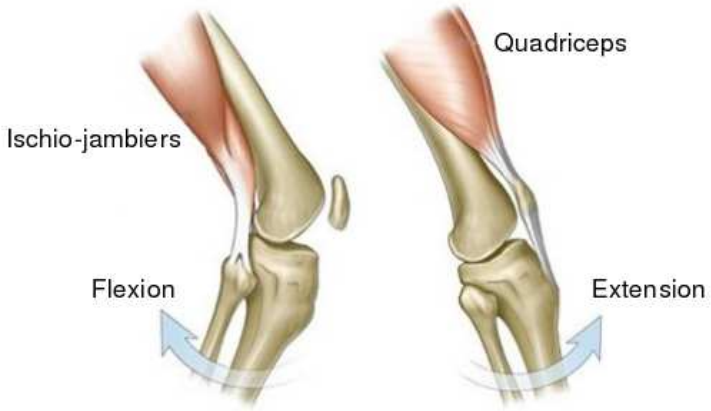


FIG. 1.6: Flexion et extension du membre inférieur.
[*www.aclsolutions.com/anatomy.php*]

principe de synergie musculaire permet d'accomplir des mouvements précis, à vitesse contrôlée. Par exemple, la flexion du genou résulte de la contraction des ischio-jambiers, rapprochant la jambe vers la cuisse. Les ischio-jambiers sont agonistes et sont qualifiés de fléchisseurs. Le muscle antagoniste, le quadriceps, est alors relâché. Au contraire, l'extension de la jambe par rapport à la cuisse se fait sous l'action du quadriceps. Il est qualifié d'extenseur et devient à son tour agoniste et les ischios-jambiers antagonistes (cf. figure 1.6).

Plusieurs muscles peuvent agir simultanément afin de produire un mouvement que l'un ou l'autre ne pourrait produire séparément. Ces muscles sont dits **synergiques** et entrent ensemble en action afin d'exécuter un mouvement. On trouve de tels muscles, par exemple, dans les ischio-jambiers. Le biceps fémoral, le semi-tendineux et le semi-membraneux sont synergiques car ils réalisent ensemble la flexion du genou. Enfin il y a les muscles dits **fixateurs**, qui ont pour rôle de stabiliser et maintenir certaines structures osseuses, libres, mais aussi participent à la génération du mouvement. L'omoplate, par exemple, est retenue au squelette uniquement par des muscles qui la stabilise et qui permettent d'accompagner le mouvement de l'épaule.

Dans le corps humain, les articulations constituent des points d'appuis autour desquels s'insèrent les muscles dont la contraction produit, dans la majorité des cas, un mouvement de rotation. Le fonctionnement de la plupart des muscles fait intervenir le principe du bras de levier, défini comme la distance du point d'insertion du muscle, où s'applique la force de contraction musculaire, à l'axe de rotation articulaire. Ce bras de levier change lorsque l'angle de l'articulation change (figure 1.7).

La force au point d'insertion du muscle fournit alors un couple à l'articulation qui a pour effet d'induire un mouvement de rotation entre deux segments osseux. Ce couple est fonction de cette force et du bras de levier et est traduit par la relation suivante :

$$\tau_m = F_m \cdot r_\perp \tag{1.1}$$

avec τ_m le couple produit (en N.m), F_m l'amplitude de la force musculaire (en N) et $r_\perp$ la distance perpendiculaire à l'axe de rotation (en m).

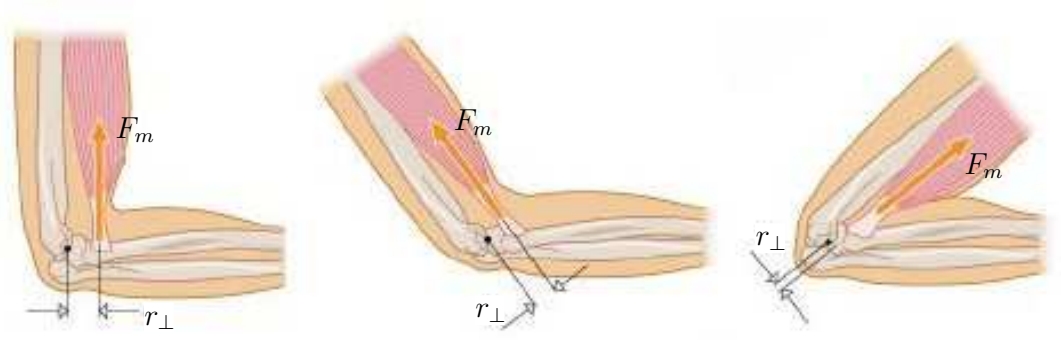


FIG. 1.7: Force musculaire exercée sur l'articulation du coude. Illustration du bras de levier. [www.gap.unige.ch]

1.3 Notions sur les blessures médullaires

1.3.1 Introduction

Les déficiences motrices regroupent des atteintes modérées, principalement liées aux rhumatismes et à l'arthrose, mais aussi les paralysies comme l'hémiplégie, la paraplégie et la tétraplégie. L'hémiplégie est une atteinte motrice unilatérale, souvent d'origine vasculaire, et se caractérise par une paralysie du membre supérieur et du membre inférieur d'un même côté. La paraplégie est une paralysie des deux membres inférieurs résultant, le plus souvent, d'une atteinte de la moelle épinière située, au plus haut, au niveau des vertèbres thoraciques, d'origine traumatique, c'est-à-dire survenue lors d'un accident, ou parfois suite à une maladie. La tétraplégie, plus grave, est la conséquence d'une lésion au niveau des cervicales, paralysant ainsi les quatres membres et pouvant aussi affecter les fonctions respiratoires. La lésion est dite complète lorsqu'aucune fonction, motrice et sensitive, n'est conservée au-dessous de la blessure. Dans le cas d'une lésion incomplète, certaines fonctions sensitives et/ou motrices sont conservées en sous-lésionnel. L'étendu et l'importance de la paralysie dépendent du **niveau lésionnel médullaire**, c'est-à-dire la hauteur à laquelle survient la blessure dans la colonne vertébrale. La plupart des personnes atteintes de paraplégie ou de tétraplégie se déplacent en fauteuil roulant. Les paraplégiques peuvent être indépendants dans l'accomplissement de certaines tâches quotidiennes étant donné qu'ils peuvent faire usage de leurs bras et de leurs mains.

Selon l'enquête HID (Handicaps, Incapacités, Dépendance) de l'INSEE, publiée en 2005 par la Direction de la Recherche des Études de l'Évaluation et des Statistiques (DREES), les accidents de la circulation représentent la part la plus importante des causes de blessures médullaires graves suivis de près par ceux ayant lieu lors de pratiques sportives puis de loisirs [Bellamy et de Peretti, 2005]. Ils constituent environ 75% des cas des blessures médullaires entraînant la paraplégie ou la tétraplégie. Les accidents du travail constituent aussi une cause traumatique fréquente, notamment lors de chutes d'un lieu élevé, d'accidents de décompression (plongée), d'électrocutions, etc. Les personnes les plus souvent touchées sont les hommes ayant entre 20 et 60 ans. Les 25% de cas restant de paralysie médullaires sont consécutives à une maladie (accident vasculaire cérébral, tumeur, virus, etc.). Il est estimé au total que le nombre

de personnes atteintes de paraplégie ou de tétraplégie en France métropolitaine avoisine les 30 000. Il est dénombré environ 1 000 nouveaux cas de paraplégie en France chaque année.

1.3.2 Les troubles associés aux lésions médullaires

Lorsque la moelle épinière est touchée, les troubles occasionnés, en dehors des déficiences de l'appareil locomoteur, sont souvent associés à des troubles sensitifs. On distingue notamment une déficience de la sensibilité superficielle, permettant de véhiculer les informations du toucher et de la douleur. Le patient est incapable de sentir une douleur éventuelle intervenant au niveau de ses membres paralysés et risque des blessures ou des brûlures accidentelles pouvant passer inaperçues. La sensibilité profonde, qui renseigne en permanence sur la situation physique du corps dans l'espace, est aussi atteinte et oblige une personne paraplégique, par exemple, à regarder ses jambes et ses pieds afin de se positionner dans son environnement. La paralysie peut aussi s'accompagner de troubles de la commande des appareils urinaire (incontinence), intestinal (troubles du transit, constipation) et génito-sexuel (troubles de l'érection). En cas de lésion thoracique haute (paraplégie) ou cervicale (tétraplégie), la fonction respiratoire peut être touchée et peut entraîner une fragilité, voire une insuffisance, de la respiration.

Les escarres sont des complications fréquentes chez les blessés médullaires. C'est une nécrose de la peau et des tissus due à une mauvaise circulation sanguine. Elles apparaissent suite à une compression prolongée s'exerçant sur une région du membre paralysé et peuvent devenir un danger vital pour le patient si elles ne sont pas traîtées à temps. Pour éviter les escarres, un ensemble de mesures doit être pris par le patient. Ainsi il est recommandé de changer aussi souvent que possible la position du patient, de protéger ses zones d'appui, de réaliser des massages locaux et de respecter des critères d'hygiènes stricts, pour ne citer que quelques exemples.

Dans un souci d'éthique et de respect de la personne humaine, il nous appartiendra donc, lors de cette étude, de veiller à ce que ces troubles secondaires, inhérents à la paraplégie, ne soient que modérément représentés chez les patients qui participeront aux expérimentations.

1.3.3 Le cordon médullaire

La colonne vertébrale est un assemblage de 33 vertèbres. Elle contient et protège la moelle épinière. Elle présente cinq régions, illustrées sur la figure 1.8 :

- la zone **cervicale** : elle se compose de 7 vertèbres cervicales, dénommées par la lettre **C** (de C1 à C7),
- la zone **thoracique** : elle comprend 12 vertèbres thoraciques (ou dorsale), dénommées par les lettres **T** (de T1 à T12) ou **D** (de D1 à D12),
- la zone **lombaire** : elle est définie par 5 vertèbres lombaires, dénommées par la lettre **L** (de L1 à L5),
- la zone **sacrale** : de 5 vertèbres sacrées ou sacrales, dénommées par la lettre **S** (de S1 à S5),
- le **coccyx** : composé de 4 vertèbres coccygiennes soudées entre elles. Contrairement aux autres, elles ne sont pas dénommées par une lettre.

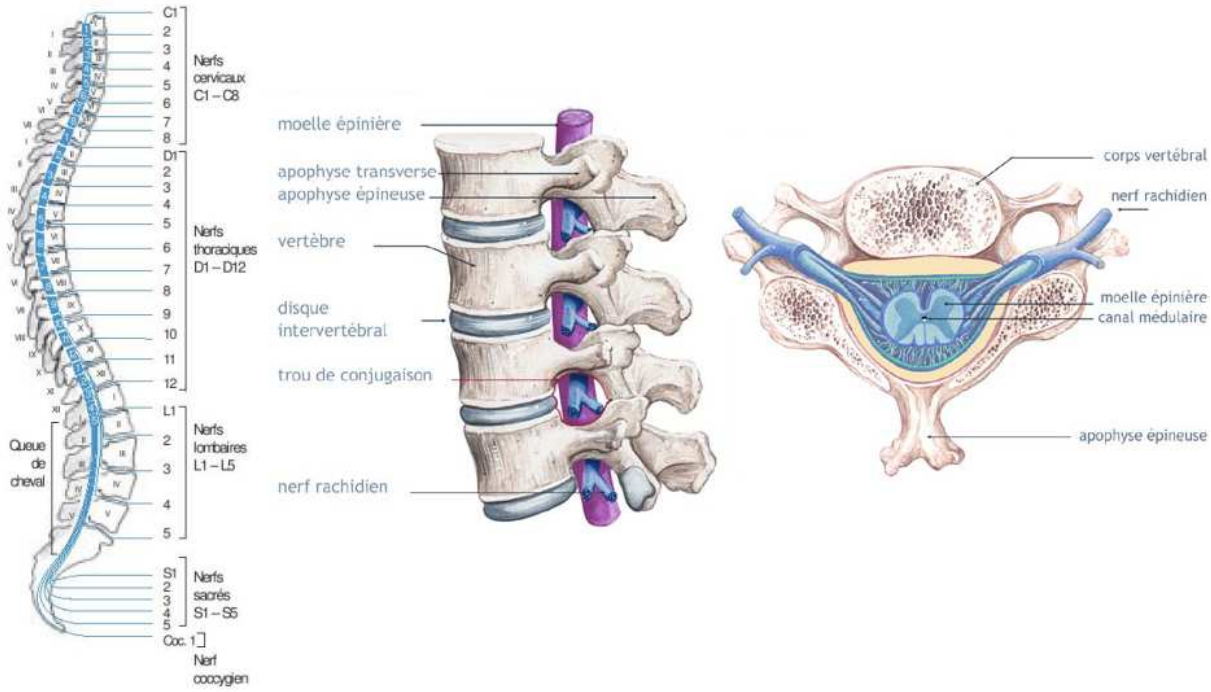


FIG. 1.8: Illustration de la colonne vertébrale et de la moelle épinière.
[*www.medisite.fr/medisite/La-moelle-epiniere.html*]

La moelle épinière est un cordon d'environ 45 cm de longueur et de 1 cm de diamètre, protégé par la colonne vertébrale. C'est le prolongement de l'encéphale. De chaque côté de la moelle épinière se détachent des ramifications de nerfs rachidiens (ou nerfs spinaux) qui se répartissent dans l'ensemble du corps. Chacun de ces nerfs émerge de la moelle épinière par des trous de conjugaison situés entre deux vertèbres adjacentes. Il existe 31 paires de nerfs rachidiens innervant des régions bien spécifiques du corps. Les nerfs cervicaux sont au nombre de huit (C1 à C8) et contrôlent la sensibilité et le mouvement de la région cervicale et des membres supérieurs. Le fait qu'il y ait huit paires de nerfs cervicaux et seulement sept vertèbres cervicales s'explique par le fait que les sept premières paires de nerfs cervicaux quittent le canal vertébral au-dessus de la vertèbre d'après laquelle elles sont nommées. Ainsi le nerf spinal numéro 1, c'est-à-dire C1, démarre de la moelle épinière au-dessus de la première vertèbre cervicale. Le nerf spinal numéro 8 démarre de la moelle épinière au-dessous de la septième vertèbre cervicale.

Les nerfs thoraciques (T1 à T12) contrôlent le thorax, l'abdomen et en partie les membres supérieurs. Les cinq nerfs lombaires (L1 à L5) sont liés aux mouvements et à la sensibilité des membres inférieurs. Les nerfs sacrés (S1 à S5) contrôlent une partie des membres inférieurs, la sensibilité de la région génitale et le fonctionnement de la vessie et de l'intestin. Un nerf rachidien est relié à la moelle épinière par deux racines appelées **racine dorsale** (ou postérieure) et **racine ventrale** (ou antérieure). Chacune de ces racines entre ou sort de la moelle par une dizaine de **filaments radiculaires**. La racine postérieure est également dénommée racine sensitive car elle possède des fibres sensitives et la racine antérieure, que l'on nomme aussi racine

Classification	Type de lésion	Description
A	Complète	Paralysie complète en sous-lésionnelle
B	Incomplète	Conservation d'une sensibilité sous-lésionnelle, aucune motricité
C	Incomplète	Motricité partielle sous-lésionnelle non fonctionnelle
D	Incomplète	Motricité fonctionnelle permettant la déambulation
E	Normal	Motricité et sensitivité normales

TAB. 1.1: Classification des lésions selon l'ASIA.

motrice, permet, entre autres, de conduire l'influx nerveux venant de l'encéphale jusqu'aux muscles squelettiques. La moelle épinière constitue aussi le centre de réflexes et transmet un certain nombre d'informations permettant la contraction des muscles.

Dans le cas d'une lésion de la moelle épinière, la liaison entre l'encéphale et les nerfs moteurs et sensitifs, sous-lésionnels, est partiellement ou complètement interrompue suivant la gravité du traumatisme. Les lésions médullaires peuvent être classées selon leur caractère complet ou incomplet. Il existe plusieurs types de classifications, mais celle qui est internationalement utilisée est l'échelle ASIA (Amercian Spinal Injury Association), publiée en 1994, qui sera notre référence lors du choix des patients participant à l'étude expérimentale.

1.4 Conclusion

Ce chapitre a permis de se familiariser avec les notions neuro-anatomiques relatives à la contraction musculaire et a mis l'accent sur les aspects des lésions médullaires et notamment sur la paraplégie. Les troubles associés à la motricité dégradent fortement la qualité de vie des blessés médullaires et rendent certaines tâches de la vie quotidienne difficiles à accomplir, voire même inaccessibles.

La recherche actuelle dans le domaine de la restauration du mouvement chez les personnes atteintes de paraplégie est encore au stade expérimental et rencontre de nombreux obstacles. Plusieurs techniques et de nouveaux types d'appareillages sont en cours de développement, mais n'apportent pas forcément une véritable solution utilisable au quotidien pour les patients et servent, dans le meilleur des cas, dans un cadre clinique de rééducation fonctionnelle. La difficulté liée à la mise au point et à l'introduction des technologies dans le milieu médical est importante et comporte de nombreuses restrictions. Une voie possible à la restauration des fonctions motrices est d'activer le mouvement de façon artificielle. Dans cette perspective, depuis plusieurs années, la recherche dans les domaines de la robotique et de l'automatique ss'est rapprochées celle relative au du handicap. Plusieurs techniques sont étudiées, allant des dispositifs mécaniques, tels que les orthèses robotisées, ou exosquelettes, jusqu'à l'activation de la contraction musculaire par stimulation électrique fonctionnelle. Le chapitre suivant présente les

applications robotisées actuelles, au service du handicap, ainsi que les principes de l'électrostimulation et son utilisation dans le cadre de la restauration du mouvement.

Chapitre 2

Les aides techniques pour l'assistance à la marche

Ce chapitre présente les différents travaux de recherche effectués dans le domaine de la restauration du mouvement et de l'aide à la marche chez les personnes atteintes de déficiences motrices.

Sommaire

2.1 Introduction 14
2.2 Les systèmes robotisés 14
2.2.1 Les exosquelettes 14
2.2.2 Le projet Cyberthèses pour paraplégiques 16
2.2.3 Les déambulateurs robotisés 17
2.2.4 Conclusion 19
2.3 La stimulation électrique fonctionnelle musculaire 19
2.3.1 Le principe 19
2.3.2 Les muscles stimulables par les électrodes de surface 22
2.3.3 Les effets de la SEF 23
2.3.4 Les utilisations de la SEF 23
2.3.5 L'observation de la posture 25
2.4 Conclusion 26

2.1 Introduction

La difficulté du choix d'une aide technique à la mobilité réside dans le fait que chaque cas de handicap est unique et toutes les solutions d'aide à la réhabilitation de la marche ne sont pas forcément adaptées suivant la situation du patient. Dans la démarche d'aller vers la restauration du mouvement chez les patients paraplégiques, nous introduisons ici un état de l'art sur les différentes possibilités permettant d'atteindre cet objectif. Nous nous concentrons essentiellement sur les solutions apportées par la robotique mais aussi celles utilisant les méthodes de stimulation électrique fonctionnelle.

Les systèmes robotisés actuels possèdent une capacité de perception et d'analyse pour la réalisation d'un ensemble de tâches plus ou moins complexes. Les robots sont, depuis quelques années, de plus en plus intégrés dans le secteur médical. Ils apportent une assistance aux handicapés atteints de déficiences motrices et offrent une nouvelle autonomie aux personnes dépendantes.

La stimulation électrique fonctionnelle, externe ou implantée, est l'une des voies possibles pour restaurer le mouvement d'un, voire de plusieurs membres déficients. Cette technique apporte avant tout de nombreux avantages au niveau médical ou thérapeutique. Une rééducation sous stimulation électrique fonctionnelle permet, par exemple, d'améliorer la qualité du mouvement et a des effets bénéfiques sur l'organisme.

Dans le cadre du contrôle artificiel de membres paralysés, la synthèse de mouvement ainsi que la commande en boucle fermée, pour gérer l'équilibre ou la fatigue par exemple, nécessitent de quantifier et qualifier le système à commander. Souhaitant développer le rôle actif des patients dans la réalisation de leurs mouvements, nous nous heurtons au problème de l'observation : savoir ce que le patient fait de manière volontaire et l'informer sur ce que le système artificiel produit. L'observation est aussi nécessaire pour la commande en boucle fermée. Dans tous les cas, nous devons faire un choix sur les types de capteurs à utiliser, ayant comme caractéristique d'être le moins contraignant possible pour les patients.

2.2 Les systèmes robotisés

2.2.1 Les exosquelettes

Les exosquelettes, développés à l'origine pour répondre à des attentes militaires, sont des combinaisons ou orthèses motorisées, se portant à même le corps, visant à assister le corps humain dans ses déplacements. Destinés en général aux personnes dont les membres ne répondent plus correctement, ces systèmes robotisés doivent prévoir les mouvements de la personne et les exécuter à sa place. Les orthèses robotisées sortent du contexte de ce travail, étant donné que le mouvement n'est pas réalisé par stimulation électrique, mais présentent tout de même un intérêt à l'étude de la marche de par leur réalisation et leur application.

Le projet HAL-3 (Hybrid Assistive Leg), conçu par Y. Sankai de l'Université de Tsukuba

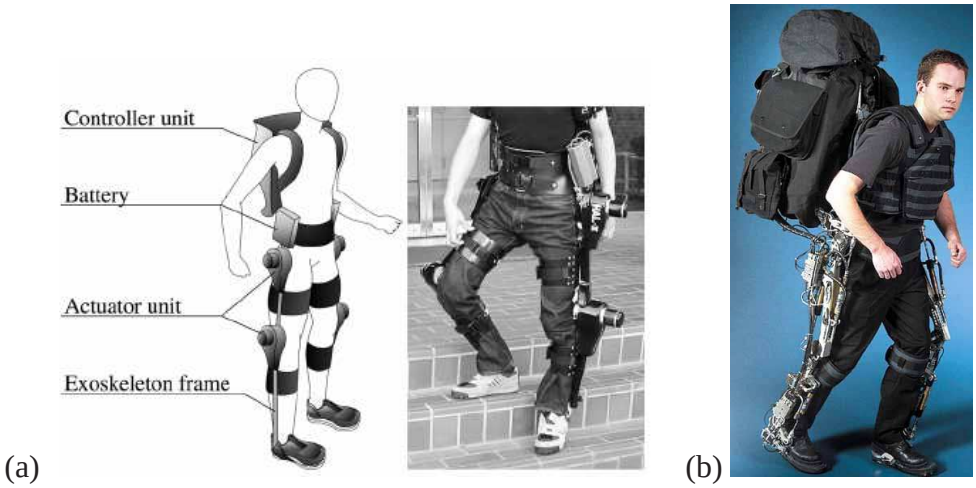


FIG. 2.1: Exosquelettes motorisés pour la marche (a) HAL-3 et (b) BLEEX.

au Japon[1], dont l'objectif est d'apporter une aide pratique aux personnes ayant des problèmes de motricité (personnes âgées ou handicapées) [Hayashi *et al.*, 2005]. Le système permet à la personne de marcher de manière autonome en fournissant peu d'efforts. Les articulations de la hanche et du genou sont motorisées et les mouvements sont analysés en permanence. Les données sont transmises par connexion sans fil jusque dans une unité centrale contenue dans un sac à dos. Une application, utilisant cet exosquelette, vise à déterminer les intentions d'un patient paraplégique pendant la marche [Suzuki *et al.*, 2005]. Deux méthodes ont été proposées. La première utilise des capteurs de pressions disposés dans les semelles, estimant ainsi la position du centre de masse du patient. La deuxième étude utilise l'inclinaison du tronc dans le plan frontal, mesurée grâce à un accéléromètre. Celui-ci est situé dans le dos du patient. Ces mesures caractérisent l'intention du patient à effectuer un pas droit ou gauche. Le cycle de marche, prédéfini, est alors adapté suivant la situation.

Un autre type d'orthèse robotisée a été développé par une équipe de l'Université de Californie, dénommée BLEEX[2] (Berkeley Lower Extremity Exoskeleton). Ce système est dédié au transport de charge (jusqu'à une trentaine de kilos) sur de longues distances. Ce type d'exosquelette est surtout envisagé pour des applications militaires [Zoss *et al.*, 2005].

Il existe encore de nombreuses réalisations et cas d'études dans le domaine des orthèses motorisées, que ce soit pour les membres supérieurs [Kobayashi *et al.*, 2003], [Mistry *et al.*, 2005], [Nef *et al.*, 2006] ou inférieurs [Micera *et al.*, 2004], [Pratt *et al.*, 2004], [Fleischer *et al.*, 2005], [Walsh *et al.*, 2006]. Cependant, le poids et l'encombrement des exosquelettes, ainsi que l'impact visuel qu'ils renvoient, posent d'importants problèmes d'acceptabilité par les patients.

[1]http ://sanlab.kz.tsukuba.ac.jp/HAL/indexE.html
[2]http ://bleex.me.berkeley.edu/bleex.htm

2.2.2 Le projet Cyberthèses pour paraplégiques

La Fondation Suisse pour les Cyberthèses (FSC)[3], avec la collaboration de l'École Polytechnique Fédérale de Lausanne (EPFL), ont mis en oeuvre des dispositifs de rééducation motrice et d'assistance à la marche, associant orthèse et électrostimulation transcutanée rétrocontrôlée, destinées aux personnes ne pouvant plus faire usage de leur membres inférieurs [Métailler, 2005]. Le projet s'articule autour de trois appareils s'inscrivant dans un processus global de rééducation fonctionnelle des membres paralysés.

Le premier dispositif, le MotionMaker™ (cf. figure 2.2), est un système de mobilisation des membres inférieurs et de renforcement musculaire, conçu pour les entraînements thérapeutiques. Le système est doté de deux orthèses, possédant chacune trois articulations, couplées avec une électrostimulation neuromusculaire. Il permet de réaliser tous les mouvements de flexion et d'extension des articulations des membres inférieurs. Les séquences de stimulation sont ajustées en temps réel en fonction des performances du sujet et de l'intensité de l'exercice.

Une fois que le patient aura retrouvé une bonne mobilité articulaire et un renforcement musculaire suffisant, grâce au MotionMaker™, il pourra suivre un entraînement de déambulation spécifique utilisant le WalkTrainer™ (cf. figure 2.3). C'est un dispositif mobile dont l'objectif est de verticaliser un patient paraplégique afin qu'il puisse accéder à la marche. Le dispositif est actuellement en cours de développement.

Enfin le projet Cyberthèses prévoit de réaliser un appareil d'assistance à la marche consistant en une orthèse légère, ne disposant plus de moteurs : le WalkMaker™ (figure 2.4). Ce système, utilisable par certains blessés médullaires, doit permettre de pratiquer une marche autonome au moyen de la stimulation électrique fonctionnelle des membres inférieurs.

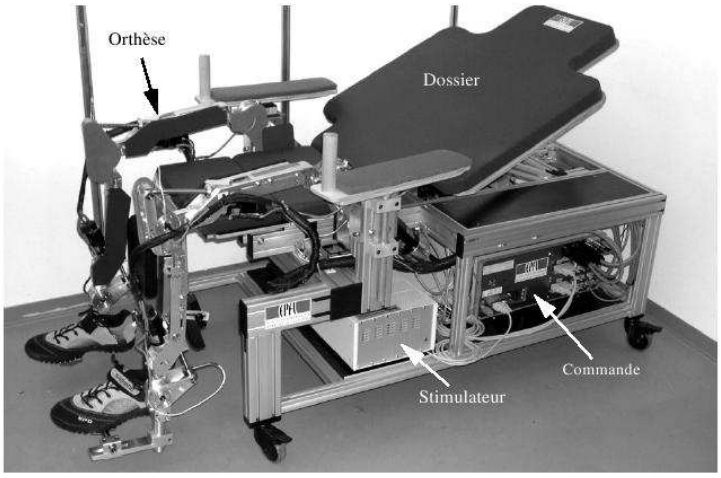


FIG. 2.2: Prototype du MotionMaker™ [Métailler, 2005]

[3]http ://www.fsc-sfc.org

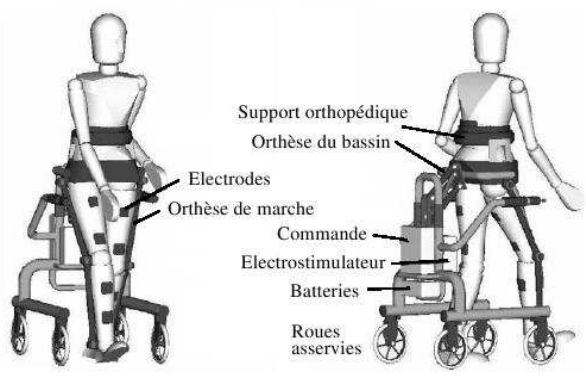


FIG. 2.3: Principe du WalkTrainer™

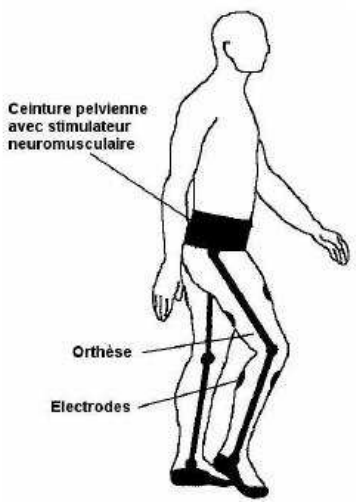


FIG. 2.4: Principe du WalkMaker™

2.2.3 Les déambulateurs robotisés

Le projet PAMM (Personal Aid for Mobility an Monitoring), projet du département d'Ingénierie de Mécanique du MIT, avait pour objectif de développer des aides techniques robotisées pour l'accompagnement de personnes ayant des troubles de la mémoire [Dubowsky *et al.*, 2000]. Ce sont des systèmes qui sont utilisés seulement dans un cadre clinique. Les deux prototypes réalisés, la canne et le déambulateur robotisés, sont montrés sur la figure 2.5.

La trajectoire étant prédéfinie, chacun des dispositifs est muni d'une caméra observant le plafond sur lequel sont disposés des repères indiquant le chemin à suivre. Ceci permet donc au robot de se localiser. Un capteur d'effort est monté au niveau de la poignée. Il a pour fonction de déterminer les intentions de l'utilisateur en mesurant les efforts appliqués par un individu sur la poignée.



(a) SmartCane (b) SmartWalker

FIG. 2.5: Prototypes du projet PAMM.
[*http ://robots.mit.edu*]



FIG. 2.6: Déambulateur instrumenté : assistance à la locomotion [Wasson *et al.*, 2004].

La mise en route et l'arrêt du dispositif ainsi que le changement de direction pendant la locomotion sont détectés au travers de ces mesures, permettant alors de modifier le comportement du dispositif. Enfin les systèmes sont équipés de capteurs de détection d'obstacles pour empêcher les collisions.

Toujours dans la même démarche, on peut citer le travail réalisé par G. Wasson et son équipe. Leur travail consistait à développer un déambulateur instrumenté destiné aux personnes âgées afin de faciliter leurs déplacements quotidiens et d'assurer une certaine sécurité quant aux obstacles rencontrés pendant la déambulation (illustration figure 2.6). Leur approche consiste à utiliser les efforts exercés sur les poignées d'un déambulateur afin, d'une part, d'imposer la mise en mouvement, ou l'arrêt, du dispositif mais aussi, d'autre part, de détecter les intentions de l'utilisateur, comme le changement de direction, pendant la déambulation, tout en évitant les obstacles éventuels [Wasson *et al.*, 2004], [Alwan *et al.*, 2004]. Une série de prototypes a été réalisée et validée sur huit participants.

La recherche dans l'aide à la déambulation autonome regroupe encore de nombreux travaux. Certains se basent sur des méthodes d'auto-apprentissage, par exemple en fonction des habitudes quotidiennes de la personne [Glover *et al.*, 2003], [Glover *et al.*, 2004] ou même de sa pathologie [Thieffry *et al.*, 2005]. D'autres se focalisent, en plus de toutes les problématiques citées auparavant, sur la prévention des chutes [Hirata *et al.*, 2006] pendant la marche. Le système, dénommé RT Walker (figure 2.7), utilise un algorithme de contrôle évaluant l'état de l'utilisateur en distinguant les situations de marche, d'arrêt et la chute. Le contrôle se fait grâce à un laser monté sur la structure, mesurant la distance relative des genoux au déambulateur, et à des encodeurs, placés sur les roues arrière, déterminant la vitesse de marche de l'utilisateur. En cas de chute, le déambulateur s'arrête automatiquement.

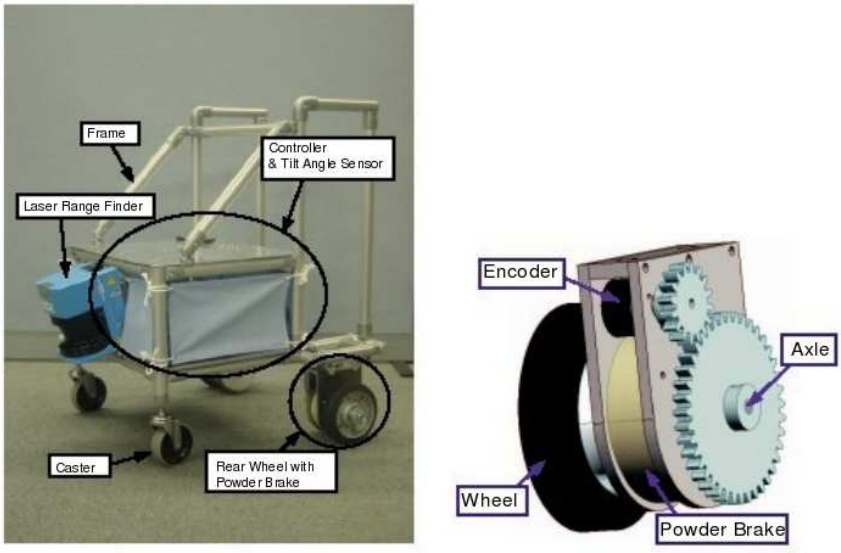


FIG. 2.7: Prototype du RT Walker [Hirata *et al.*, 2006].

2.2.4 Conclusion

Les solutions robotisées dans le domaine des aides techniques pour la marche sont en plein essor. Cependant, les systèmes cités dans ce paragraphe sont inadaptés pour les patients atteints de paraplégie. En effet, les exosquelettes sont peu attrayants du fait qu'ils contraignent l'utilisateur à porter un matériel assez lourd et encombrant dont le prix de revient est assez élevé. Les déambulateurs instrumentés actuels sont plutôt employés par des personnes ayant une mobilité réduite, comme les personnes âgées. Les solutions proposées sont destinées à faciliter le déplacement d'un individu. Ils ne contribuent en aucun cas à la restauration du mouvement.

Suivant le type de handicap, des recours à des techniques de réhabilitation fonctionnelle peuvent être nécessaires, afin de restaurer certaines fonctions. La stimulation électrique fonctionnelle (SEF) est une méthode permettant de restaurer en grande partie l'activité motrice des membres paralysés. Le principe est d'appliquer des séquences de stimulations aux muscles appropriés, via des électrodes placées en surface du muscle ou appliquées directement sur les nerfs moteur, afin de réaliser le mouvement souhaité.

2.3 La stimulation électrique fonctionnelle musculaire

Les principales sources utilisées ici sont [Kralj et Bajd, 1989], [Popović et Sinkjaer, 2000], [Guiraud *et al.*, 2006a], [Guiraud *et al.*, 2006b]. Elles sont citées ici pour ne pas être redondantes dans le texte.

2.3.1 Le principe

Le dysfonctionnement du système nerveux, suite à une maladie ou un accident, peut être la cause de nombreuses pathologies. Dans le cas des blessures médullaires, les lésions sont trop importantes au sein du SNC et ne peuvent malheureusement pas se régénérer. Cependant des

recours à des techniques de réhabilitation fonctionnelle peuvent être envisagées. La stimulation électrique fonctionnelle (SEF) est une méthode permettant de restaurer en grande partie l'activité motrice des membres paralysés. Le principe est d'appliquer des séquences de stimulation définies par des trames d'impulsions, aux nerfs moteurs, par l'intermédiaire d'un stimulateur électrique, provoquant ainsi la contraction des muscles concernés.

2.3.1.1 Les types de courants de stimulation

Le courant de stimulation est caractérisé par des impulsions électriques, définies par leur largeur d'impulsion **d** (μs), leur fréquence **f** (Hz) et leur amplitude **I** (mA). En règle générale, les impulsions utilisées dans le cadre de la réhabilitation ont une forme d'onde de type rectangulaire. Elles sont de type biphasiques, pouvant avoir dans ce cas une enveloppe symétrique ou non, comme cela est illustré sur la figure 2.8. Une impulsion biphasique présente la particularité d'une inversion de sa polarité. L'impulsion de compensation négative équilibre les charges électriques fournies par l'impulsion positive. Cela a pour avantage d'éviter d'une part une corrosion rapide des électrodes, et d'autre part, d'occasionner des brûlures pouvant endommager la peau (dans le cas des électrodes de surface) ou le nerf (dans le cas des électrodes neurales).

La forme de la compensation négative n'est pas sans effet sur l'efficacité de la contraction musculaire. Une stimulation à courant byphasique symétrique peut entraîner la génération de nouveaux potentiels d'actions et ainsi perturber ou même inhiber l'influx nerveux. Cependant elles ont l'avantage d'avoir une décharge rapide et peuvent être utilisées dans le cadre de stimulations à haute fréquences. Il est préférable ainsi de stimuler avec des courants biphasiques asymétriques dont l'amplitude de l'impulsion, dans la phase de compensation, est suffisamment faible pour que la dépolarisation, au niveau de l'anode de l'électrode, n'engendre pas une excitation supplémentaire de la fibre nerveuse.

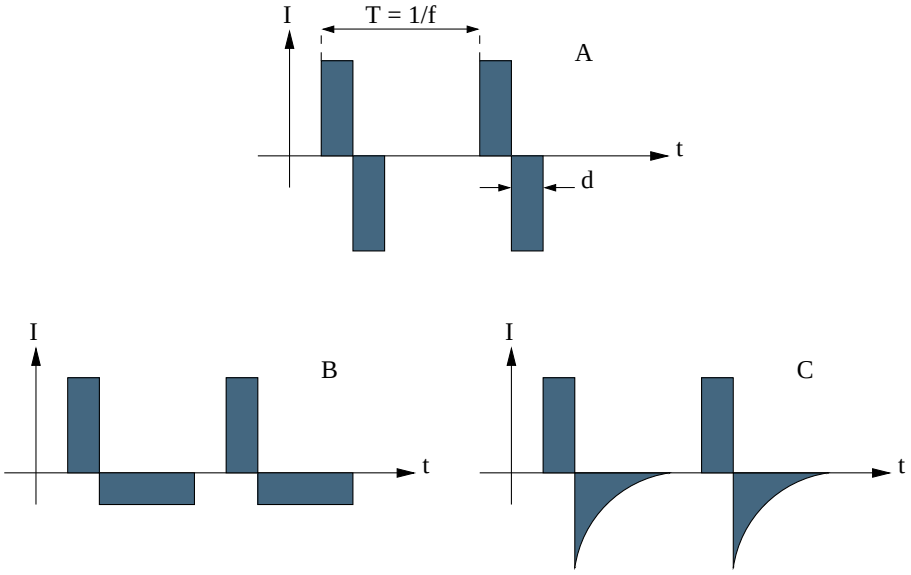


FIG. 2.8: Courants de stimulation - A : biphasique symétrique, B et C : biphasique assymétrique.

2.3.1.2 Les types et placement des électrodes

Plusieurs méthodes permettent la contraction d'un muscle par stimulation électrique fonctionnelle. Une des techniques est basée sur la stimulation faite de manière invasive, où le stimulateur et les électrodes sont directement implantés dans le corps. Un des principaux avantages dans les systèmes implantés, c'est qu'on utilise de faibles courants pour la stimulation électrique. De ce fait, seulement de petites quantités d'énergie sont nécessaires et des stimulateurs de petite taille sont utilisés. On distingue principalement deux types d'électrodes implantables. Elles peuvent être soit neurales, soit épimysiales.

Les électrodes neurales sont placées au plus proche du nerf moteur, en amont du muscle, soit le long de celui-ci, appelées alors électrodes *intrafasciculaires*, soit en l'entourant, dénommées électrodes à gaines ou *cuff*. Les premières possèdent plusieurs contacts et permettent une stimulation localisée. Les électrodes à gaine peuvent être de forme cylindrique, spirale ou hélicoïdale. Elles ont l'avantage d'avoir un effet non invasif sur le nerf. Dans les deux cas, les électrodes neurales permettent aux potentiels d'actions de déclencher la contraction.

Les électrodes épimysiales sont placées chirurgicalement sur le muscle, en général proche du point d'insertion de celui-ci, ce qui facilite l'opération en comparaison des électrodes neurales. Elles sont utilisées, le plus souvent, dans le cas où les nerfs à stimuler sont trop fins. En effet ceux-ci pourraient être endommagés lors de l'intervention chirurgicale visant à implanter des électrodes neurales. En revanche elles diffusent beaucoup plus le courant par rapport à l'électrode neurale qui est plus sélective. Néanmoins, ceci peut être un avantage lorsque l'on souhaite stimuler un muscle volumineux, par exemple le muscle *glutéus maximus* (grand fessier), car les nerfs à cet endroit se divisent en plusieurs branches. Il est donc difficile de placer une électrode neurale. L'amplitude du courant est par contre environ dix foix plus importante que celui employé avec une stimulation neurale.

L'inconvénient de ces deux types de systèmes de stimulation est que leur implantation nécessite une intervention chirurgicale lourde, qui doit se faire avec la plus grande minutie pour éviter les risques d'infections ou d'endommagement des tissus.

Une autre manière de réaliser l'électrostimulation musculaire est d'employer des électrodes percutanées ou intramusculaires. C'est une méthode semi-invasive consistant à implanter seulement les électrodes. Ce sont de fines aiguilles en acier inoxydable dont l'extrémité est recourbée à la manière d'un crochet. Elles sont insérées au travers de la peau, grâce à une seringue, proche du point moteur du muscle. Elles permettent ainsi une stimulation précise et autorisent une bonne sélectivité du muscle. Cependant, les patients sont contraints de nettoyer régulièrement le site de pénétration afin d'éviter les risques d'infections et de grandes précautions sont à prendre pour ne pas endommager les connexions extérieures.

Dans le cadre de la rééducation fonctionnelle, la stimulation électrique externe est la plus utilisée. Les électrodes sont de type surfacique venant se placer directement en contact avec la peau. Le courant délivré doit traverser les tissus sous-jacents pour atteindre le nerf ou le muscle. Due à la grande résistivité de la peau, les intensités de courants à fournir, pour atteindre la

structure excitable, sont bien supérieures à celles des électrodes implantées. Les électrodes sont placées au niveau du muscle à stimuler, la cathode (électrode négative) le plus proche possible du point moteur. En effet le point moteur correspond à un point cutané de faible impédance et, pour un stimulus donné, va permettre une contraction beaucoup plus importante. L'anode (électrode positive), quant à elle, est placée sur l'une des extrémités du muscle (stimulation bipolaire). La distance inter-électrode va influencer le degré de pénétration du courant dans le muscle et ainsi l'effet moteur recherché. Plus les électrodes sont proches et plus la stimulation est faible. Ainsi le choix de la taille et de la forme des électrodes est dicté par l'objectif de la stimulation et l'effet recherché, en tenant compte des muscles à stimuler.

Cependant, il est difficile, voire impossible, de stimuler de façon sélective, entraînant ainsi la contraction des muscles voisins. De plus, certains muscles profonds ne peuvent pas être activés. En appliquant des électrodes de petites tailles, malgré une stimulation très localisée, la densité de courant étant alors très importante, elles peuvent occasionner des brûlures.

2.3.2 Les muscles stimulables par les électrodes de surface

Comme cela a été décrit précédemment, la SEF permet d'utiliser les muscles encore fonctionnels. Dans le cadre du projet de thèse, nous nous intéressons à la restauration de la motricité chez les patients paraplégiques par la stimulation des membres inférieurs au travers d'électrodes de surface. Tous les muscles ne sont malheureusment pas stimulables avec ce type d'électrodes et seuls ceux se trouvant suffisamment proches de la peau peuvent être atteints par le champ électrique de la stimulation. La figure 2.9 montre les groupes musculaires principaux à activer par SEF afin de permettre aux patients de réaliser des mouvements complexes comme le levé de chaise ou même la marche.

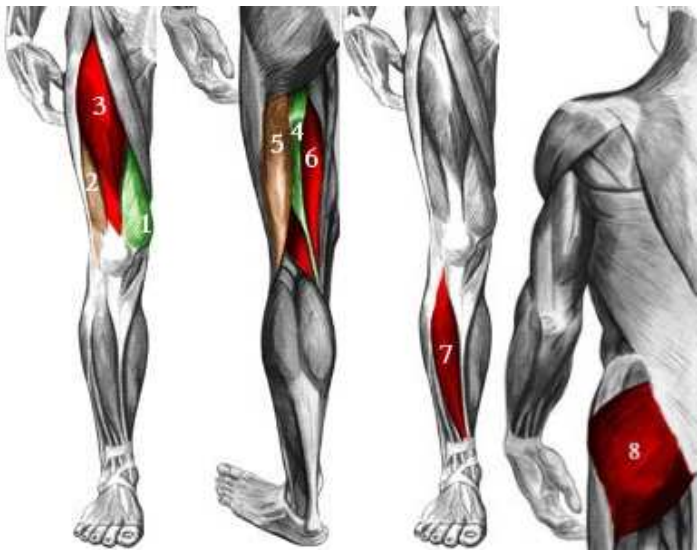


FIG. 2.9: Muscles stimulés dans le cadre du projet.
[*www.easygym.com*]

Le **quadriceps** est le muscle le plus volumineux du corps humain. C'est lui qui supporte la plupart de notre poids et permet de nous déplacer. Il est composé de deux muscles latéraux, le *vaste interne* (1) et le *vaste externe* (2), d'un muscle superficiel, le *droit antérieur* (3) et d'un muscle profond, le *crural*, plaqué sur le fémur. Les vastes sont monoarticulaires et sont responsables de l'extension du genou. Le droit antérieur, quant à lui, est biarticulaire. Son action principale est la flexion de la hanche et l'extension du genou. Le crural est monoarticulaire et agit sur l'extension de la jambe.

Les **ischio-jambiers** se composent de trois muscles polyarticulaires dont le *semi-tendineux* (4), le *biceps fémoral* grand et petit chef (5) et le *semi-membraneux* (6). Ils ont une action couplée sur la flexion de la hanche et l'extension du genou.

Le **jambier antérieur** (7), ou tibial antérieur, est responsable du fléchissement du pied sur la jambe (flexion dorsale), assure l'adduction et la rotation interne du pied.

Les muscles **fessiers** ou **glutéaux**, sont responsables de l'extension de la hanche. Ils sont définis par trois muscles monoarticulaires : le *grand fessier*, le *moyen fessier* et le *petit fessier*. Le principal muscle stimulable est le grand fessier (8). Il assure l'extension et la rotation de la cuisse vers l'extérieur et redresse le bassin lors de la station debout. Il recouvre le moyen et petit fessier.

2.3.3 Les effets de la SEF

Indépendamment du fait de provoquer la contraction des muscles et d'améliorer l'activité musculaire, une pratique régulière de la stimulation électrique fonctionnelle peut apporter de nombreux effets bénéfiques sur des patients atteints de paraplégie. Il a été notamment observé par des études cliniques que les exercices d'électrostimulation avaient comme avantage de lutter contre l'amyotrophie, par la reconstitution du volume et de la force, de réduire les courbatures et de prévenir les risques de contractures. C'est aussi un complément à l'amélioration de la circulation sanguine et permet de diminuer les risques de fractures en luttant contre l'ostéoporose et a pour autre avantage de réduire la sensibilité aux escarres.

2.3.4 Les utilisations de la SEF

Les domaines d'applications de la SEF sont multiples. Les travaux de recherche menés sur la restauration des fonctions motrices chez les paraplégiques par SEF ont trouvé leur intérêt dans les exercices de verticalisation et d'aide à la marche. En effet, l'utilisation de la SEF a certains avantages du fait d'un équipement relativement petit et portable par rapport à des techniques employant des exosquelettes ou des orthèses beaucoup moins attrayantes pour les patients.

2.3.4.1 La déambulation sous SEF

En 1996, le projet Européen SUAW (Stand Up And Walk), mené au centre PROPARA à Montpellier [Guiraud *et al.*, 2000], [Guiraud *et al.*, 2001], avait pour objectif de restaurer la marche par stimulation électrique implantée. La stimulation se fait directement sur un ensemble

de 16 muscles sous lésionnels par des électrodes épimysiales et indirectement sur les nerfs moteurs avec des électrodes neurales. La transmission d'énergie et de données au stimulateur se fait par une liaison RF. Deux patients ont été implantés, l'un en 1999 et l'autre en 2000. Le premier patient est le seul, encore aujourd'hui, à utiliser ce système chez lui de manière autonome. Le deuxième a été désimplanté suite à une infection.

Chez les paraplégiques, les muscles électrostimulés se fatiguent assez rapidement, en raison de l'atrophie des muscles des membres inférieurs et aux intensités de stimulation appliquées de façon répétitive et continue. L'effet de fatigue est d'autant plus présent lors des séances de verticalisation ou de marche. La plupart des travaux d'aide à la marche d'un patient paraplégique par stimulation électrique ont été effectués en boucle ouverte, sans capteur. Ainsi l'idée de commander en boucle fermée est vite apparue.

2.3.4.2 La verticalisation sous SEF

Passer de la position assise à la position debout est un prérequis avant de débuter la marche. Se lever d'une chaise, pour un handicapé moteur, est l'une des tâches les plus difficiles à réaliser et qui est malgré tout un mouvement répété de nombreuses fois dans sa vie de tous les jours. Lors des exercices de verticalisation sous SEF en boucle ouverte, les patients utilisent en grande partie la force de leurs bras pour se mettre debout. A la longue, cela peut engendrer des complications au niveau des articulations du membre supérieur [Kamnik et Bajd, 2004]. C'est dans l'optique d'optimiser les performances obtenues en boucle ouverte, en diminuant principalement les efforts fournis par le haut du corps, que certains travaux de recherches sont orientés.

N. Donaldson et C-H. Yu, de l'Université de Londres, utilisent une approche théorique, appelée CHRELMS (Control by Handle REaction of Leg Muscle Stimulation), dans laquelle la stimulation des membres inférieurs est fonction de la posture et des efforts appliqués au niveau de poignées d'un cadre de support par le patient lors du levé de chaise [Donaldson et Yu, 1996]. Le système de commande a en entrées les amplitudes de forces et de moments, mesurées par des capteurs d'efforts six axes, appliquées au niveau des poignées, ainsi que les positions articulaires du genou et de la hanche, évaluées par des goniomètres, afin de rendre compte de la posture. Le processus permet ainsi de réguler les séquences de stimulations appliquées aux membres inférieurs, ce qui a pour effet de minimiser les efforts à fournir par le patient lors du levé de chaise. Le patient contrôle naturellement la trajectoire et la rapidité avec laquelle il effectue ses mouvements, grâce à ses membres encore valides, et sentira les effets de la fatigue musculaire à travers ses bras. Les inconvénients avec cette approche, sont d'une part le nombre très important des paramètres du modèle à identifier et, d'autre part, l'encombrement des capteurs à placer sur le patient sont encombrants, limitant ainsi son utilisation dans les centres clinique de rééducation.

Une équipe de chercheurs à l'Université de Ljubljana en Slovénie, a développé un système à bascule, actionné par un moteur hydraulique, afin d'assister les handicapés moteur à la verticalisation [Kamnik *et al.*, 2005a]. Le système complet met en évidence les contributions volontaires des patients lors de la verticalisation grâce à des capteurs d'efforts et de position. Le principe est montré sur la figure 2.10. La bascule est commandée en force et en position dans le but d'entraîner et d'évaluer la force résiduelle des membres inférieurs. Les expérimentations sur

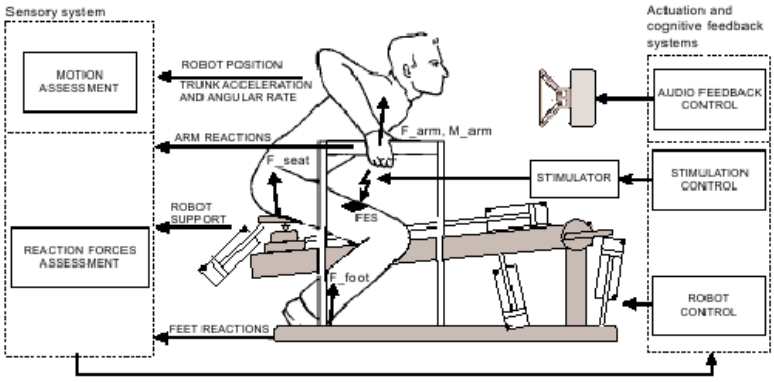


FIG. 2.10: Système à bascule pour l'aide à la verticalisation [Kamnik *et al.*, 2005a].

une patiente ont mis en évidence les paramètres impliqués lors du levé de chaise et notamment l'importance dans la force appliquée par les bras soutenant le poids de la personne durant le mouvement [Kamnik et Bajd, 2004]. L'équipe Ljubljana a démontré que les mesures des forces de réaction au sol et des efforts exercés par les bras, lors du levé de chaise, sont déterminantes pour l'estimation des paramètres cinématiques ainsi que pour l'évaluation de la trajectoire de la projection du centre de masse des patients [Kamnik *et al.*, 2005b].

2.3.5 L'observation de la posture

Dans le cadre de la restauration de la marche par SEF, nous avons besoin d'un dispositif capable de mesurer les mouvements d'un patient, ceci afin d'en estimer les grandeurs cinématiques, telles que les positions articulaires, exprimant ainsi la posture du sujet.

L'analyse vidéo est une alternative connue, souvent employée dans le domaine du sport et du médical [Mun *et al.*, 2005], [Han *et al.*, 2005], [Kamnik *et al.*, 1999] et fait l'objet de recherches actives [Chiu *et al.*, 2004], [Lee et Cohen, 2004], [Mikić *et al.*, 2001], [Takahashi *et al.*, 1999]. Le principe est d'utiliser un système optique, composé d'un certain nombre de caméras, permettant l'acquisition des données, puis de réaliser un traitement sur les séquences d'images obtenues afin d'en extraire les paramètres cinématiques. Il existe sur le marché un certain nombre de produits commerciaux proposant divers systèmes de capture du mouvement. On peut citer le système VICON (VIdeo CONvertor) qui nécessite l'utilisation de marqueurs réfléchissants, placés sur les membres et les articulations. Les caméras sont équipées d'une couronne de diodes infrarouges éclairant les marqueurs à une certaine fréquence pendant l'acquisition. Une reconstruction 3-D du mouvement est ensuite réalisée. Ce type de solution a comme inconvénient d'être coûteuse et sa mise en oeuvre est délicate. De plus cela contraint le sujet à être dans le champ des caméras, ce qui suppose d'avoir un espace suffisamment important dans le cas de l'étude de la marche. Enfin placer des marqueurs ou tout autre capteur (type accéléromètre ou magnétique) sur une personne gêne ses mouvements.

Dans notre étude nous souhaitons déterminer la posture des membres supérieurs d'un patient tout en évitant de le surcharger de capteurs. On comprend bien alors que les solutions utilisant

des caméras ou tout autres capteur placé sur le patient ne répondent pas à nos besoins. L'idée est donc d'équiper les appareils communément employés par les sujets paraplégiques lors de leurs exercices de marche ou de verticalisation. Ces dispositifs sont en général des déambulateurs ou des barres parallèles. Afin de rendre compte des mouvements volontaires des membres supérieurs, il est nécessaire de caractériser les efforts appliqués au niveau de l'interface de support. Pour cela nous avons muni les poignées d'un déambulateur de capteurs d'efforts six axes, mesurant dans tout l'espace les efforts générés par le patient lors de l'appui. Le travail de thèse consiste alors à estimer la posture à partir des données mesurées par les capteurs d'efforts.

2.4 Conclusion

Ce chapitre a présenté un état de l'art sur les aides techniques dédiées à la restauration de la marche pour les handicapés moteur. La recherche dans le domaine du handicap se doit de proposer des systèmes innovants permettant de pallier les déficiences afin d'améliorer la vie au quotidien des personnes handicapées. Les technologies actuelles possèdent des capacités de perception et d'analyse pour la réalisation d'un ensemble de tâches plus ou moins complexes. Cependant, même s'ils conviennent à un certain public, ils ne sont pas du tout adaptés pour les personnes atteintes de paraplégie. En effet, les personnes handicapées ont besoin d'une aide technique appropriée en fonction de leurs déficiences. Ainsi, malgré des solutions prometteuses, comme les exosquelettes, ces systèmes robotisés sont encombrants, peu esthétiques et chers.

Nous proposons d'étudier et de développer une interface patient disposant de la gestion continue de l'ensemble des degrés de liberté disponibles pour chaque membre. Cette gestion sera assurée par deux capteurs d'efforts, insérés à l'intérieur d'une poignée d'un cadre de marche. Ces capteurs délivreront chacun trois informations d'effort et trois informations de moment. Il est possible ainsi de recueillir des informations sur le patient, comme la fatigue* ou l'équilibre, et de distinguer les phases d'appuis et de mouvements. Il est important aussi d'apporter une solution qui garantisse la sécurité du patient en prévenant les risques de chutes.

Pour cela une méthodologie générale pour observer la posture et le mouvement du patient, à partir de la seule mesure des efforts fournis par les capteurs, est exposée dans la suite de ce mémoire de thèse. Des modèles biomécaniques sont alors nécessaires et, afin de caractériser de manière fiable toutes les postures ainsi que les incertitudes qui leurs sont associées, nous utilisons des techniques issues de l'arithmétique d'intervalles. Ce travail constitue une étape intermédiaire avant l'implantation de la véritable boucle fermée.

*Le patient exerce un effort plus important sur les poignées pour se maintenir debout lorsque les muscles stimulés fatiguent.

Chapitre 3

Modélisation

Il est nécessaire, afin d'étudier le mouvement humain ou d'estimer des variables difficilement observables, de disposer d'un modèle biomécanique du corps humain. Ce modèle doit prendre en compte des paramètres géométriques et inertiels (anthropométrie), ainsi que des variables dynamiques, telles que les efforts internes et externes. Tous ces paramètres sont soumis à un ensemble de contraintes physiques. Nous présentons donc dans ce chapitre les modèles qui vont nous être utiles dans le cadre de notre étude.

Sommaire

3.1 Anatomie fonctionnelle 28
3.2 Les paramètres anthropométriques 29
3.3 Modélisation cinématique 31
3.3.1 La représentation de Denavit et Hartenberg 32
3.3.2 Les angles de Cardan 34
3.3.3 Mise en place d'un modèle cinématique 2-D à 3 ddl 35
3.3.4 Mise en place d'un modèle cinématique 3-D à 9 ddl 36
3.4 Modélisation dynamique 40
3.4.1 Modèle dynamique sans efforts de contact 40
3.4.2 Modèle dynamique avec efforts de contact 40
3.4.3 Discussion 43
3.5 Contraintes cinématiques et dynamiques 43
3.5.1 Caractérisation des interactions mains-poignées 43
3.5.2 Contraintes liées à la posture 46
3.6 Conclusion 47

3.1 Anatomie fonctionnelle

L'analyse du mouvement humain se fait classiquement par rapport à trois plans de référence (figure 3.1), appelés aussi plans anatomiques, qui sont le plan **sagittal**, dans lequel se réalise la majorité des mouvements, le plan **frontal**, ou coronal et le plan **transversal** ou horizontal.

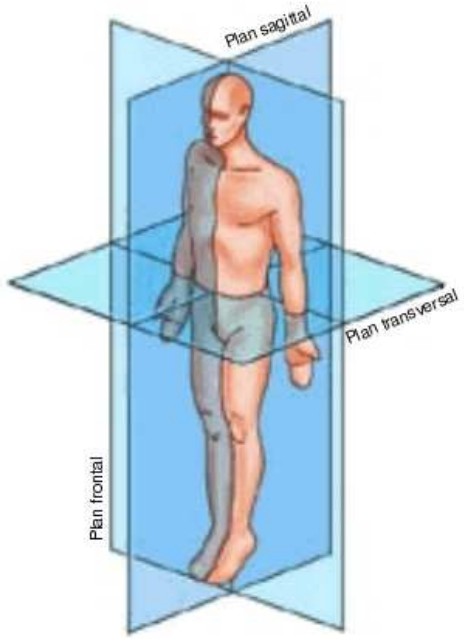


FIG. 3.1: Les plans anatomiques.
[*www.coloradospineinstitute.com*]

Pour étudier les mouvements d'une personne, il faut pouvoir décrire la position dans laquelle elle se trouve à chaque instant, en d'autres termes sa **posture**. La modélisation biomécanique du corps humain consiste à construire un modèle mécanique représentatif des corps osseux et des articulations du système squelettique. En règle générale, les segments sont considérés comme un ensemble de corps rigides reliés entre eux par une série de liaisons appelées articulations. Ces articulations, possédant chacune un ou plusieurs degrés de liberté (ddl), ne permettent qu'un type de mouvement bien précis, en particulier la rotation autour de certains axes, conditionnant ainsi la disposition des solides les uns par rapport aux autres. A chaque segment est associé un repère cartésien local, centré en son articulation, qui est exprimé par rapport au repère Galiléen représentant le repère fixe. Chaque solide du corps est aussi défini par un point **proximal**, qui est la position du centre articulaire proche du tronc, et un point **distal**, dont le centre articulaire s'éloigne du tronc. Par exemple, pour l'avant bras, l'articulation du coude est proximale alors que l'articulation du poignée est distale. De même, pour la cuisse, l'articulation de la hanche est dite proximale et celle du genou est distale.

3.2 Les paramètres anthropométriques

Dans les travaux portant sur la modélisation biomécanique du corps humain, il est souvent nécessaire de définir certaines caractéristiques intrinsèques du modèle. L'étude du mouvement humain utilise des données corporelles comme la masse, la longueur, la position du centre de masse et les propriétés inertielles de chaque membre. En biomécanique, plusieurs approches ont été proposées pour estimer ces paramètres. Deux méthodes principales peuvent être identifiées pour l'évaluation des paramètres anthropométriques :

- Celle utilisant une population d'études et permettant ainsi de produire des abaques liant les données générales (comme la taille et le poids) et les paramètres mécaniques moyens des membres (longueurs, positions des centres de masse, masses et inerties principalement). Les résultats de ces travaux sont résumés dans des tables anthropométriques couramment utilisées en analyse du mouvement.
- Celle fondée sur des relations, permettant de calculer les valeurs de masse et d'inertie particulières à une personne en fonction des mesures corporelles.

Les premières approches permettant de définir les tables anthropométriques utilisaient des données cadavériques. Les travaux les plus connus sont ceux réalisés par Wilfred T. Dempster. A partir de la découpe de cadavres, il a obtenu des valeurs moyennes sur les positions des centres de masses, les masses et les inerties de chaque segment du corps humain [Dempster, 1955]. Ce travail a été repris et largement diffusé par David A. Winter en 1990 [Winter, 1990]. Dans cette même optique, les travaux réalisés par Charles E. Clauser et son équipe, en 1969, ont permis, à partir de treize cadavres adultes, d'obtenir une évaluation plus précise des données anthropométriques, par rapport à ceux de Dempster [Clauser *et al.*, 1969].

Dans les études de modélisation biomécanique, il a été rapidement mis en évidence l'importance de la connaissance des longueurs de manière précise et la nécessité d'individualiser ces paramètres. Certains auteurs ont cherché à déterminer des équations de régression linéaire permettant d'évaluer ces paramètres. Parmis le plus connu, Vladimir M. Zatsiorsky, en 1983, détermina, grâce à la radiographie, les caractéristiques d'inertie des différents segments corporels en réalisant des mesures sur un échantillon d'une centaine d'hommes et quinze femmes et fournit des équations de régressions donnant la valeur de ces caractéristiques en fonction de la masse et de la taille des individus [Zatsiorsky et Seluyanov, 1983]. En 1995, Paolo de Leva proposa un ajustement des tables de Zatsiorsky et valida les résultats obtenus sur des jeunes athlètes [de Leva, 1996].

Diverses équipes de recherche dans le monde tentent de rendre ces données de plus en plus précises et adaptées à un large éventail de population [Cheng *et al.*, 2000], [Pavol *et al.*, 2002], [Pataky *et al.*, 2003]. En effet l'étude menée par Dempster date d'il y a un peu plus d'une cinquantaine d'années et pourrait conduire à des résultats différents si elle était de nouveau menée avec une population actuelle. Malgré tout, elle est encore très souvent utilisée. D'autres études biomécaniques plus larges sont réalisées dans le cadre de la simulation du mouvement de bipèdes anthropométriques [Koopman *et al.*, 1995], [Hofmann *et al.*, 2002], [Wieber *et al.*, 2006], permettant de dégager certaines caractéristiques utiles.

Dans le cadre de ce travail de thèse, notre intérêt s'est porté vers les caractéristiques corporelles de longueur et de masse des différents membres du corps humain. Pour cela nous avons utilisé le modèle de David A. Winter [Winter, 2004]. Le corps humain est divisé en segments et les caractéristiques de chacun dépendent de la taille, H, et de la masse, M de l'individu (figure 3.2). La longueur et la masse de chaque segment sont définies respectivement comme un pourcentage de la taille et de la masse du corps. Le tableau 3.1 présente la liste et la définition des différents membres du corps humain, définis par Dempster et repris par D.A. Winter, auquel nous nous sommes référés dans le cadre du projet visant l'estimation de la posture des membres supérieurs.

Les modèles du corps humain, présentés dans le paragraphe suivant, reposent sur les aspects anthropométriques conjugués aux méthodes employées en modélisation robotique. Le réalisme du modèle dépend évidemment de la valeur des paramètres anthropométriques que nous lui donnerons. Ces paramètres peuvent varier d'un individu à un autre. Comme nous sommes dans le cadre où le patient se maintient en station debout à l'aide d'un support, les contraintes liées à la géométrie du dispositif et aux interactions avec le patient doivent être considérées.

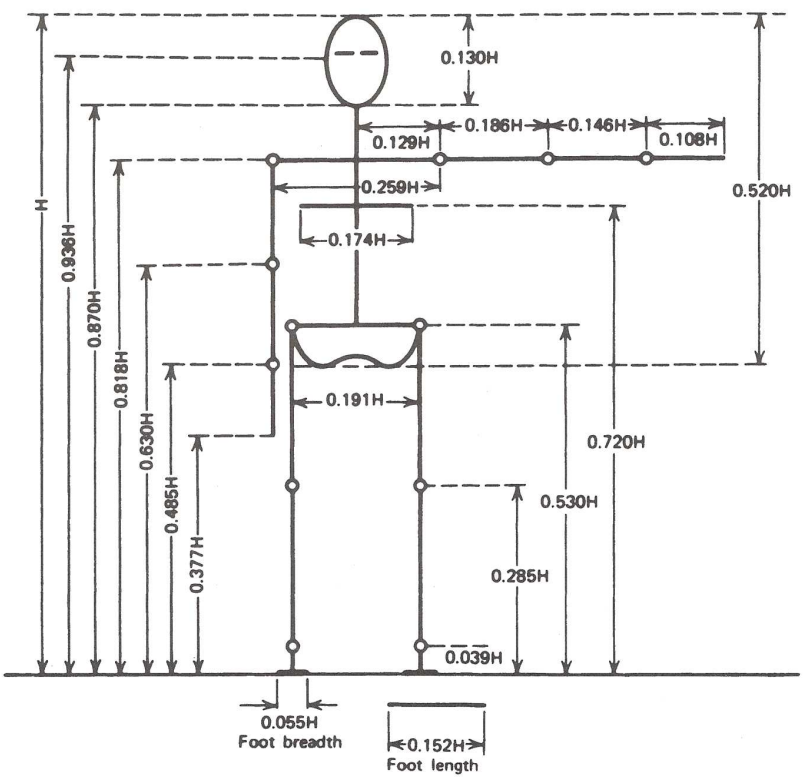


FIG. 3.2: Proportions du corps humain en fonction de la taille d'un individu [Winter, 2004].

Membre	Point Proximal	Point Distal
Main	Axe du poignet	2^{me} jointure du majeur
Avant-bras	Axe du coude	Styloïde de l'ulna
Bras	Articulation glenohumérale	Axe du coude
Tronc	Grand trochanter	Articulation glenohumérale
Thorax	C7 - T1	T12 - L1
Abdomen	T12 - L1	L4 - L5
Pelvis	L4 - L5	Grand trochanter
Cuisse	Grand trochanter	Condyle fémoral
Jambe	Condyle fémoral	Malléole interne
Pied	Malléole externe	Tête du 2^{eme} métatarse
Membre inférieur	Grand trochanter	Malléole interne
Membre supérieur	Articulation glenohumérale	Axe du coude

TAB. 3.1: Définition des membres.

3.3 Modélisation cinématique

La difficulté lors de l'établissement d'un modèle squelettique du corps humain réside dans l'expression de la position et de l'orientation des corps dans l'espace. La première étape consiste à considérer le corps humain comme un assemblage de segments rigides, reliés entre eux par des liaisons. Chacune des liaisons représente l'articulation entre deux corps osseux et celles-ci sont majoritairement de type rotoïdes. A chaque centre articulaire on associe un repère local. Ainsi chaque segment possède son repère dont l'origine est située au centre de l'articulation qui lui est associée. De ce fait, il est possible de définir la configuration de chaque solide les uns par rapport aux autres.

Il existe différentes possibilités pour décrire la situation d'un solide par rapport à un repère absolu. Concernant la position, les coordonnées cartésiennes, cylindriques et sphériques sont souvent utilisées. En pratique le choix des coordonnées cartésiennes est préféré. Pour ce qui est de l'orientation, plusieurs représentations sont employées. Citons à titre d'exemple les angles d'Euler, les angles de Cardan, les paramètres d'Euler, les cosinus directeurs, etc.

La technique la plus répandue en robotique est celle qui consiste à utiliser les paramètres de Denavit et Hartenberg [Denavit et Hartenberg, 1955]. Cette méthode permet d'exprimer à la fois des translations (coordonnées cartésiennes) et des rotations (cosinus directeurs) au travers de matrices de transformations homogènes. Elle est décrite dans la suite de ce paragraphe. On présentera aussi les angles de Cardan, dont la représentation s'est avérée plus appropriée lors de la mise en œuvre du modèle 3-D.

3.3.1 La représentation de Denavit et Hartenberg

La posture est déterminée par la position et l'orientation de chacun des corps rigides. On définit par **position articulaire** l'angle que fait l'articulation entre deux corps. Il est possible alors de réunir l'ensemble des positions articulaires dans un vecteur $\boldsymbol{q} \in \mathbb{R}^n$, décrivant entièrement la posture du corps humain.

Afin de décrire la configuration de l'ensemble des segments les uns par rapport aux autres, nous utiliserons la notation développée par Denavit et Hartenberg (1955). Le passage d'un repère local adjacent à un autre se fait à l'aide de transformations homogènes, calculées à partir de quatre paramètres géométriques, intrinsèques à la structure cinématique.

La méthode de Denavit-Hartenberg est fondée sur certaines conventions. Pour une base fixe, une chaîne cinématique, à n degrés de liberté, comprend $n+1$ membres, indexés de 0 à n, et n articulations. L'indice 0 constitue la base de la chaîne cinématique tandis que l'effecteur désigne le membre d'indice n. Chaque corps, C_k ($k = 1 \ldots n$) est attaché à un repère $\mathcal{R}_k$, et est rendu mobile, relativement au corps C_{k-1}, par l'articulation d'indice k. Le repère $\mathcal{R}_k$ est défini suivant les contraintes suivantes (cf. figure 3.3) :

- l'axe $\mathbf{z}_k$ est porté par l'axe de rotation de l'articulation k,
- l'axe $\mathbf{x}_k$ est porté par la perpendiculaire commune aux axes $\mathbf{z}_k$ et $\mathbf{z}_{k+1}$. Si ces derniers sont parallèles ou colinéaires, le choix de $\mathbf{x}_k$ n'est pas unique,
- l'axe $\mathbf{y}_k$ est choisi afin d'obtenir un trièdre direct (O_i, $\mathbf{x}_k$, $\mathbf{y}_k$, $\mathbf{z}_k$).

Les positions et l'orientation du corps C_k par rapport au corps C_{k-1}, qui le précède dans la chaîne articulée, sont définies par les quatre paramètres caractéristiques α_k, d_k, θ_k et r_k, tels que :

- α_k : angle ($\widehat{\mathbf{z}_{k-1}\mathrm{O}_k\mathbf{z}_k}$) correspondant à une rotation autour de $\mathbf{x}_{k-1}$,
- d_k : distance entre les axes $\mathbf{z}_{k-1}$ et $\mathbf{z}_k$ mesurée le long de l'axe $\mathbf{x}_{k-1}$,
- θ_k : angle ($\widehat{\mathbf{x}_{k-1}\mathrm{O}_{k-1}\mathbf{x}_k}$) correspondant à une rotation autour de $\mathbf{z}_k$,
- r_k : distance entre les axes $\mathbf{x}_{k-1}$ et $\mathbf{x}_k$ mesurée le long de l'axe $\mathbf{z}_k$.

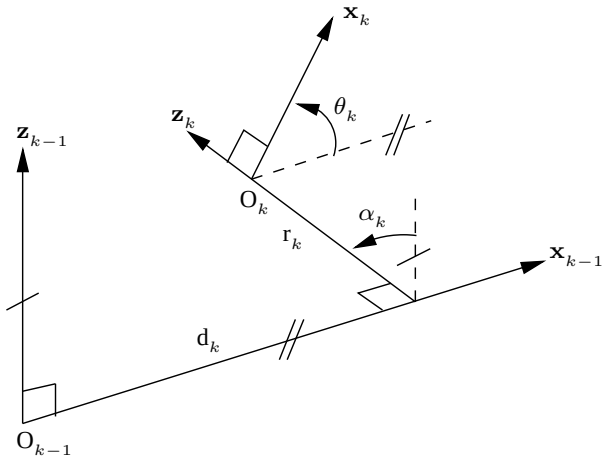


FIG. 3.3: Définition des repères et des paramètres associés à un membre selon la convention de Denavit-Hartenberg [Khalil et Dombre, 1999].

Ainsi, la matrice de transformation homogène permettant le passage du repère $\mathcal{R}_{k-1}$ au repère $\mathcal{R}_k$ prend la forme matricielle suivante :

$$ {}^{k-1}\mathbf{T}_{k} = \begin{bmatrix} \cos(\theta_k) & -\sin(\theta_k) & 0 & \mathrm{d}_k \\ \cos(\alpha_k)\sin(\theta_k) & \cos(\alpha_k)\cos(\theta_k) & -\sin(\alpha_k) & -\mathrm{r}_k\sin(\alpha_k) \\ \sin(\alpha_k)\sin(\theta_k) & \sin(\alpha_k)\cos(\theta_k) & \cos(\alpha_k) & \mathrm{r}_k\cos(\alpha_k) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \tag{3.1} $$

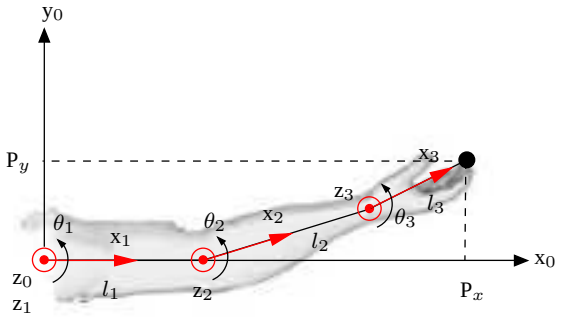
La notation homogène permet de composer rotations et translations par simple multiplication, en faisant intervenir des matrices carrées de dimension 4×4. L'association de ces matrices permet alors d'exprimer la position et l'orientation de l'effecteur par rapport au référentiel fixe, tel que :

$$ \mathbf{T}_{n}(\boldsymbol{q}) = \prod_{k=1}^{n} {}^{k-1}\mathbf{T}_{k}(\boldsymbol{q}) = \begin{bmatrix} \mathbf{R}_{n}(\boldsymbol{q}) & \mathbf{P}_{n}(\boldsymbol{q}) \\ \mathbf{0} & 1 \end{bmatrix} \tag{3.2} $$

Les termes $\mathbf{R}_{n}(\boldsymbol{q})$ et $\mathbf{P}_{n}(\boldsymbol{q})$ sont, respectivement, la matrice de rotation et le vecteur de position désignant l'orientation et les coordonnées de l'effecteur dans le référentiel fixe. Il s'agit du *modèle géométrique direct* (MGD), permettant de passer de *l'espace articulaire*, ou de *configuration*, dans lequel sont exprimées les variables articulaires $\boldsymbol{q}$, à *l'espace opérationnel*, qui désigne l'espace dans lequel est représentée la situation de l'organe terminal, autrement appelé effecteur. Réciproquement, le modèle géométrique inverse permet d'associer aux coordonnées cartésiennes des articulations, les valeurs angulaires correspondantes.

Exemple 3.3.1 ***Application de la convention de Denavit-Hartenberg.***

Soit la modélisation dans le plan d'un bras humain doté de 3 ddl (figure 3.4). Les paramètres géométriques sont donnés dans le tableau. Les longueurs des segments sont notées l_1, l_2 et l_3. Le modèle géométrique est calculé à partir des matrices de transformation élémentaires homogènes ${}^{k-1}\mathbf{T}_{k}$.



k	α_k	d_k	θ_k	r_k
1	0	0	θ_1	0
2	0	l_1	θ_2	0
3	0	l_2	θ_3	0
4	0	l_3	0	0

FIG. 3.4: Modélisation d'un bras dans le plan à 3 ddl.

$$
\begin{aligned}
{}^{0}\mathbf{T}_{4} &= {}^{0}\mathbf{T}_{1}\,{}^{1}\mathbf{T}_{2}\,{}^{2}\mathbf{T}_{3}\,{}^{3}\mathbf{T}_{4} \\
&= \begin{bmatrix} \mathrm{C}_{123} & -\mathrm{S}_{123} & 0 & l_1\mathrm{C}_1 + l_2\mathrm{C}_{12} + l_3\mathrm{C}_{123} \\ \mathrm{S}_{123} & \mathrm{C}_{123} & 0 & l_1\mathrm{S}_1 + l_2\mathrm{S}_{12} + l_3\mathrm{S}_{123} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}
\end{aligned}
$$

3.3.2 Les angles de Cardan

Dans l'objectif de la modélisation 3-D du corps humain, la convention adoptée est celle des angles de Cardan, dit aussi angles de roulis, ψ, tangage θ et lacet ϕ (cf. figure 3.5). Les angles de Cardan correspondent à la composition de trois rotations planes successives, conduisant à la séquence suivante lors du passage d'un repère $\mathcal{R}_{k-1}$ vers un repère $\mathcal{R}_k$:

$$
(x_{k-1},\ y_{k-1},\ z_{k-1}) \xrightarrow{\mathbf{rot}(\boldsymbol{x}_{k-1},\psi)} (x_0,\ y_0,\ z_0) \xrightarrow{\mathbf{rot}(\boldsymbol{y}_0,\theta)} (x_1,\ y_1,\ z_1) \xrightarrow{\mathbf{rot}(\boldsymbol{z}_1,\phi)} (x_k,\ y_k,\ z_k)
$$

La première rotation, ψ, se fait autour de l'axe x_{k-1} permettant ainsi de passer à une position intermédiaire $(x_0,\ y_0,\ z_0)$. La seconde rotation d'angle θ est alors appliquée autour de l'axe y_0. On arrive alors à un second repère intermédiaire $(x_1,\ y_1,\ z_1)$. La dernière rotation ϕ autour de l'axe z_1 donne lieu au repère $(x_k,\ y_k,\ z_k)$.

La composition de ces rotations donne lieu à la matrice de rotation suivante :

$$
{}^{k-1}\mathbf{R}_{k} = \mathbf{rot}(\boldsymbol{z}_1,\psi)\ \mathbf{rot}(\boldsymbol{y}_0,\theta)\ \mathbf{rot}(\boldsymbol{x}_{k-1},\phi) \tag{3.3}
$$

Soit sous forme développée :

$$
{}^{k-1}\mathbf{R}_{k} = \begin{bmatrix} \cos\phi & -\sin\phi & 0 \\ \sin\phi & \cos\phi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos\theta & 0 & \sin\theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\theta & 0 & \cos\theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\psi & -\sin\psi \\ 0 & \sin\psi & \cos\psi \end{bmatrix} \tag{3.4}
$$

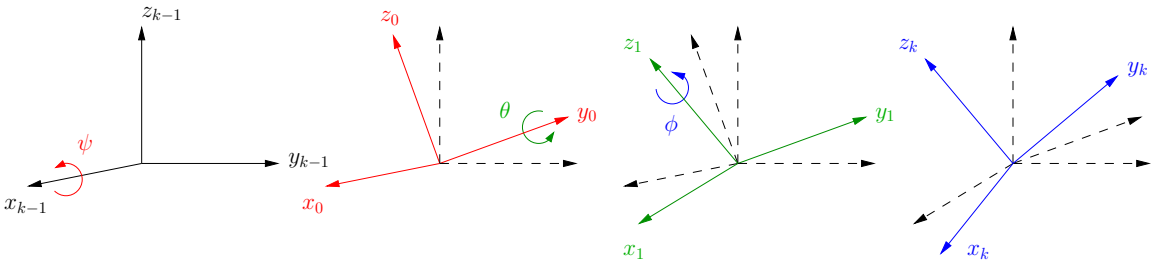


FIG. 3.5: Angles de Cardan.

On obtient finalement la matrice :

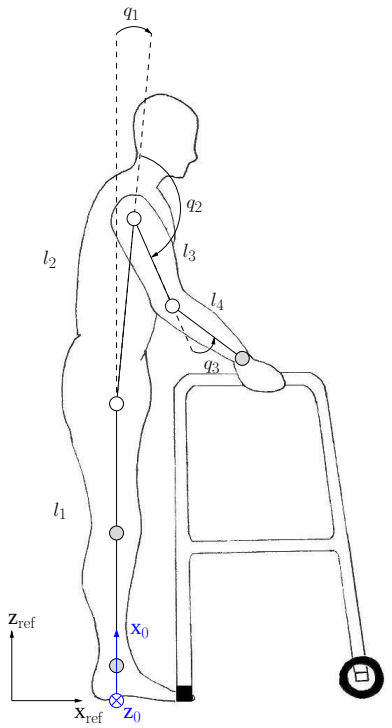
$$ {}^{k-1}\mathbf{R}_k = \begin{bmatrix} \cos\phi\cos\theta & \cos\phi\sin\theta\sin\psi - \sin\phi\cos\psi & \cos\phi\sin\theta\cos\psi + \sin\phi\sin\psi \\ \sin\phi\cos\theta & \sin\phi\sin\theta\sin\psi + \cos\phi\cos\psi & \sin\phi\sin\theta\cos\psi - \cos\phi\sin\psi \\ -\sin\theta & \cos\theta\sin\psi & \cos\theta\cos\psi \end{bmatrix} \quad (3.5) $$

3.3.3 Mise en place d'un modèle cinématique 2-D à 3 ddl

Le modèle du corps humain est représenté par une hiérarchie de corps rigides reliés entre eux par des articulations. Ces articulations contraignent le mouvement des corps dans le plan sagittal. En effet, si l'on observe le mouvement d'une personne dans les trois plans de l'espace, son déplacement a lieu principalement dans le plan sagittal.

La modélisation est réalisée suivant le formalisme de Denavit-Hartenberg, permettant d'exprimer la position et l'orientation de chaque corps les uns par rapport aux autres dans un repère local. Le mouvement relatif d'un corps par rapport à son antécédent peut comprendre au maximum trois degrés de liberté de rotations (articulations rotoïdes) et trois degrés de liberté de translation (articulations prismatiques). Nous avons défini un modèle simplifié du corps humain comprenant trois degrés de liberté, représentés par les rotations de la hanche, de l'épaule et du coude, associées à quatre corps rigides (cf. figure 3.6).

Le modèle est défini comme une structure cinématique, exprimée dans l'espace articulaire. Ces articulations conditionnent la disposition des corps les uns par rapport aux autres. Les positions articulaires, associées à chaque articulation, sont caractérisées par les variables q_1, pour



k	α_k	d_k	θ_k	r_k
0 (Pied)	-90°	0	-90°	0
1 (Hanche)	0	l_1	q_1	0
2 (Épaule)	0	l_2	q_2	0
3 (Coude)	0	l_3	q_3	0
m (Main)	0	l_4	0	0

FIG. 3.6: Modèle à 3 degrés de liberté du corps humain dans le plan sagittal.

la hanche, q_2, pour l'épaule et q_3 pour le coude et réunis dans le vecteur $\boldsymbol{q} \in \mathbb{R}^3$. Les longueurs des segments sont exprimées par le paramètre l_i ($i = 1 \ldots 4$). Le lecteur se référera au tableau 3.1 pour la description des membres choisis.

Nous avons attaché un repère (O_0, $\mathbf{x}_0$, $\mathbf{y}_0$, $\mathbf{z}_0$), confondu avec le référentiel fixe (O_{ref}, $\mathbf{x}_{\text{ref}}$, $\mathbf{y}_{\text{ref}}$, $\mathbf{z}_{\text{ref}}$). Le modèle du corps humain est décrit alors par la table des paramètres de Denavit-Hartenberg. La transformation homogène permettant de passer du référentiel fixe $\mathcal{R}_{\text{ref}}$ au repère de l'effecteur, ici la main, est obtenue en utilisant les relations (3.1) et (3.2).

$$ {}^{\text{ref}}\mathbf{T}_{\text{m}}(\boldsymbol{q}) = \begin{bmatrix} \sin(q_1+q_2+q_3) & \cos(q_1+q_2+q_3) & 0 & \mathrm{P}_x^m \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ \cos(q_1+q_2+q_3) & -\sin(q_1+q_2+q_3) & 0 & \mathrm{P}_z^m \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \tag{3.6} $$

$$ \mathrm{P}_x^m = l_2\sin(q_1) + l_3\sin(q_1+q_2) + l_4\sin(q_1+q_2+q_3) \tag{3.7} $$

$$ \mathrm{P}_z^m = l_1 + l_2\cos(q_1) + l_3\cos(q_1+q_2) + l_4\cos(q_1+q_2+q_3) \tag{3.8} $$

3.3.4 Mise en place d'un modèle cinématique 3-D à 9 ddl

Le modèle 3-D proposé ici est une structure comprenant 9 ddl. Il est représenté par la figure 3.7. Les angles de Cardan ont été employés ici pour décrire la situation du corps humain dans l'espace. Les huit longueurs des segments, nécessaires à la construction du modèle, sont notés l_i ($i = 1 \ldots 8$). Le lecteur se reportera à la figure 3.2 pour la définition de ces longueurs. Chacune des articulations est représentée par un triplet (q_x, q_y, q_z), pour $x, y, z \in \{1 \ldots 9\}$, correspondant aux rotations associées autour des axes $\mathbf{x}_0$, $\mathbf{y}_0$ et $\mathbf{z}_0$ du repère absolu.

L'étude menée ici est celle de la station debout équilibrée d'un patient paraplégique sous SEF. Ceci nous permet alors d'émettre des hypothèses quant à certaines articulations du modèle. D'une part, la stimulation du quadriceps et des ischio-jambiers a pour effet de complètement verrouiller les genoux, bloquant ainsi leurs rotations. D'autre part, nous avons considéré que le mouvement de rotation des hanches dans le plan sagittal pouvait être équivalent à celui du bassin. Finalement, pendant le maintien de la station debout, on peut supposer que la distance hanche-poignée est constante, fixant ainsi la rotation des chevilles dans le plan sagittal. Ainsi, les articulations des chevilles, des genoux et des hanches peuvent être supposées bloquées. Ceci implique que les positions articulaires des membres inférieurs sont nulles (articulations grisées sur la figure 3.7). Les articulations qui nous intéressent ici sont donc celles des membres supérieurs et sont définies comme suit :

- Mouvement de flexion et d'extension (plan sagittal) du buste : q_1 ;
- Mouvement d'élévation et d'abaissement (plan frontal) des articulations sterno-claviculaires : q_2 et q_6 ;
- Mouvement d'abduction et d'adduction des épaules (plan frontal) : q_3 et q_7 ;
- Mouvement Flexion/Extension des épaules (plan sagittal) : q_4 et q_8 ;
- Mouvement Flexion/Extension des coudes (plan sagittal) : q_5 et q_9.

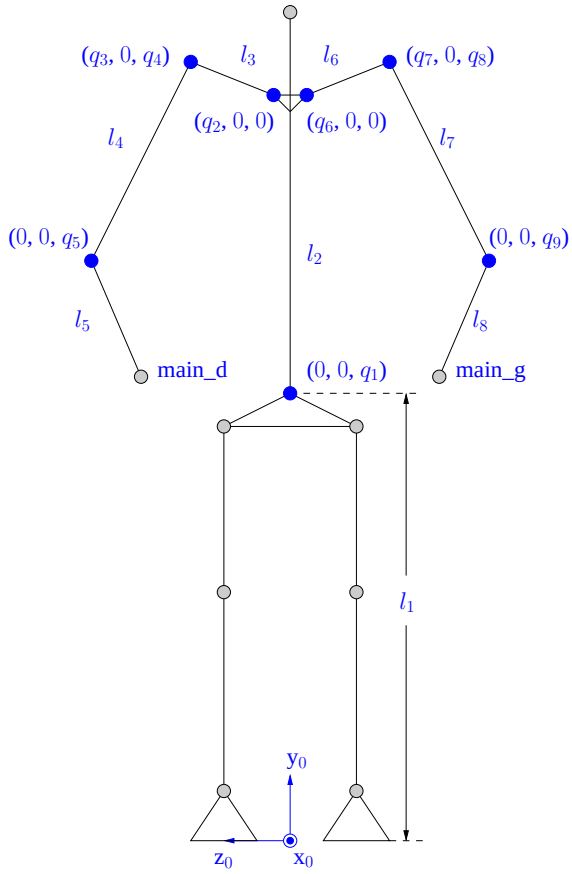


FIG. 3.7: Modèle 3-D du corps humain à 9 degrés de liberté.

Le vecteur des postions articulaires s'exprime par :

$$\boldsymbol{q} = \begin{bmatrix} q_1 & q_2 & q_3 & q_4 & q_5 & q_6 & q_7 & q_8 & q_9 \end{bmatrix}^{\mathrm{T}}$$

La configuration *zéro* du modèle est telle que : $\boldsymbol{q} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}^{\mathrm{T}}$.

Afin de décrire la position et l'orientation d'un repère $\mathcal{R}_k$ par rapport à un repère $\mathcal{R}_{k-1}$, et conformément à la représentation par les angles de Cardan, on réalise tout d'abord les translations (X_k, Y_k, Z_k) puis les rotations (ψ, θ, ϕ). Les valeurs de chacun de ces paramètres pour le modèle à 9 ddl sont définies dans le tableau 3.2.

Le calcul des matrices de transformations homogènes entre deux corps du modèle se fait par :

$$^{k-1}\mathbf{T}_{k} = {}^{k-1}\mathbf{R}_{k} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & X_k \\ 0 & 1 & 0 & Y_k \\ 0 & 0 & 1 & Z_k \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \tag{3.9}$$

k	$k-1$	ψ	θ	ϕ	X_k	Y_k	Z_k
1	0	0	0	0	0	l_1	0
2	1	0	$\pi/2$	q_1	0	l_2	0
3	2	0	0	q_2	$-l_3$	0	0
4	3	0	$-\pi/2$	q_3	0	0	0
5	4	0	0	q_4	0	$-l_4$	0
main_d	5	0	0	q_5	0	$-l_5$	0
6	1	0	$\pi/2$	q_1	0	l_2	0
7	6	0	0	q_6	l_6	0	0
8	7	0	$-\pi/2$	q_7	0	0	0
9	8	0	0	q_8	0	$-l_7$	0
main_g	9	0	0	q_9	0	$-l_8$	0

TAB. 3.2: Paramètres du modèle à 9 ddl.

En utilisant le tableau 3.2 et les relations (3.5) et (3.9), on obtient les matrices de passage homogènes suivantes pour le membre supérieur droit :

$$ {}^{0}\mathbf{T}_{1} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & l_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad {}^{1}\mathbf{T}_{2} = \begin{bmatrix} 0 & -\sin(q_1) & \cos(q_1) & -l_2\sin(q_1) \\ 0 & \cos(q_1) & \sin(q_1) & l_2\cos(q_1) \\ -1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} $$

$$ {}^{2}\mathbf{T}_{3} = \begin{bmatrix} \cos(q_2) & -\sin(q_2) & 0 & -l_3\cos(q_2) \\ \sin(q_2) & \cos(q_2) & 0 & -l_3\sin(q_2) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad {}^{3}\mathbf{T}_{4} = \begin{bmatrix} 0 & -\sin(q_3) & -\cos(q_3) & 0 \\ 0 & \cos(q_3) & \sin(q_3) & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} $$

$$ {}^{4}\mathbf{T}_{5} = \begin{bmatrix} \cos(q_4) & -\sin(q_4) & 0 & l_4\sin(q_4) \\ \sin(q_4) & \cos(q_4) & 0 & -l_4\cos(q_4) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad {}^{5}\mathbf{T}_{\text{main_d}} = \begin{bmatrix} \cos(q_5) & -\sin(q_5) & 0 & l_5\sin(q_5) \\ \sin(q_5) & \cos(q_5) & 0 & -l_5\cos(q_5) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} $$

On détermine alors la matrice de transformation homogène exprimant l'orientation et la position de la main droite dans le repère absolu par :

$$ {}^{0}\mathbf{T}_{\text{main_d}} = {}^{0}\mathbf{T}_{1}\,{}^{1}\mathbf{T}_{2}\,{}^{2}\mathbf{T}_{3}\,{}^{3}\mathbf{T}_{4}\,{}^{4}\mathbf{T}_{5}\,{}^{5}\mathbf{T}_{\text{main_d}} \tag{3.10} $$

Ce qui revient après calcul :

$$ {}^{0}\mathbf{T}_{\text{main_d}} = \begin{bmatrix} -\mathrm{S}_1\mathrm{C}_{23}\mathrm{S}_{45} + \mathrm{C}_1\mathrm{C}_{45} & -(\mathrm{S}_1\mathrm{C}_{23}\mathrm{C}_{45} + \mathrm{C}_1\mathrm{S}_{45}) & \mathrm{S}_1\mathrm{S}_{23} & \mathrm{P}_x^{md} \\ \mathrm{C}_1\mathrm{C}_{23}\mathrm{S}_{45} + \mathrm{S}_1\mathrm{C}_{45} & \mathrm{C}_1\mathrm{C}_{23}\mathrm{C}_{45} - \mathrm{S}_1\mathrm{S}_{45} & -\mathrm{C}_1\mathrm{S}_{23} & \mathrm{P}_y^{md} \\ \mathrm{S}_{23}\mathrm{S}_{45} & \mathrm{S}_{23}\mathrm{C}_{45} & \mathrm{C}_{23} & \mathrm{P}_z^{md} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \tag{3.11} $$

En supposant que le corps humain est parfaitement symétrique, on peut écrire les relations d'équivalence suivante :

$$ \text{positions articulaires :} \quad q_2 \equiv q_6,\ q_3 \equiv q_7,\ q_4 \equiv q_8,\ q_5 \equiv q_9 $$

$$ \text{longueur des membres :} \quad l_3 \equiv -l_6,\ l_4 \equiv l_7,\ l_5 \equiv l_8 $$

Par analogie avec les relations obtenues dans le cas du membre supérieur droit, l'expression de la matrice de transformation exprimant la position et l'orientation de la main gauche dans le repère absolu est :

$$ {}^{0}\mathbf{T}_{\text{main_g}} = {}^{0}\mathbf{T}_{1}\,{}^{1}\mathbf{T}_{6}\,{}^{6}\mathbf{T}_{7}\,{}^{7}\mathbf{T}_{8}\,{}^{8}\mathbf{T}_{9}\,{}^{9}\mathbf{T}_{\text{main_g}} \tag{3.12} $$

$$ {}^{0}\mathbf{T}_{\text{main_g}} = \begin{bmatrix} -\mathrm{S}_1\mathrm{C}_{67}\mathrm{S}_{89} + \mathrm{C}_1\mathrm{C}_{89} & -(\mathrm{S}_1\mathrm{C}_{67}\mathrm{C}_{89} + \mathrm{C}_1\mathrm{S}_{89}) & \mathrm{S}_1\mathrm{S}_{67} & \mathrm{P}_x^{mg} \\ \mathrm{C}_1\mathrm{C}_{67}\mathrm{S}_{89} + \mathrm{S}_1\mathrm{C}_{89} & \mathrm{C}_1\mathrm{C}_{67}\mathrm{C}_{89} - \mathrm{S}_1\mathrm{S}_{89} & -\mathrm{C}_1\mathrm{S}_{67} & \mathrm{P}_y^{mg} \\ \mathrm{S}_{67}\mathrm{S}_{89} & \mathrm{S}_{67}\mathrm{C}_{89} & \mathrm{C}_{67} & \mathrm{P}_z^{mg} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \tag{3.13} $$

Les positions de la main droite et de la main gauche sont définies respectivement par les vecteurs :

$$ \mathbf{P}_{\text{main_d}} = \begin{bmatrix} \mathrm{P}_x^{md} & \mathrm{P}_y^{md} & \mathrm{P}_z^{md} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}} \tag{3.14} $$

$$ \mathbf{P}_{\text{main_g}} = \begin{bmatrix} \mathrm{P}_x^{mg} & \mathrm{P}_y^{mg} & \mathrm{P}_z^{mg} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}} \tag{3.15} $$

Leurs éléments ont pour expression :

$$ \mathrm{P}_x^{md} = (l_5\mathrm{S}_{45} + l_4\mathrm{S}_4)\,\mathrm{C}_1 - [l_2 - l_3\mathrm{S}_2 - (l_5\mathrm{C}_{45} + l_4\mathrm{C}_4)\,\mathrm{C}_{23}]\,\mathrm{S}_1 \tag{3.16} $$

$$ \mathrm{P}_y^{md} = l_1 + (l_5\mathrm{S}_{45} + l_4\mathrm{S}_4)\,\mathrm{S}_1 + [l_2 - l_3\mathrm{S}_2 - (l_5\mathrm{C}_{45} + l_4\mathrm{C}_4)\,\mathrm{C}_{23}]\,\mathrm{C}_1 \tag{3.17} $$

$$ \mathrm{P}_z^{md} = l_3\mathrm{C}_2 - (l_5\mathrm{C}_{45} + l_4\mathrm{C}_4)\,\mathrm{S}_{23} \tag{3.18} $$

et

$$ \mathrm{P}_x^{mg} = (l_8\mathrm{S}_{89} + l_7\mathrm{S}_8)\,\mathrm{C}_1 - [l_2 + l_6\mathrm{S}_6 - (l_8\mathrm{C}_{89} + l_7\mathrm{C}_8)\,\mathrm{C}_{67}]\,\mathrm{S}_1 \tag{3.19} $$

$$ \mathrm{P}_y^{mg} = l_1 + (l_8\mathrm{S}_{89} + l_7\mathrm{S}_8)\,\mathrm{S}_1 + [l_2 + l_6\mathrm{S}_6 - (l_8\mathrm{C}_{89} + l_7\mathrm{C}_8)\,\mathrm{C}_{67}]\,\mathrm{C}_1 \tag{3.20} $$

$$ \mathrm{P}_z^{mg} = -l_6\mathrm{C}_6 - (l_8\mathrm{C}_{89} + l_7\mathrm{C}_8)\,\mathrm{S}_{67} \tag{3.21} $$

3.4 Modélisation dynamique

3.4.1 Modèle dynamique sans efforts de contact

L'étude de la dynamique revient à établir une relation entre les efforts, appliqués aux articulations, les positions, les vitesses et les accélérations articulaires. Sous l'hypothèse de rigidité des structures, l'équation de la dynamique peut s'exprimer sous la forme Lagrangienne de la manière suivante :

$$\mathbf{M}(\boldsymbol{q})\,\ddot{\boldsymbol{q}} \;+\; \mathbf{N}(\boldsymbol{q},\dot{\boldsymbol{q}})\,\dot{\boldsymbol{q}} \;+\; \mathbf{G}(\boldsymbol{q}) \;=\; \boldsymbol{\Gamma} \tag{3.22}$$

- $\boldsymbol{q} \in \mathbb{R}^n$ est le vecteur des variables de configuration (positions articulaires et position et orientation absolues),
- $\mathbf{M}(\boldsymbol{q}) \in \mathbb{R}^{n\times n}$ est la matrice d'inertie, définie comme symétrique et positive,
- $\mathbf{N}(\boldsymbol{q},\dot{\boldsymbol{q}})\dot{\boldsymbol{q}} \in \mathbb{R}^{n\times n}$ est la matrice des effets non-linéaires (centrifuges, gyroscopiques et Coriolis),
- $\mathbf{G}(\boldsymbol{q}) \in \mathbb{R}^{n\times 1}$ est le vecteur des forces de gravité généralisées,
- $\boldsymbol{\Gamma} \in \mathbb{R}^{n\times 1}$ est le vecteur des efforts généralisés appliqués au système.

3.4.2 Modèle dynamique avec efforts de contact

Dans le cas où le système est soumis à des forces de contact, comme avec le sol ou des poignées, il convient de décomposer le vecteur des efforts généralisés en :

$$\boldsymbol{\Gamma} \;=\; \boldsymbol{\Gamma}_m \;+\; \boldsymbol{\Gamma}_c \tag{3.23}$$

où, $\boldsymbol{\Gamma}_m$ est le vecteur des couples articulaires et $\boldsymbol{\Gamma}_c$ représente les couples engendrés par les forces de contact sur les articulations. Ils sont exprimés sous la forme suivante :

$$\boldsymbol{\Gamma}_c \;=\; \mathbf{C}^{\mathrm{T}}(\boldsymbol{q})\,\lambda \tag{3.24}$$

avec $\mathbf{C}(\boldsymbol{q})$ la matrice jacobienne des contraintes des positions des points sur lesquels s'appliquent les forces de contact et λ représente l'amplitude de ces forces. L'équation de la dynamique s'écrit alors sous la forme générale :

$$\mathbf{M}(\boldsymbol{q})\,\ddot{\boldsymbol{q}} \;+\; \mathbf{N}(\boldsymbol{q},\dot{\boldsymbol{q}})\,\dot{\boldsymbol{q}} \;+\; \mathbf{G}(\boldsymbol{q}) \;=\; \boldsymbol{\Gamma}_m \;+\; \boldsymbol{\Gamma}_c \tag{3.25}$$

Remarque : Dans le cas quasi-statique, c'est-à-dire pour des vitesses très faibles ($\dot{\boldsymbol{q}} \approx \ddot{\boldsymbol{q}} \approx 0$), les frottements sont considérés comme nuls et les couples articulaires ont une valeur constante. La relation (3.25) s'écrit donc :

$$\mathbf{G}(\boldsymbol{q}) \;=\; \boldsymbol{\Gamma}_m \;+\; \boldsymbol{\Gamma}_c \tag{3.26}$$

Définition des contacts sur une surface

Condition de non-pénétration

Les points de contact d'un solide avec une surface doivent toujours se situer à une altitude supérieure ou égale à cette surface. Ceci se traduit donc par un ensemble d'inégalités portant sur la position de l'ensemble des points du modèle. Ces conditions sont exprimées par la relation :

$$\varphi_n(\boldsymbol{q}) \;\geq\; 0 \tag{3.27}$$

L'ensemble des points en contact avec la surface peut se traduire par :

$$\varphi_n^*(\boldsymbol{q}) \;=\; 0 \tag{3.28}$$

Afin de s'assurer que ces points ne pénètrent pas dans le sol, des conditions sur la vitesse et l'accélération du système doivent être définies, à un instant t, de façon à ne pas provoquer de pénétration. Par dérivations successives de $\varphi_n^*(\boldsymbol{q})$ on obtient :

$$\left\{ \begin{array}{rcl} \dot{\varphi_n^*}(\boldsymbol{q}) & = & \dfrac{\partial \varphi_n^*(\boldsymbol{q})}{\partial \boldsymbol{q}}\, \dot{\boldsymbol{q}} \;=\; \mathbf{C}_n(\boldsymbol{q})\, \dot{\boldsymbol{q}} \\ \ddot{\varphi_n^*}(\boldsymbol{q}) & = & \mathbf{C}_n(\boldsymbol{q})\, \ddot{\boldsymbol{q}} \;+\; \dot{\mathbf{C}}_n(\boldsymbol{q})\, \dot{\boldsymbol{q}} \;=\; \mathbf{C}_n(\boldsymbol{q})\, \ddot{\boldsymbol{q}} \;+\; s_n(\boldsymbol{q}, \dot{\boldsymbol{q}}) \end{array} \right. \tag{3.29}$$

avec $\mathbf{C}_n(\boldsymbol{q})$ la matrice jacobienne de $\varphi_n^*(\boldsymbol{q})$ et $s_n(\boldsymbol{q}, \dot{\boldsymbol{q}})$ les autres termes apparaissant lors de la dérivation.

Pour qu'un des pieds, par exemple, ne pénètre pas dans le sol, il faut que sa vitesse soit nulle, mais il doit pouvoir décoller à tout moment, c'est-à-dire avoir une accélération positive. Ces contraintes sont dites de type *unilatérales* et sont exprimées par :

$$\left\{ \begin{array}{l} \mathbf{C}_n(\boldsymbol{q})\, \dot{\boldsymbol{q}} \;=\; 0 \\ \mathbf{C}_n(\boldsymbol{q})\, \ddot{\boldsymbol{q}} \;+\; s_n(\boldsymbol{q}, \dot{\boldsymbol{q}}) \;\geq\; 0 \end{array} \right. \tag{3.30}$$

Condition de non-glissement

Lorsqu'un objet est contact avec une surface, il peut éventuellement glisser dessus. Des forces de frottements rentrent alors en jeu et s'opposent au mouvement. La force de réaction subie par l'objet se décompose suivant une composante tangentielle, λ_t, et une composante normale, λ_n. Selon le modèle de frottements secs d'Amontons-Coulomb, lorsque deux objets sont en contact, il n'y a pas de glissement si l'amplitude de la force tangentielle demeure dans le cône de frottements. Cela se traduit par la relation :

$$\| \lambda_t \| \;\leq\; \mu_0\, \lambda_n \tag{3.31}$$

où μ_0 est le coefficient de friction statique dont la valeur, constante, dépend de la nature des surfaces en contact.

Ainsi, si la condition de non-glissement est satisfaite, les déplacements latéraux des points de contact sont nuls. Ceci peut être exprimé par des contraintes sur les points de contact telles que :

$$\varphi_t^*(\boldsymbol{q}) \;=\; 0 \tag{3.32}$$

où $\varphi_t^*(\boldsymbol{q})$ décrit l'ensemble des points qui sont en contact avec la surface à un instant t. Il en découle ainsi un ensemble de contraintes portant sur la vitesse et l'accélération du système obtenu par les dérivations successives de $\varphi_t^*(\boldsymbol{q})$:

$$\left\{ \begin{array}{rcl} \dot{\varphi}_t^*(\boldsymbol{q}) & = & \dfrac{\partial \varphi_t^*(\boldsymbol{q})}{\partial \boldsymbol{q}}\, \dot{\boldsymbol{q}} \;=\; \mathbf{C}_t(\boldsymbol{q})\, \dot{\boldsymbol{q}} \;=\; 0 \\ \\ \ddot{\varphi}_t^*(\boldsymbol{q}) & = & \mathbf{C}_t(\boldsymbol{q})\, \ddot{\boldsymbol{q}} \;+\; \dot{\mathbf{C}}_t(\boldsymbol{q})\, \dot{\boldsymbol{q}} = \mathbf{C}_t(\boldsymbol{q})\, \ddot{\boldsymbol{q}} \;+\; s_t(\boldsymbol{q}, \dot{\boldsymbol{q}}) \;=\; 0 \end{array} \right. \tag{3.33}$$

avec $\mathbf{C}_t(\boldsymbol{q})$ la matrice jacobienne des contraintes de non-glissement et $s_t(\boldsymbol{q}, \dot{\boldsymbol{q}})$ les autres termes apparaissant lors de la dérivation.

Dynamique complète

En introduisant les contraintes énoncées dans les paragraphes précédents, et sous l'hypothèse de non-glissement, la dynamique du système s'écrit finalement :

$$\mathbf{M}(\boldsymbol{q})\, \ddot{\boldsymbol{q}} \;+\; \mathbf{N}(\boldsymbol{q}, \dot{\boldsymbol{q}})\, \dot{\boldsymbol{q}} \;+\; \mathbf{G}(\boldsymbol{q}) \;=\; \boldsymbol{\Gamma}_m \;+\; \mathbf{C}_n^{\mathrm{T}}(\boldsymbol{q})\, \boldsymbol{\lambda}_n \;+\; \mathbf{C}_t^{\mathrm{T}}(\boldsymbol{q})\, \boldsymbol{\lambda}_t \tag{3.34}$$

$$\mathbf{C}_n(\boldsymbol{q})\, \ddot{\boldsymbol{q}} \;+\; s_n(\boldsymbol{q}, \dot{\boldsymbol{q}}) \;\geq\; 0 \tag{3.35}$$

$$\mathbf{C}_t(\boldsymbol{q})\, \ddot{\boldsymbol{q}} \;+\; s_t(\boldsymbol{q}, \dot{\boldsymbol{q}}) \;=\; 0 \tag{3.36}$$

$$\boldsymbol{\lambda}_n \;\geq\; 0 \tag{3.37}$$

$$\boldsymbol{\lambda}_n^{\mathrm{T}}\, \ddot{\varphi}_n(\boldsymbol{q}) \;=\; 0 \tag{3.38}$$

La contrainte (3.37) traduit le fait que les termes du vecteur d'effort λ_n ne peuvent avoir des amplitudes négatives, auquel cas les points en contact avec la surface ne pourraient pas décoller. La relation (3.38) est une condition qui rend compte du fait que lorsqu'un contact se rompt, la force normale doit être nulle.

On introduit la forme condensée suivante :

$$\mathbf{C}(\boldsymbol{q}) \;=\; \left[\begin{array}{c} \mathbf{C}_t^1(\boldsymbol{q}) \\ \mathbf{C}_n(\boldsymbol{q}) \\ \mathbf{C}_t^2(\boldsymbol{q}) \end{array} \right] \quad \text{et} \quad \boldsymbol{\lambda} \;=\; \left[\begin{array}{c} \lambda_t^1 \\ \lambda_n \\ \lambda_t^2 \end{array} \right]$$

La matrice $\mathbf{C}(\boldsymbol{q})$ est la matrice jacobienne des contacts de dimension (3×Nombre de contacts), avec $\mathbf{C}_t^1(\boldsymbol{q}) = \partial \varphi_t^1(\boldsymbol{q}) / \partial \boldsymbol{q}$ et $\mathbf{C}_t^2(\boldsymbol{q}) = \partial \varphi_t^2(\boldsymbol{q}) / \partial \boldsymbol{q}$ sont les matrices jacobiennes des contraintes bilatérales (suivant les directions tangentielles $\mathbf{x}$ et $\mathbf{z}$) et $\mathbf{C}_n(\boldsymbol{q}) = \partial \varphi_n(\boldsymbol{q}) / \partial \boldsymbol{q}$ est la matrice jacobienne des contraintes unilatérales (suivant la direction normale $\mathbf{y}$). Le vecteur $\boldsymbol{\lambda}$, de dimension (1×Nombre de contacts), exprime les forces associées aux points de contacts.

L'équation de la dynamique (3.34) peut ainsi se mettre sous la forme :

$$\mathbf{M}(\boldsymbol{q})\,\ddot{\boldsymbol{q}} \;+\; \mathbf{N}(\boldsymbol{q},\dot{\boldsymbol{q}})\,\dot{\boldsymbol{q}} \;+\; \mathbf{G}(\boldsymbol{q}) \;=\; \boldsymbol{\Gamma}_m \;+\; \mathbf{C}^{\mathrm{T}}(\boldsymbol{q})\,\boldsymbol{\lambda} \tag{3.39}$$

3.4.3 Discussion

Nous avons caractérisé les interactions de la chaîne cinématique avec son environnement. L'accroche des mains du patient sur le déambulateur ainsi que le contact avec le sol peuvent être représentés par une série de relations bilatérales et des contraintes de non-pénétration dans le sol et dans les poignées. Ces conditions sont associées à l'effet du frottement à chaque point de contact, ce qui se traduit par leur adhérence au sol et aux poignées ou par d'éventuels et indésirables glissements. Ces différentes interactions génèrent alors des forces sur le squelette de la forme $\mathbf{C}^{\mathrm{T}}(\boldsymbol{q})\ \boldsymbol{\lambda}$. A noter qu'il s'agit ici d'une interaction entre solides strictement rigides, ce qui peut sembler éloigné de la réalité de la structure biomécanique du pied ou de la main humaine, voire qui peut être source de complications théoriques ou numériques. Aussi, dans le cadre de cette étude, nous ne prendrons pas en compte le contact pied-sol et nous nous intéresserons seulement au efforts mesurés au niveau des poignées.

3.5 Contraintes cinématiques et dynamiques

3.5.1 Caractérisation des interactions mains-poignées

La présence de capteurs d'efforts permet de connaître les efforts courants exercés par le patient sur les poignées. Le contact entre la main du patient et la poignée réalise une chaîne cinématique fermée.

3.5.1.1 Cas du modèle 2-D

Dans le cas du modèle 2-D, sous la condition de travailler dans le plan sagittal et connaissant la direction et l'orientation de la force résultante $\mathbf{f}_c$ (cf. figure 3.8), il est théoriquement possible d'en déduire l'orientation de l'avant-bras au point d'application de l'effort pour :

$$\boxed{\mathrm{f}_x \;\geq\; 0 \quad \mathrm{et} \quad \mathrm{f}_z \;<\; 0} \tag{3.40}$$

Dans ces conditions, il est donc possible d'écrire l'hypothèse supplémentaire suivante, qui sera vérifiée expérimentalement dans le chapitre 5 :

$$\boxed{\begin{array}{rcl} \tan(\theta) & = & \dfrac{\mathrm{f}_x}{\mathrm{f}_z} \\ \theta & = & q_1 + q_2 + q_3 - \pi \end{array}} \tag{3.41}$$

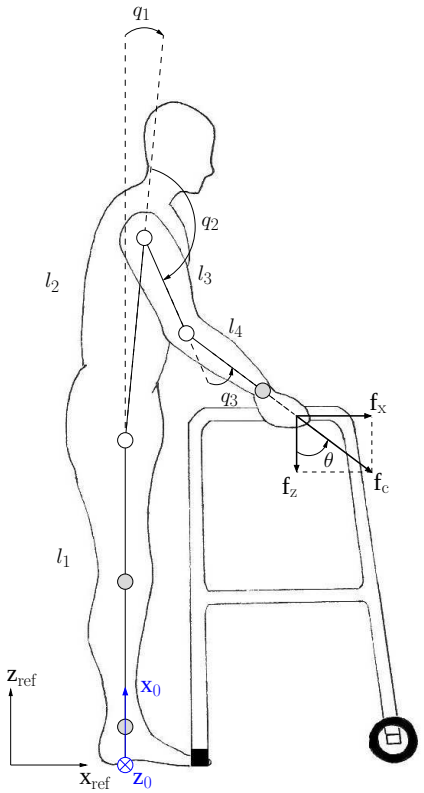


FIG. 3.8: Efforts exercés pour le modèle 2-D.

3.5.1.2 Cas du modèle 3-D

La projection du modèle 3-D dans les plans sagittal et frontal permet d'exprimer les efforts appliqués par le patient en fonction des positions articulaires (cf. figure 3.9). Pour simplifier la modélisation, on suppose que les positions articulaires q_2 et q_6 sont nulles. La projection dans le plan sagittal nous ramène au cas du modèle 2-D à 3 ddl. On peut alors exprimer les hypothèses suivantes pour les projections droite et gauche :

$$\boxed{\mathrm{f}_x^d \geq 0 \quad \mathrm{f}_x^g \geq 0 \quad \mathrm{f}_y^d < 0 \quad \mathrm{f}_y^g < 0} \tag{3.42}$$

$$\begin{cases} \tan(\theta_s^d) &= \dfrac{\mathrm{f}_x^d}{\mathrm{f}_y^d} \\ \theta_s^d &= q_1 + q_4 + q_{5_s} \end{cases} \tag{3.43}$$

$$\begin{cases} \tan(\theta_s^g) &= \dfrac{\mathrm{f}_x^g}{\mathrm{f}_y^g} \\ \theta_s^g &= q_1 + q_8 + q_{9_s} \end{cases} \tag{3.44}$$

Dans le cas de la projection dans le plan frontal les hypothèses sont formulées ainsi :

$$\boxed{\mathrm{f}_z^d \leq 0 \quad \mathrm{f}_z^g \geq 0 \quad \mathrm{f}_y^d < 0 \quad \mathrm{f}_y^g < 0} \tag{3.45}$$

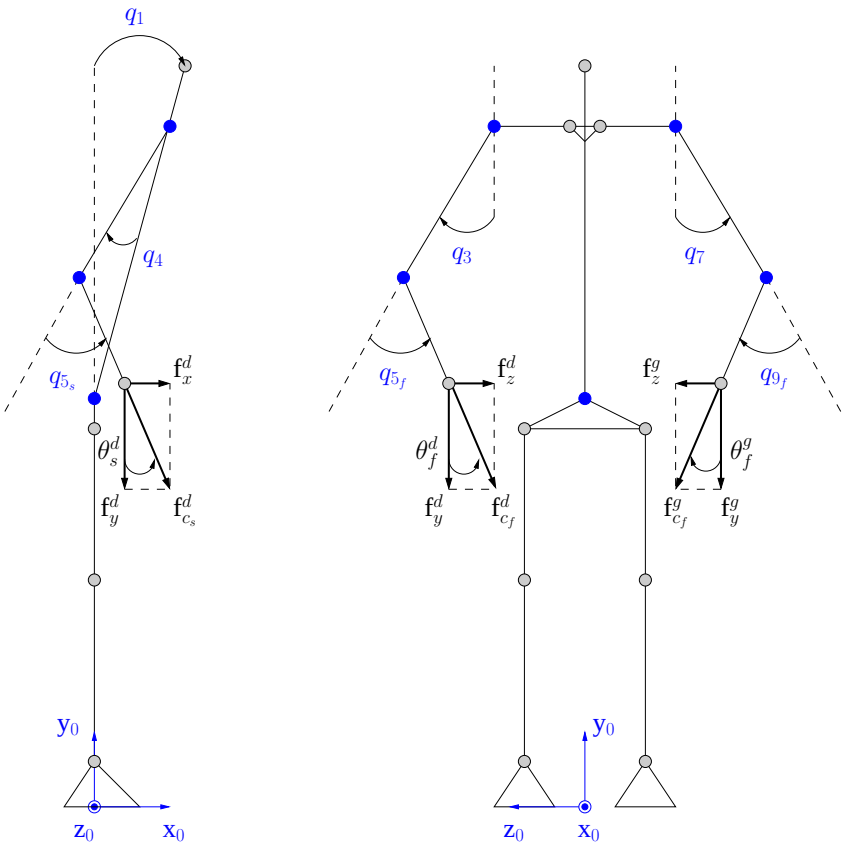


FIG. 3.9: Projections du modèle 3-D sur les plans (a) sagittal et (b) frontal.

$$\begin{cases} \tan(\theta_f^d) &= \dfrac{f_z^d}{f_y^d} \\ \theta_f^d &= q_{5_f} - q_3 \end{cases} \tag{3.46}$$

$$\begin{cases} \tan(\theta_f^g) &= \dfrac{f_z^g}{f_y^g} \\ \theta_f^g &= q_{9_f} - q_7 \end{cases} \tag{3.47}$$

Afin d'exprimer les variables q_{5_s}, q_{5_f}, q_{9_s} et q_{9_f} en fonction de q_5, q_9, nous allons étudier plusieurs cas.

– Si $q_3 = 0$, et/ou $q_7 = 0$, on obtient :

$$\begin{cases} q_{5_s} = q_5 \\ q_{5_f} = 0 \\ q_{9_s} = q_9 \\ q_{9_f} = 0 \end{cases} \tag{3.48}$$

– Si $q_3 = \pm\pi/2$, et/ou $q_7 = \pm\pi/2$, alors :

$$\begin{cases} q_{5_s} = 0 \\ q_{5_f} = \pm q_5 \\ q_{9_s} = 0 \\ q_{9_f} = \pm q_9 \end{cases} \tag{3.49}$$

De ces deux conditions, on en déduit les relations suivantes :

$$\begin{cases} q_{5_s} = q_5 \cos(q_3) \\ q_{5_f} = q_5 \sin(q_3) \\ q_{9_s} = q_9 \cos(q_7) \\ q_{9_f} = q_9 \sin(q_7) \end{cases} \tag{3.50}$$

Les équations (3.43), (3.44), (3.46) et (3.47) sont alors reformulées par :

$$\boxed{\begin{array}{rcl} \theta_s^d & = & q_1 + q_4 + q_5 \cos(q_3) \\ \theta_s^g & = & q_1 + q_8 + q_9 \cos(q_7) \\ \theta_f^d & = & q_5 \sin(q_3) - q_3 \\ \theta_f^g & = & q_9 \sin(q_7) - q_7 \end{array}} \tag{3.51}$$

3.5.2 Contraintes liées à la posture

La posture elle-même est définie à travers des contraintes d'inégalitées, qui seront des quantités directement mesurables durant les expérimentations. Parmis ces contraintes nous pouvons déjà définir :

– la hauteur des mains par rapport au sol,
– l'écartement entre les deux mains dans le plan frontal,
– la distance de l'articulation de la hanche à l'articulation du poignée,
– les butées mécaniques naturelles des articulations,
– le signe des intensités des efforts exercés sur les poignées.

Ces contraintes dépendent fortement du dispositif utilisé pendant l'étude pour la verticalisation du patient. Toutes ces quantités mesurées peuvent être bornées afin de tenir compte de toutes les sources d'incertitudes liées aux mesures. Les contraintes peuvent alors être formalisées de la manière suivante :

$$\begin{array}{ccccc} \boldsymbol{q}^{min} & \leq & \boldsymbol{q} & \leq & \boldsymbol{q}^{max} \\ \mathbf{P}_{\text{main}}^{min} & \leq & \mathbf{P}_{\text{main}} & \leq & \mathbf{P}_{\text{main}}^{max} \\ \theta^{min} & \leq & \theta & \leq & \theta^{max} \end{array} \tag{3.52}$$

3.6 Conclusion

L'objectif de ce chapitre était d'aboutir à la formulation de modèles cinématiques et dynamiques du corps humain pour l'étude de la posture d'un patient paraplégique en appui lors de la station debout. En employant les outils couramment utilisés en modélisation robotique, nous avons proposé deux modèles : l'un en 2-D, comportant trois degrés de liberté, l'autre en 3-D, ayant neuf degrés de liberté. Nous avons fait le choix de limiter les modèles géométriques du corps entier aux degrés de liberté nécessaires à la description des postures liées aux mouvements que nous étudions. Ces degrés de liberté n'ont pas toujours une réalité biomécanique mais autorisent des cinématiques proches de la réalité.

Les représentations portent sur les parties du corps qui sont sous contrôle volontaire du patient, c'est-à-dire les membres supérieurs. On peut noter que nous ne prenons pas en compte les muscles attachés à ces degrés de liberté. En effet, le détail des activations musculaires de cette partie du corps ne nous intéresse pas et est de toute manière difficile à établir.

A l'issue de ce travail, nous avons exprimé les relations liant les efforts excercés par le patient sur des poignées et la cinématique. Ces équations vont nous fournir la base pour l'établissement d'une méthodologie afin d'estimer la posture des membres supérieurs. Elle est présentée dans le chapitre suivant.

Chapitre 4

Méthodologie pour l'estimation de la posture

Ce chapitre introduit les techniques de l'arithmétique d'intervalle employées dans le cadre de l'estimation de la posture des membres supérieurs d'un patient paraplégique à partir des efforts mesurés sur des poignées. Afin d'estimer les positions articulaires correspondant aux efforts exercés, le problème peut être reformulé comme un problème de satisfaction de contraintes, mettant en jeu des intervalles. Les outils de l'analyse par intervalles sont alors présentés et adaptés à cette étude.

Sommaire

4.1 Introduction 50
4.2 Notions sur l'analyse par intervalles : principes et définitions 50
4.2.1 Terminologie sur les ensembles 50
4.2.2 Opérations élémentaires sur les intervalles 51
4.2.3 Pessimisme 53
4.2.4 Fonction d'inclusion 54
4.2.5 Inversion ensembliste 56
4.2.6 Problème de satisfaction de contraintes 58
4.3 L'arithmétique d'intervalles pour l'estimation de la posture 60
4.3.1 L'estimation d'état 60
4.3.2 Application 61
4.4 Conclusion 63

4.1 Introduction

Développer une méthodologie générale pour observer la posture, et le mouvement d'un patient paraplégique, à partir de la seule mesure des efforts exercés sur les poignées d'un déambulateur ou toute autre structure de support, est un problème numériquement difficile à résoudre pour deux raisons principales :

- l'observation du mouvement du patient nécessite l'intégration numérique d'un modèle dynamique de grande dimension, ayant la forme d'une équation différentielle implicite, en présence d'incertitudes dans le modèle et avec un état initial incertain,
- la détermination de la posture est un problème qui peut admettre plusieurs solutions. En effet plusieurs postures peuvent correspondre à un même vecteur d'efforts.

Toutes ces postures doivent être estimées et l'incertitude qui leur est associée doit être rigoureusement caractérisée en tenant compte de toutes les sources d'incertitudes : les données expérimentales, les paramètres du modèle biomécanique ainsi que l'état initial.

Les outils de l'arithmétique par intervalles permettent de réaliser des calculs garantis, dans le sens où l'ensemble des solutions à un problème, résolu avec les méthodes ensemblistes, appartiennent, de façon garantie, à l'intervalle solution. Ceci apporte alors une sécurité quant aux résultats de l'observation.

4.2 Notions sur l'analyse par intervalles : principes et définitions

En arithmétique par intervalles [Moore, 1966], [Sunaga, 1958], on ne manipule plus des nombres, qui approchent plus ou moins fidèlement une valeur, mais des intervalles contenant cette valeur. Par exemple, on peut tenir compte d'une erreur de mesure en remplaçant une valeur mesurée x avec une incertitude ε par l'intervalle $[x-\varepsilon, x+\varepsilon]$. L'objectif de l'arithmétique par intervalle est de fournir des résultats qui contiennent à coup sûr la valeur ou l'ensemble cherché. On parle alors de résultats *garantis*. L'analyse par intervalles est une approche particulière du calcul ensembliste, initialement prévu pour évaluer les erreurs engendrées par la représentation rationnelle des nombres réels manipulés par les ordinateurs.

Dans cette partie, nous présentons les principes élémentaires intervenant dans l'utilisation de l'arithmétique par intervalles. Nous abordons ensuite deux notions importantes que nous avons utilisées pour l'estimation de la posture qui sont l'inversion d'ensembles et la propagation de contraintes. Ces concepts s'appuient sur l'ouvrage [Jaulin *et al.*, 2001], où les auteurs présentent en détail les bases de l'arithmétique par intervalles.

4.2.1 Terminologie sur les ensembles

Un **ensemble** est une collection d'éléments susceptibles de posséder certaines propriétés et d'avoir entre eux, ou avec des éléments d'autres ensembles, certaines relations. Par exemple, des billes dans un bocal représentent un ensemble. Pour dire que a appartient ou est un élément de l'ensemble $\mathbb{X}$, on écrit $a \in \mathbb{X}$ et dans le cas contraire $a \notin \mathbb{X}$. L'ensemble noté $\emptyset$ ou $\{\}$ est l'ensemble vide et ne contient aucun élément.

Il est défini que $\mathbb{X}$ est un **sous-ensemble** d'un ensemble $\mathbb{Y}$ si tout élément de $\mathbb{X}$ est un élément de $\mathbb{Y}$. Dans notre exemple, les billes de couleur rouge sont le sous-ensemble de l'ensemble billes. On dira qu'un ensemble $\mathbb{X}$ est inclu dans un ensemble $\mathbb{Y}$, ou encore que $\mathbb{X}$ est un sous-ensemble de $\mathbb{Y}$, si :

$$\forall a, a \in \mathbb{X} \Rightarrow a \in \mathbb{Y}$$

Soient deux ensembles $\mathbb{X}$ et $\mathbb{Y}$. On définit les relations d'ensembles suivantes :

$$\begin{array}{lcll} \mathbb{X} \cap \mathbb{Y} & \triangleq & \{a \mid a \in \mathbb{X} \textbf{ et } a \in \mathbb{Y}\} & \text{est une } \textbf{intersection}. \\ \mathbb{X} \cup \mathbb{Y} & \triangleq & \{a \mid a \in \mathbb{X} \textbf{ ou } a \in \mathbb{Y}\} & \text{est une } \textbf{union}. \\ \mathbb{X} \subset \mathbb{Y} & \triangleq & \{a \in \mathbb{X} \mid a \in \mathbb{Y}\} & \text{est une } \textbf{inclusion}. \end{array}$$

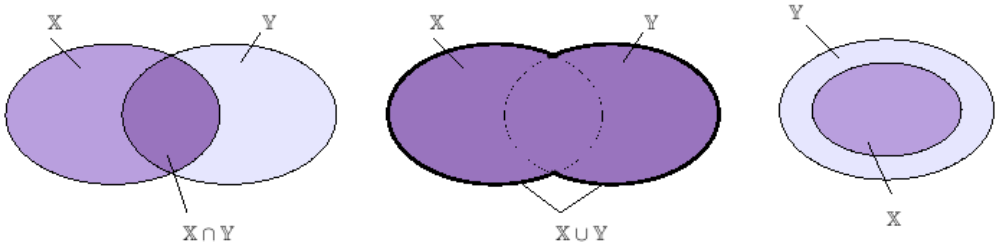


FIG. 4.1: Opérations $\cap$, $\cup$ et $\subset$ sur les ensembles.

4.2.2 Opérations élémentaires sur les intervalles

Un intervalle réel est un ensemble compris entre deux valeurs réelles. Il est défini par $\boldsymbol{x} = [x] = [\underline{x}, \overline{x}]$, $\underline{x}$ étant la borne inférieure de $\boldsymbol{x}$ et $\overline{x}$ sa borne supérieure :

$$\underline{x} \triangleq \sup\{a \in \mathbb{R} \cup \{-\infty, +\infty\} \mid \forall x \in [x], a \leq x\} \tag{4.1}$$

$$\overline{x} \triangleq \inf\{b \in \mathbb{R} \cup \{-\infty, +\infty\} \mid \forall x \in [x], x \leq b\} \tag{4.2}$$

La largeur, ou diamètre, d'un intervalle $\boldsymbol{x}$, non vide, est :

$$w(\boldsymbol{x}) = \overline{x} - \underline{x} \tag{4.3}$$

Le centre d'un intervalle borné non vide est défini par :

$$mid(\boldsymbol{x}) = \frac{\overline{x} + \underline{x}}{2} \tag{4.4}$$

On notera $\mathbb{IR}$ l'ensemble des intervalles de $\mathbb{R}$. Les opérations classiques de l'arithmétique sont directement applicables aux intervalles. Par exemple, si on considère un opérateur $\circ \in \{+, -, *, \div\}$ et deux intervalles $[x]$ et $[y]$, alors :

$$[x] \circ [y] = [\{a \circ b \mid a \in [x], b \in [y]\}] \tag{4.5}$$

On obtient ainsi les équations suivantes, plus utilisables en pratique que la définition abstraite :

$$\begin{aligned}
[x]+[y] &= [\underline{x}+\underline{y}, \overline{x}+\overline{y}] \\
[x]-[y] &= [\underline{x}-\overline{y}, \overline{x}-\underline{y}] \\
[x]*[y] &= [\min\{\ \underline{x}\,\underline{y}, \underline{x}\,\overline{y}, \overline{x}\,\underline{y}, \overline{x}\,\overline{y}\ \}, \max\{\ \underline{x}\,\underline{y}, \underline{x}\,\overline{y}, \overline{x}\,\underline{y}, \overline{x}\,\overline{y}\ \}] \\
[x]^2 &= [\min(\underline{x}^2, \overline{x}^2), \max(\underline{x}^2, \overline{x}^2)] \text{ si } 0 \notin [\underline{x}, \overline{x}] \\
&= [0, \max(\underline{x}^2, \overline{x}^2)] \text{ sinon}
\end{aligned}$$

La division est définie par :

$$\begin{aligned}
1/[y] &= \emptyset && \text{si} \quad [y] = [0,0] \\
&= [\ 1/\overline{y},\ 1/\underline{y}\ ] && \text{si} \quad 0 \notin [y] \\
&= [\ 1/\overline{y},\ \infty\ [&& \text{si} \quad \underline{y} = 0 \ \text{ et } \ \overline{y} > 0 \\
&=]\ -\infty,\ 1/\underline{y}\ ] && \text{si} \quad \underline{y} < 0 \ \text{ et } \ \overline{y} = 0 \\
&=]\ -\infty,\ \infty\ [&& \text{si} \quad \underline{y} < 0 \ \text{ et } \ \overline{y} > 0
\end{aligned}$$

$$[x]/[y] = [x] * (1/[y]) \quad \text{si} \quad 0 \notin [y]$$

Exemple 4.2.1 ***Opérations usuelles avec les intervalles.***

$$\begin{aligned}
[-3,18]+[-5,2] &= [-8,20] \\
[-10,17]-[-8,12] &= [-22,25] \\
[-2,3]*[-1,5] &= [-10,15] \\
[-1,3]/[2,5] &= \left[-\frac{1}{2}, \frac{3}{2}\right]
\end{aligned}$$

De même, les fonctions élémentaires (comme $\exp$, $\sin$, $\cos$,...) peuvent être étendues aux intervalles. Ainsi, une fonction élémentaire f de $\mathbb{R}$ dans $\mathbb{R}$ est définie sur un intervalle $[x]$ comme suit :

$$[f]: \begin{array}{ccc} \mathbb{IR} & \longmapsto & \mathbb{IR} \\ [x] & \longmapsto & [f]([x]) = [\{f(x) \mid x \in [x]\}] \end{array} \tag{4.6}$$

On note $\mathbb{IR}$ l'ensemble des intervalles de $\mathbb{R}$. Voici quelques exemples ci-après pour illustrer ce propos.

Exemple 4.2.2 ***Fonctions élémentaires et intervalles.***

$$\begin{aligned}
[\arctan]([0,\infty[) &= [0, \pi/2[\\
[\exp]([0,1]) &= [1, e] \\
[\mathrm{sqrt}]([4,25]) &= [2,5] \\
[\sin]([\pi/3, \pi]) &= [0,1]
\end{aligned}$$

Notons que $[\sin]([\underline{x}, \overline{x}])$ *n'est pas égal à* $[\sin[\underline{x}], \sin[\overline{x}]]$. *En effet, pour les fonctions périodiques, il existe des algorithmes spécifiques permettant le calcul de ces fonctions avec des intervalles. Pour les fonctions* $\sin$, $\cos$, $\tan$, *etc., la décomposition en domaines d'études, où les fonctions sont monotones, permet d'obtenir directement la fonction d'évaluation minimale.*

On désigne par **vecteur d'intervalles**, ou **pavé**, ou encore **boîte**, un sous-ensemble borné de $\mathbb{R}^n$ défini par le produit cartésien de n intervalles, représentés par l'expression (4.7).

$$[\boldsymbol{x}] = [x_1] \times [x_2] \times \ldots \times [x_n] \tag{4.7}$$

L'ensemble de tout les pavés de $\mathbb{R}^n$ sera dénoté par $\mathbb{IR}^n$. Cette notion est illustrée sur la figure 4.2, pour $n = 2$. Dans la suite du mémoire, lorsqu'on fera référence aux intervalles, les pavés seront désignés par des caractères gras : $[\boldsymbol{x}]$.

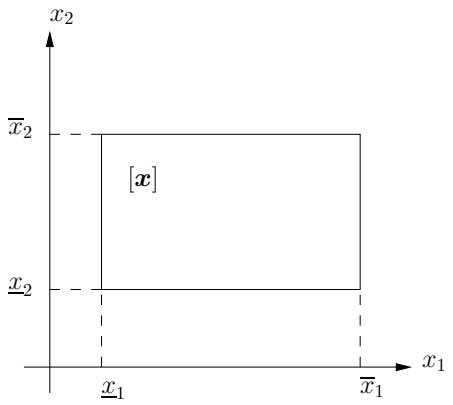


FIG. 4.2: Pavé $[\boldsymbol{x}]$ dans $\mathbb{IR}^2$ [Jaulin *et al.*, 2001].

4.2.3 Pessimisme

Le résultat d'une suite d'opérations entre plusieurs intervalles n'est pas forcément minimal. On dit alors que l'intervalle obtenu est *pessimiste*. Ce problème est dû principalement à deux phénomènes qui sont *la dépendance* et *l'enveloppement*.

4.2.3.1 Phénomène de dépendance

Pour illustrer le problème de dépendance, prenons l'exemple de l'évaluation par intervalles de deux expressions pour $[x] = [-1, 1]$:

$$\begin{aligned} [x] + [x] - [x] &= [-1, 1] + [-1, 1] - [-1, 1] = [-3, 3] \\ [x] &= [-1, 1] \end{aligned}$$

L'intervalle solution est dépendant du nombre d'occurrences de la variable x. Du fait de ce problème de dépendance, il faut veiller à limiter le nombre d'occurrences de chaque variable afin d'obtenir des intervalles plus petits.

4.2.3.2 Phénomène d'enveloppement

L'effet d'enveloppement caractérise le pessimisme dû à la représentation d'un ensemble quelconque par un pavé. Pour comprendre, considérons trois rotations successives d'un pavé $[\boldsymbol{x}] = [x_1] \times [x_2]$ dans le plan d'un angle θ. La matrice de rotation est définie par :

$$\mathbf{R}(\theta) = \begin{bmatrix} \cos(\theta) & -\sin(\theta) \\ \sin(\theta) & \cos(\theta) \end{bmatrix}$$

A chaque rotation, l'ensemble des solutions est encadré par un pavé. Sur la figure, la rotation étant de $\pi/4$, l'aire du pavé double à chaque rotation. On peut remarquer que pour seulement trois rotations, le phénomène d'enveloppement est très important.

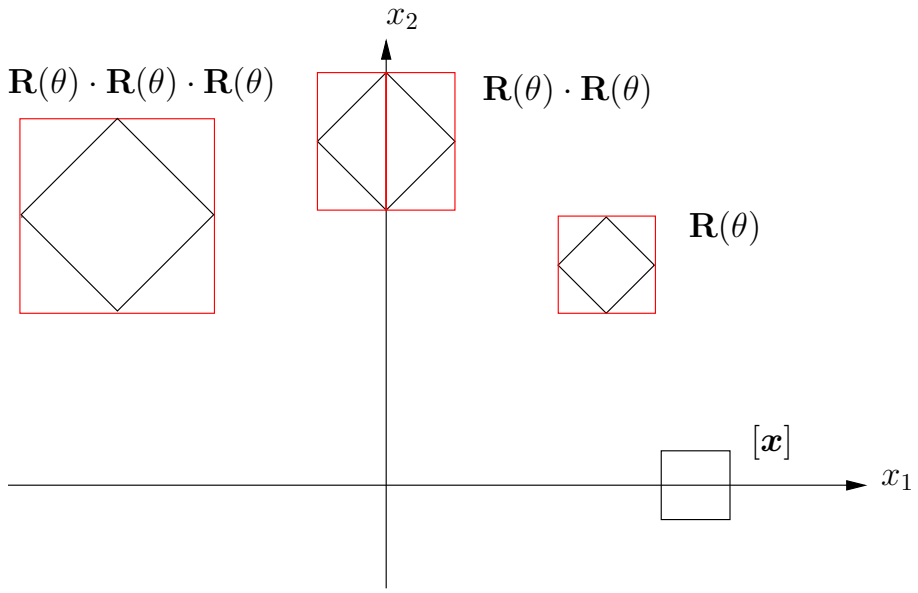


FIG. 4.3: Phénomène d'enveloppement pour une rotation $\theta = \pi/4$.

4.2.4 Fonction d'inclusion

L'association d'une fonction d'inclusion à une fonction réelle permet d'étudier le domaine de variation de la fonction réelle.

Soit $\boldsymbol{f}$ une fonction de $\mathbb{IR}^n$ dans $\mathbb{IR}^m$. La fonction d'intervalle $[\boldsymbol{f}]$ de $\mathbb{IR}^n$ dans $\mathbb{IR}^m$ est dite **fonction d'inclusion** pour $\boldsymbol{f}$ si :

$$\forall [\boldsymbol{x}] \in \mathbb{IR}^n, \ \boldsymbol{f}([\boldsymbol{x}]) \subseteq [\boldsymbol{f}]([\boldsymbol{x}]) \tag{4.8}$$

La fonction d'inclusion $[\boldsymbol{f}]$ est dite minimale si pour tout $[\boldsymbol{x}]$, $[\boldsymbol{f}]([\boldsymbol{x}])$ est le plus petit pavé contenant $\boldsymbol{f}([\boldsymbol{x}])$. La fonction minimale pour $\boldsymbol{f}$ est unique et sera notée $[\boldsymbol{f}]^*$ (cf. figure 4.4).

Une fonction d'inclusion de $\boldsymbol{f}$ peut être obtenue en remplaçant chaque variable réelle x_i par un intervalle $[x_i]$ et chaque opérateur ou fonction par son équivalent intervalle. La fonction résultante s'appelle *la fonction d'inclusion naturelle*. Les fonctions d'inclusion naturelles ne sont

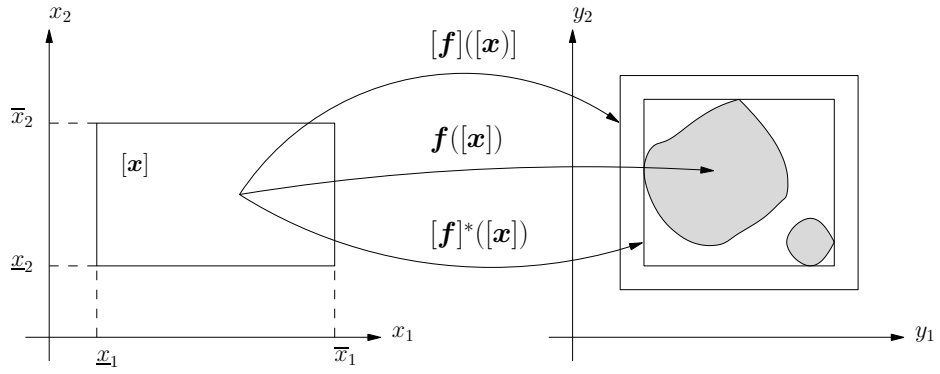


FIG. 4.4: Illustration de la fonction d'inclusion dans $\mathbb{R}^2$ [Jaulin *et al.*, 2001].

pas minimales en général. La précision de l'intervalle image dépend fortement de l'expression formelle de la fonction f.

Exemple 4.2.3 *Soit la fonction $f(x) = x^2 + 2x + 4$. Pour $x \in [-3, 4]$, une fonction d'inclusion pour f se calcule comme suit :*

$$\begin{aligned} [f]([x]) &= [x] * [x] + 2 * [x] + 4 \\ [f]([-3,4]) &= [-3,4] * [-3,4] + 2 * [-3,4] + 4 \\ &= [-12,16] + [-6,8] + 4 \\ &= [-14,28] \end{aligned}$$

Exemple 4.2.4 *Soit les 4 expressions formelles d'une même fonction f(x) :*

$$\begin{aligned} f_1(x) &= x(x+1) \\ f_2(x) &= x * x + x \\ f_3(x) &= x^2 + x \\ f_4(x) &= \left(x + \frac{1}{2}\right)^2 - \frac{1}{4} \end{aligned}$$

Leur fonction d'inclusion naturelle pour $[x] = [-1, 1]$ est :

$$\begin{aligned} [f_1]([x]) &= [x]([x]+1) = [-2,2] \\ [f_2]([x]) &= [x] * [x] + [x] = [-2,1] \\ [f_3]([x]) &= [x]^2 + [x] = [-1,2] \\ [f_4]([x]) &= \left([x] + \frac{1}{2}\right)^2 - \frac{1}{4} = \left[-\frac{1}{4}, 2\right] \end{aligned}$$

Notons que selon l'expression de la fonction $f(x)$, l'encadrement obtenu sera plus ou moins précis. Les expressions $[x]*[x]$ et $[x]^2$ ne sont pas équivalentes, car dans le premier cas, chacune des occurrences de x peut varier indépendamment. Remarquons enfin que $[x]$ n'apparaît qu'une fois dans f_4, et que l'ensemble image de la fonction est $\left[-\frac{1}{4}, 2\right]$. $[f_4]$ est donc minimale.

4.2.5 Inversion ensembliste

Considérons un ensemble $\mathbb{X}$ dans $\mathbb{R}^n$ et une fonction $\boldsymbol{f} : \mathbb{R}^n \longmapsto \mathbb{R}^m$. Soit $\mathbb{Y}$ un sous-ensemble de $\mathbb{R}^m$ défini comme suit :

$$\mathbb{Y} = \boldsymbol{f}(\mathbb{X}) \tag{4.9}$$

L'inversion d'ensembles permet de caractériser l'ensemble $\mathbb{X}$, comme l'image réciproque par la fonction $\boldsymbol{f}$ de l'ensemble $\mathbb{Y}$:

$$\mathbb{X} = \{\boldsymbol{x} \in \mathbb{X} \mid \boldsymbol{f}(\boldsymbol{x}) \in \mathbb{Y}\} = \boldsymbol{f}^{-1}(\mathbb{Y}) \tag{4.10}$$

Le problème d'inversion ensembliste peut être résolu par le biais de l'algorithme SIVIA (*Set Inversion Via Interval Analysis*) [Jaulin et Walter, 1993]. SIVIA est un algorithme récursif permettant d'obtenir, en partant d'un pavé initial assez large, deux sous-ensembles encadrant l'ensemble solution $\mathbb{X}$, tel que :

$$\underline{\mathbb{X}} \subseteq \mathbb{X} \subseteq \overline{\mathbb{X}} \tag{4.11}$$

L'approximation, ou encadrement, **intérieure** $\underline{\mathbb{X}}$ représente l'ensemble des pavés dont on a pu prouver qu'ils étaient **acceptables**, ou *faisables*. Les éléments de $\underline{\mathbb{X}}$ sont tous solutions, mais il peut y avoir des solutions admissibles qui ne sont pas contenues dans $\underline{\mathbb{X}}$. Un pavé est acceptable s'il vérifie le relation $[\boldsymbol{x}] \subseteq \mathbb{X}$. A l'opposé si on démontre que $[\boldsymbol{x}] \cap \mathbb{X} = \emptyset$, alors le pavé $[\boldsymbol{x}]$ est **inacceptable** et sera supprimé. Dans le cas échéant, si le pavé est ni acceptable ni inacceptable, on dit que le pavé $[\boldsymbol{x}]$ est **ambigu**. L'algorithme va donc découper le pavé ambigu en deux sous-pavés, et ils seront testés à leur tour pour déterminer s'ils peuvent être gardés ou rejetés. Le processus est itéré à nouveau jusqu'à obtenir un pavé dont la largeur atteint un certain seuil, $\varepsilon > 0$, fixé par l'utilisateur. Dans tous les autres cas, le pavé sera dit **indéterminé**.

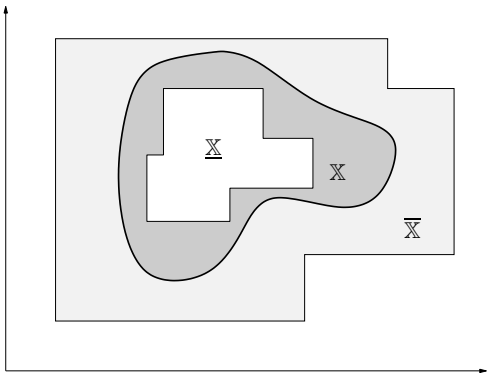


FIG. 4.5: Approximations intérieure et extérieure de l'ensemble solution au problème d'inversion ensembliste.

L'acceptabilité ou non d'un pavé est déterminée en vérifiant les deux tests d'inclusion suivants :

$$[\boldsymbol{f}]([\boldsymbol{x}]) \subset \mathbb{Y} \;\Rightarrow\; [\boldsymbol{x}] \subseteq \mathbb{X} \tag{4.12}$$

$$[\boldsymbol{f}]([\boldsymbol{x}]) \cap \mathbb{Y} = \emptyset \;\Rightarrow\; [\boldsymbol{x}] \cap \mathbb{X} = \emptyset \tag{4.13}$$

L'approximation **extérieure**, $\overline{\mathbb{X}}$, est définie par la relation :

$$\overline{\mathbb{X}} = \underline{\mathbb{X}} \cup \Delta\mathbb{X} \tag{4.14}$$

C'est l'union de $\underline{\mathbb{X}}$ et de l'ensemble des pavés indéterminés, $\Delta\mathbb{X}$. Il contient toutes les solutions, si elles existent, mais aussi des éléments non admissibles.

Exemple 4.2.5 ***SIVIA par l'exemple.***

Soit une inéquation formulée par :

$$\mathbb{X} = \{(x, y) \in \mathbb{R}^2 \mid 1 \leq x^2 + y^2 \leq 2\}$$

Le pavé initial est donné par $[\boldsymbol{x}_0] = [-3, 3] \times [-3, 3]$ *et sera fixé à une largeur minimum* $\varepsilon = 0.02$*. La figure 4.6 est le résultat obtenu avec SIVIA. Le blanc représente les pavés inacceptables, le rouge les indéterminés et le jaune les acceptables. On constate l'affichage sur cette figure des opérations de bissection traduites par les différentes tailles de pavés.*

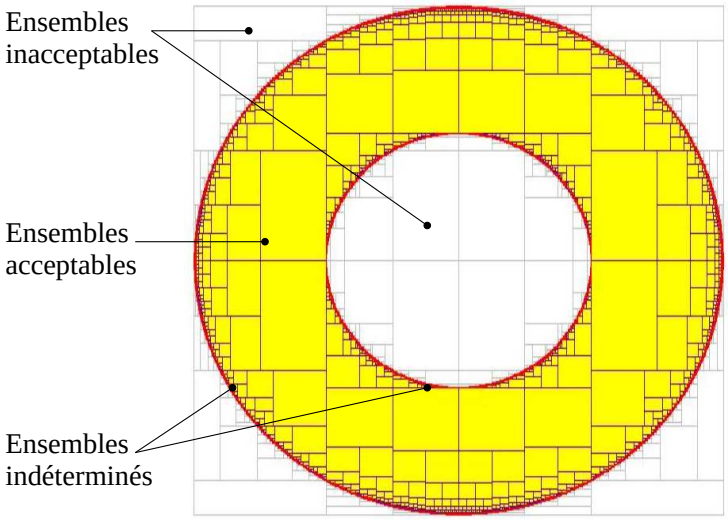


FIG. 4.6: Exemple d'une résolution d'une inéquation par SIVIA.

La complexité de l'algorithme SIVIA est exponentielle par rapport à la dimension du vecteur de variables. Le nombre de bissections effectuées est inférieur à [Jaulin et Walter, 1993] :

$$N = \left(\frac{w([\boldsymbol{x}_0])}{\varepsilon} + 1 \right)^n \tag{4.15}$$

où $[\boldsymbol{x}_0]$ est le pavé initial de recherche et n la dimension du vecteur $[\boldsymbol{x}]$. Cet algorithme est donc utilisable pour un nombre de variables ne dépassant pas deux ou trois. Le cas échéant, et pour un grand nombre de paramètres, SIVIA est alors associé à des *contracteurs*, permettant de limiter le nombre de bissections.

4.2.6 Problème de satisfaction de contraintes

On appelle *contrainte* une relation, logique, entre différentes variables, en général inconnues, chacune prenant ses valeurs dans un ensemble donné. Ainsi une contrainte restreint les valeurs que peuvent prendre simultanément les variables. Par exemple, la contrainte $x-2y=45$ limite les valeurs que l'on peut affecter aux variables x et y.

Un problème de satisfaction de contraintes (CSP - *Constraint Statisfaction Problem*) s'exprime de la manière suivante :

$$\mathcal{H} : (\mathbf{g}(\boldsymbol{x}) = \mathbf{0},\ \boldsymbol{x} \in [\boldsymbol{x}]_0) \tag{4.16}$$

L'ensemble solution de $\mathcal{H}$ est défini par :

$$\mathbb{S} = \{\ \boldsymbol{x} \in [\boldsymbol{x}] \mid \mathbf{g}(\boldsymbol{x}) = \mathbf{0}\ \} \tag{4.17}$$

La contraction d'un pavé $\boldsymbol{x}$ consiste à réduire le domaine $[\boldsymbol{x}]$ tant que l'ensemble des solutions $\mathbb{S}$ reste inchangé. Pour cela, on élimine les valeurs de $[\boldsymbol{x}]$ telles que $\mathbf{g}(\boldsymbol{x}) \neq \mathbf{0}$. Ces valeurs sont considérées comme **inconsistantes** car elles ne respectent pas les contraintes imposées. Par opposition on parlera de valeurs **consistantes**. Un contracteur, pour l'ensemble solution $\mathbb{S}$, est représenté par l'opérateur $\mathcal{C}_{\mathbb{S}}$.

On peut trouver, dans la littérature [Jaulin *et al.*, 2001], [Moore, 1966], [Neumaier, 1990], différentes méthodes pour contracter un CSP . Cependant, elles restent limités à des problèmes dont le nombre de contraintes est égal au nombre de variables.

La **propagation-rétropropagation de contraintes** est une méthode de contraction particulière dont l'opérateur de contraction est notée $\mathcal{C}_{\downarrow\uparrow}$. Elle est basée sur l'écriture d'une même contrainte sous différentes formes, dont la particularité est d'isoler successivement les variables intervenant dans ces contraintes et de ainsi réduire les domaines admissibles des variables considérées. La procédure est itérée tant que la contraction (i.e. la réduction des domaines) est significative. Cette technique permet de réduire efficacement les pavés de recherche initiaux qui ont été choisis de façon non raisonnable [Davis, 1987], [Jaulin *et al.*, 2001], [Jaulin *et al.*, 2002], [Moore, 1966], [Neumaier, 1990].

L'algorithme de contraction va décomposer les contraintes en contraintes dites *primitives*, c'est-à-dire que les contraintes vont être reformulées de manière à ne contenir qu'une opération arithmétique (comme l'addition ou la multiplication) entre deux variables ou une fonction élémentaire ($\exp$, $\sin$, $\log$, etc.). Un ensemble de variables intermédiaires est alors introduit. C'est la phase de propagation. L'étape qui suit calcule l'intersection de la nouvelle valeur déterminée dans la phase de contraction avec la valeur précédente connue (projection des contraintes), permettant ainsi d'éliminer des valeurs inconsistantes aux domaines des variables considérées. C'est la phase de rétropropagation.

La contraction est interrompue lorsque l'opération ne parvient plus à réduire les ensembles courants ou que ceux-ci ne sont plus significatifs au sens d'un seuil défini sur les largeurs des pavés. On atteint alors un *point fixe* dans l'espace des variables du CSP. Nous obtenons ainsi

des domaines pour les variables intervalles dans lesquelles ont été supprimés des éléments non consistants. On ne peut cependant garantir que tous les éléments inconsistants aient été éliminés.

Exemple 4.2.6 ***Propagation-rétropropagation de contraintes [Jaulin* et al.*, 2001].***

Soit la contrainte $\boldsymbol{f}(\boldsymbol{x}) = 0$ *avec* $\boldsymbol{f}(\boldsymbol{x}) = x_1 \exp(x_2) + \sin(x_3)$*. Il est possible de décomposer cette contrainte en opérations élémentaires de la manière suivante :*

$$\begin{aligned} a_1 &= \exp(x_2) \\ a_2 &= x_1 a_1 \\ a_3 &= \sin(x_3) \\ y &= a_2 + a_3 \end{aligned}$$

La phase de propagation consiste ici à calculer le domaine de la variable intermédiaire y consistant avec les domaines des autres variables (étapes 1 à 4). L'étape 5 est un test permettant de vérifier que la valeur 0 *est incluse ou non dans le domaine de* y*. Si cette opération donne un ensemble vide, les domaines des variables ne respectent pas la contrainte. La contraction est donc interrompue. La phase de rétropropagation, consiste à éliminer les parties des domaines des variables qui ne sont pas consistantes avec* $[y]$ *(étapes 6 à 11).*

Algorithme 1 : Contrateur propagation-rétropropagation, $\mathcal{C}_{\downarrow\uparrow}$

1 $[a_1] := \exp([x_2]) \cap [a_1]$ // *Phase de propagation*
2 $[a_2] := [x_1] * [a_1] \cap [a_2]$
3 $[a_3] := \sin([x_3]) \cap [a_3]$
4 $[y] := [a_2] + [a_3 \cap [y]]$
5 $[y] := [y] \cap \{0\}$
6 $[a_2] := ([y] - [a_3]) \cap [a_2]$ // *Phase de rétropropagation*
7 $[a_3] := ([y] - [a_2]) \cap [a_3]$
8 $[x_3] := \sin^{-1}([a_3]) \cap [x_3]$
9 $[a_1] := ([a_2]/[x_1]) \cap [a_1]$
10 $[x_1] := ([a_2]/[a_1]) \cap [x_1]$
11 $[x_2] := \log([a_1]) \cap [x_2]$

Si l'on souhaite itérer les opérations de contraction, et donc réduire à nouveau le résultat obtenu, il est nécessaire de casser le point fixe, réalisé classiquement en bissectant les domaines résultats. On obtient ainsi deux sous-pavés auxquels on applique la contraction pour les réduire, et ainsi de suite. Ceci a pour effet de supprimer d'autres éléments inconsistants. En contre partie on augmente la complexité de l'algorithme de calcul.

4.3 L'arithmétique d'intervalles pour l'estimation de la posture

4.3.1 L'estimation d'état

Prenons un système dans sa représentation d'état, composée d'une équation d'évolution, traduisant la dynamique du système, et d'une équation d'observation. Elle se met sous la forme générale suivante :

$$\left\{ \begin{array}{rcl} \dot{\boldsymbol{x}}(t) & = & \boldsymbol{f}(\boldsymbol{x}(t), \boldsymbol{u}(t), \boldsymbol{w}(t)) \\ \boldsymbol{y}(t) & = & \boldsymbol{g}(\boldsymbol{x}(t), \boldsymbol{u}(t), \boldsymbol{w}(t)) \end{array} \right. \tag{4.18}$$

où $\boldsymbol{x}$ est l'état du système et $\boldsymbol{u}$ les entrées du système, avec $t \in [t_0, T]$. La deuxième équation modélise les sorties mesurables $\boldsymbol{y}$ du système. Cette équation différentielle est accompagnée de conditions initiales, $\boldsymbol{x}(t_0) = \boldsymbol{x}_0$, pouvant être complètement spécifiées.

Le modèle du système et l'observation n'étant pas parfait et sachant que les mesures sont souvent sujettes aux bruits inhérents aux capteurs, il est possible d'introduire une erreur, ou perturbation, $\boldsymbol{w}$, dans le modèle qui permet, non pas de modéliser, mais de prendre en compte ces sources d'incertitudes.

Pour réaliser l'estimation d'état, le modèle d'état étant supposé connu, nous mesurons les valeurs de $\boldsymbol{y}$ et cherchons à retrouver l'état du système $\boldsymbol{x}$. Pour se faire, le système dynamique peut être écrit de la manière suivante :

$$\left\{ \begin{array}{rcl} \dot{\boldsymbol{x}}_k & = & \boldsymbol{f}(\boldsymbol{x}_k, \boldsymbol{u}_k, \boldsymbol{w}_k) \\ \boldsymbol{y}_k & = & \boldsymbol{g}(\boldsymbol{x}_k, \boldsymbol{u}_k, \boldsymbol{w}_k) \end{array} \right. \tag{4.19}$$

Si l'on se réfère à notre problème, nous cherchons à estimer les variables articulaires $\boldsymbol{q}$ d'après la mesure de certaines grandeurs que l'on définit par le vecteur des paramètres $\boldsymbol{p}$. Le vecteur d'état est choisi comme étant $\boldsymbol{x} = \left[\begin{array}{cc} \boldsymbol{q} & \dot{\boldsymbol{q}} \end{array} \right]^{\mathrm{T}}$. L'équation (4.19) s'écrit alors :

$$\left\{ \begin{array}{rcl} \dot{\boldsymbol{x}}_k & = & \boldsymbol{f}(\boldsymbol{x}_k, \boldsymbol{p}_k) \\ \boldsymbol{y}_k & = & \boldsymbol{g}(\boldsymbol{x}_k, \boldsymbol{p}_k) \end{array} \right. = \left[\begin{array}{c} \dot{\boldsymbol{q}}_k \\ \ddot{\boldsymbol{q}}_k \end{array} \right] \tag{4.20}$$

avec :

$$\ddot{\boldsymbol{q}}_k = \mathbf{M}^{-1}(\boldsymbol{q}_k) \left(\boldsymbol{\Gamma}_k + \boldsymbol{\Gamma}_{c_k} - \mathbf{N}(\boldsymbol{q}_k, \dot{\boldsymbol{q}}_k)\, \dot{\boldsymbol{q}}_k - \mathbf{G}(\boldsymbol{q}_k) \right) \tag{4.21}$$

Le calcul du nouvel état $\boldsymbol{x}_{k+1}$ est basé sur le modèle dynamique ainsi que sur la connaissance de l'état courant $\boldsymbol{x}_k$ et des paramètres $\boldsymbol{p}_k$. Si l'on utilise les méthodes ensemblistes, il faut calculer le domaine du nouvel état $[\boldsymbol{x}_{k+1}]$ à partir du domaine de l'état courant $[\boldsymbol{x}_k]$ et de paramètres $[\boldsymbol{p}_k]$.

La recherche dans le cadre de la résolution des équations différentielles ordinaires en présence d'intervalles constitue une classe de problèmes à part entière dans le domaine des mathématiques [Nedialkov, 1999] et pour l'estimation d'état [Raïssi *et al.*, 2004].

La première étape avant de réaliser une marche consiste à définir la posture de démarrage à un pas. La connaissance de la posture initiale est déterminante dans la résolution de la dynamique traduisant le mouvement. Le point fondamental dans ce travail de thèse est donc la détermination de l'état initial du patient traduisant sa posture en station debout en condition quasi-statique (vitesses et accélérations nulles).

Nous avons formulé ce problème comme un problème soumis à des contraintes sur l'état et sur les paramètres de mesure. Ces contraintes peuvent s'exprimer sous la forme d'appartenance à des domaines que nous appellerons **domaines admissibles**. Nous nous intéressons donc à déterminer l'état du système, c'est-à-dire la posture, tout en s'assurant que le système restera bien dans les domaines admissibles.

4.3.2 Application

Déterminer la posture des membres supérieurs du patient revient à évaluer les positions articulaires que l'on a définies dans le chapitre 3, pour chacun des modèles. Pour ce faire, on reprend les équations (3.7), (3.8) et (3.41), ainsi que (3.16), (3.17), (3.18), (3.19), (3.20), (3.21) et (3.51) que l'on reformule comme un problème de satisfaction de contraintes. On rappelle qu'un CSP (Problème de Satisfaction de Contraintes) est modélisé sous la forme d'un ensemble de contraintes posées sur des variables, chacune de ces variables prenant ses valeurs dans un domaine. De façon plus formelle, un CSP est exprimé par un triplet ($\mathcal{X}$,$\mathcal{D}$,$\mathcal{C}$) tel que :

- $\mathcal{X} = \{x_1, x_2, \ldots, x_n\}$ est l'ensemble des n variables inconnues du problème,
- $\mathcal{D} = \{[x_1], [x_2], \ldots, [x_n]\}$ est l'ensemble des n domaines associés aux variables,
- $\mathcal{C} = \{C_1, C_2, \ldots, C_m\}$ est l'ensemble des m contraintes. Chaque contrainte C_j est une relation entre certaines variables de $\mathcal{X}$, restreignant les valeurs que peuvent prendre simultanément ces variables.

Les contraintes sont exprimées par la relation :

$$\mathbf{g}(\boldsymbol{q}) = \boldsymbol{y} \tag{4.22}$$

où $\boldsymbol{y}$ correspond aux quantités que l'on va directement mesurer au travers des expérimentations. La posture du patient est donnée par le vecteur $\boldsymbol{q}$, qui peut être obtenu en résolvant l'équation (4.22). Si les quantités mesurées $\boldsymbol{y}$ étaient connues parfaitement, alors le problème pourrait être résolu analytiquement en calculant le modèle géométrique inverse, permettant d'associer aux coordonnées cartésiennes des articulations, les valeurs angulaires correspondantes.

Durant la procédure de contraction, l'équation (4.22) doit être vérifiée pour les domaines admissibles $\boldsymbol{y} \in [\underline{\boldsymbol{y}}, \overline{\boldsymbol{y}}]$. Si ce n'est pas le cas, il n'y aura pas de solution au problème. La propagation des contraintes va permettre de contracter les pavés $\boldsymbol{q}_i$ mais son comportement sera lié à la formulation de $\mathbf{g}(\boldsymbol{q})$.

On formule ainsi les CSP pour les cas 2-D et 3-D de la manière suivante :

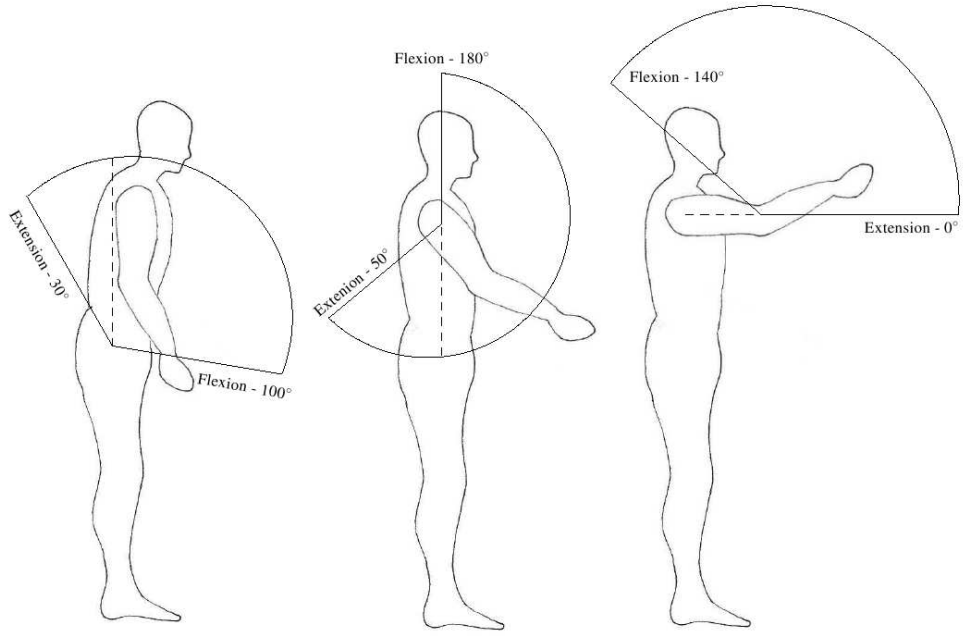


FIG. 4.7: Les butées articulaires pour q_1, q_2 et q_3.

$$\mathcal{H}_1 : \begin{cases} \mathcal{X} : & \{q_1, q_2, q_3, \mathrm{P}^m_x, \mathrm{P}^m_z, \theta\} \\ \mathcal{D} : & \{[q_1], [q_2], [q_3], [\mathrm{P}^m_x], [\mathrm{P}^m_z], [\theta]\} \\ C_1 : & \mathrm{P}^m_x = l_2 \sin(q_1) + l_3 \sin(q_1 + q_2) + l_4 \sin(q_1 + q_2 + q_3) \\ C_2 : & \mathrm{P}^m_z = l_1 + l_2 \cos(q_1) + l_3 \cos(q_1 + q_2) + l_4 \cos(q_1 + q_2 + q_3) \\ C_3 : & \theta = q_1 + q_2 + q_3 - \pi \end{cases}$$

$$\mathcal{H}_2 : \begin{cases} \mathcal{X} : & \{q_1, q_3, q_4, q_5, q_7, q_8, q_9, \mathbf{P}_{\mathrm{main_d}}, \mathbf{P}_{\mathrm{main_g}}, \theta^d_s, \theta^g_s, \theta^d_f, \theta^g_f\} \\ \mathcal{D} : & \{[q_1], [q_3], [q_4], [q_5], [q_7], [q_8], [q_9], [\mathbf{P}_{\mathrm{main_d}}], [\mathbf{P}_{\mathrm{main_g}}], [\theta^d_s], [\theta^g_s], [\theta^d_f], [\theta^g_f]\} \\ C_1 : & \mathrm{P}^{md}_x = (l_5\mathrm{S}_{45} + l_4\mathrm{S}_4)\ \mathrm{C}_1 - [l_2 - l_3\mathrm{S}_2 - (l_5\mathrm{C}_{45} + l_4\mathrm{C}_4)\ \mathrm{C}_{23}]\ \mathrm{S}_1 \\ C_2 : & \mathrm{P}^{md}_y = l_1 + (l_5\mathrm{S}_{45} + l_4\mathrm{S}_4)\ \mathrm{S}_1 + [l_2 - l_3\mathrm{S}_2 - (l_5\mathrm{C}_{45} + l_4\mathrm{C}_4)\ \mathrm{C}_{23}]\ \mathrm{C}_1 \\ C_3 : & \mathrm{P}^{md}_z = l_3\mathrm{C}_2 - (l_5\mathrm{C}_{45} + l_4\mathrm{C}_4)\ \mathrm{S}_{23} \\ C_4 : & \mathrm{P}^{mg}_x = (l_8\mathrm{S}_{89} + l_7\mathrm{S}_8)\ \mathrm{C}_1 - [l_2 + l_6\mathrm{S}_6 - (l_8\mathrm{C}_{89} + l_7\mathrm{C}_8)\ \mathrm{C}_{67}]\ \mathrm{S}_1 \\ C_5 : & \mathrm{P}^{mg}_y = l_1 + (l_8\mathrm{S}_{89} + l_7\mathrm{S}_8)\ \mathrm{S}_1 + [l_2 + l_6\mathrm{S}_6 - (l_8\mathrm{C}_{89} + l_7\mathrm{C}_8)\ \mathrm{C}_{67}]\ \mathrm{C}_1 \\ C_6 : & \mathrm{P}^{mg}_z = -l_6\mathrm{C}_6 - (l_8\mathrm{C}_{89} + l_7\mathrm{C}_8)\ \mathrm{S}_{67} \\ C_7 : & \theta^d_s = q_1 + q_4 + q_5 \cos(q_3) \\ C_8 : & \theta^g_s = q_1 + q_8 + q_9 \cos(q_7) \\ C_9 : & \theta^d_f = q_5 \sin(q_3) - q_3 \\ C_10 : & \theta^g_f = q_9 \sin(q_7) - q_7 \end{cases}$$

L'encadrement du paramètre θ_i est directement obtenu par les valeurs des forces mesurées, définies avec une certaine incertitude, et ensuite comparé à son expression formelle. Les variables articulaires recherchées sont initialisées par des domaines assez larges, mais choisis en fonction de leurs valeurs de butées articulaires, illustrées par la figure 4.7.

Pour déterminer les solutions de postures admissibles satisfaisant les CSP $\mathcal{H}_1$ et $\mathcal{H}_2$, nous résolvons le problème grâce à un solveur, qui implémente les techniques de propagation et de rétropropagation de contraintes, conjuguées avec la méthode d'inversion d'ensembles SIVIA, basée sur la bissection de pavés. L'algorithme permet alors de trouver un ensemble de postures possibles et garanties, tout en caractérisant les incertitudes liées aux différents paramètres du modèle. La version de SIVIA avec le contracteur $\mathcal{C}_{\downarrow\uparrow}$ qui sera utilisée dans la suite de cette thèse est décrite dans l'algorithme ci-après.

Algorithme 2 : **SIVIA**($[\boldsymbol{q}]$, $[\boldsymbol{y}]$, $[\mathrm{g}]$, ε)

1 $[\boldsymbol{q}] := \mathcal{C}_{\downarrow\uparrow}([\boldsymbol{q}])$ // *Phase de contraction*
2 **si** ($[\boldsymbol{q}] = \emptyset$) **alors** // *Test si l'ensemble solution contracté est vide*
3 rejeter $[\boldsymbol{q}]$
4 **sinon**
5 **si** ($[\mathrm{g}]([\boldsymbol{q}]) \subseteq [\boldsymbol{y}]$) **alors** // *Test d'inclusion*
6 { $\underline{\mathbb{S}} := \underline{\mathbb{S}} \cup [\boldsymbol{q}]$;
7 $\overline{\mathbb{S}} := \overline{\mathbb{S}} \cup [\boldsymbol{q}]$; };
8 **si** $w([\boldsymbol{q}]) > \varepsilon$ **alors**
9 { bissecter $[\boldsymbol{q}]$ en $[\boldsymbol{q}_1]$ et $[\boldsymbol{q}_2]$ };
10 **sinon**
11 { $\overline{\mathbb{S}} := \overline{\mathbb{S}} \cup [\boldsymbol{q}]$ };
12 **SIVIA**($[\boldsymbol{q}_1]$, $[\boldsymbol{y}]$, $[\mathrm{g}]$, ε);
13 **SIVIA**($[\boldsymbol{q}_2]$, $[\boldsymbol{y}]$, $[\mathrm{g}]$, ε);

4.4 Conclusion

Nous avons introduit dans ce chapitre les notions d'analyse par intervalles conjuguée avec la modélisation biomécanique du corps humain. Ce modèle est décrit dans le plan sagittal et permet de définir des contraintes géométriques ainsi que l'interaction liée au patient et à son interface de déambulation. Le problème de l'estimation de la posture, c'est-à-dire la détermination des positions articulaires du corps humain, à partir du vecteur d'effort mesuré par les poignées, est un problème inverse admettant un grand nombre de solutions. Nous reformulons alors le problème sous forme d'un problème de satisfaction de contraintes (CSP) que nous résolvons grâce à SIVIA et le contracteur de propagation-rétropropagation de contraintes, via l'arithmétique par intervalles.

Dans le chapitre suivant, nous proposons de valider notre méthodologie et d'en explorer ses limites au travers d'expérimentations menées d'abord sur des sujets valides puis sur des patients atteints de paraplégie. En plus d'estimer la posture, au travers de ce travail, nous voulions mettre

en évidence le couplage étroit entre les actions des membres supérieurs avec les membres inférieurs sous SEF via les mesures de capteurs d'efforts exercées sur les poignées d'un cadre de support. Les expérimentations sur les patients paraplégiques ont eu lieu dans le centre clinique spécialisé, Propara, localisé à Montpellier.

Chapitre 5

Expérimentations

NOUS présentons dans ce chapitre la validation expérimentale de la méthodologie exposée dans le chapitre précédent. Les travaux d'expérimentation ont été un point clé dans cette étude. Nous avons pu extraire certains points intéressants, notamment dans la limitation de la méthode proposée, qui est valable pour certains cas, mais qui malgré tout nous a permis d'aller plus loin dans l'analyse du comportement du patient sous SEF et de ce fait sur la modélisation.

Sommaire

5.1 Le déambulateur instrumenté 66
5.2 Expérimentations avec des sujets valides 67
5.2.1 Utilisation du déambulateur instrumenté 67
5.2.2 Utilisation de barres parallèles instrumentées 73
5.3 Expérimentations avec des sujets paraplégiques 77
5.3.1 Instrumentation 78
5.3.2 Description du protocole 79
5.3.3 Résultats 81
5.4 Conclusion 85

5.1 Le déambulateur instrumenté

En vue d'adapter le déambulateur à la marche d'un patient paraplégique, un nouveau type de déambulateur a été imaginé et conçu au sein du projet DEMAR (voir la figure 5.1). L'une des innovations de ce système est sa structure ouverte à l'avant afin que le patient puisse avoir une plus grande liberté de mouvement, comme s'approcher d'une table sans que le déambulateur le gêne.

Lors d'une stimulation électrique fonctionnelle, le patient se fatigue rapidement, le déambulateur est alors équipé d'un siège, réglable en hauteur, lui permettant de s'asseoir dès que le besoin s'en fait ressentir. Deux moteurs sont situés au niveau des deux roues arrières permettant ainsi au déambulateur de s'immobiliser à l'arrêt et d'avancer avec le patient lors d'un pas, évitant ainsi de fournir un effort supplémentaire pour transporter le déambulateur. Les deux roues à l'avant sont des roues folles afin que le patient puisse négocier les virages avec aisance. Deux capteurs d'efforts six-axes, mesurant les forces et les moments dans les trois directions de l'espace, sont situés à la base de chaque poignée, afin de rendre compte des actions volontaires des membres supérieurs de l'utilisateur.

Après de nombreux essais avec ce prototype, impliquant des sujets valides, nous nous sommes rendu compte que celui-ci n'était pas adapté à l'étude que nous souhaitions mener. Il nous a donc été nécessaire de revoir la structure même, ainsi que l'ergonomie, de la première version du déambulateur. En effet, compte tenu d'un assemblage peu rigide du cadre, du fait aussi de l'ouverture à l'avant, nous avons constaté des vibrations trop importantes de la structure lors de son utilisation. De ce fait, la sécurité du patient n'aurait pas été assurée et les mesures, issues des capteurs d'efforts, trop bruitées, n'auraient pas été exploitables.

Ainsi une deuxième version du déambulateur instrumenté a été imaginée et développée avec le logiciel de CAO, SolidWorks^{TM}. Il est représenté sur la figure 5.2. La nouvelle version du déambulateur tient compte de ces problématiques, tout en conservant les caractéristiques initiales, c'est à dire une structure ouverte à l'avant, équipé d'un siège et muni des deux capteurs d'efforts.



FIG. 5.1: Prototype du déambulateur instrumenté.



FIG. 5.2: Version 2 du déambulateur instrumenté.

Le nouveau déambulateur est en cours de validation technologique. En attendant, lors des expérimentations avec des patients paraplégiques, nous avons utilisé un système de barres parallèles dotées de poignées munis des capteurs d'efforts.

5.2 Expérimentations avec des sujets valides

Afin de valider la méthodologie présentée dans le chapitre 4, nous avons entrepris, dans un premier temps, des expérimentations avec des sujets valides. Les tests furent réalisés avec la première version du déambulateur instrumenté puis avec des barres parallèles instrumentées.

Dans les deux cas de figure, nous avons obtenu des résultats encourageants, ce qui nous a amené à mettre en oeuvre un protocole d'expérimentation avec des sujets paraplégiques.

5.2.1 Utilisation du déambulateur instrumenté

Les candidats

Cinq sujets ont participé à cette étude expérimentale. Leurs caractéristiques physiques sont données dans le tableau 5.1.

Sujet	Taille (cm)	Poids (kg)	l_1 (m)	l_2 (m)	l_3 (m)	l_4 (m)
S1	173	69	0.92	0.50	0.32	0.25
S2	173	58	0.92	0.50	0.32	0.25
S3	183	65	0.97	0.53	0.34	0.27
S4	195	90	1.03	0.56	0.36	0.28
S5	172	75	0.91	0.50	0.32	0.25

TAB. 5.1: Caractéristiques physiques des sujets valides.

Le procédé expérimental[1]

Le matériel utilisé pendant les essais comprenait :
- le déambulateur (cf. figure 5.1) ;
- deux capteurs d'efforts six axes (type Nano25, ATI Industrial Automation Inc.), montés sous chacune des poignées du déambulateur ;
- un ordinateur portable permettant l'affichage et l'enregistrement en temps réel des efforts exercés.

Il a été demandé à chaque personne de saisir le plus naturellement possible les poignées du déambulateur, d'adopter une posture équivalente à celle qui pourrait être prise par un paraplégique en station debout (cf. figure 5.3) et de la tenir pendant au moins une minute.

[1] N'ayant pas de système de capture de mouvement au moment de l'expérience, la mesure de la posture réelle (i.e. les positions articulaires de la hanche, de l'épaule et du coude) a été réalisée de manière empirique. Cette mesure sera comparée avec les résultats obtenus par la méthodologie d'estimation de posture.



FIG. 5.3: Sujet valide sur le déambulateur instrumenté.

Les mesures ont été effectuées dans le plan sagittal. La longueur de chaque membre a été mesurée directement sur les sujets (cf. tableau 5.1). Les données mesurées ont été traitées et analysées en utilisant le logiciel Matlab.

Mesures et résultats

Au moment de l'expérimentation, seulement un seul des deux capteurs d'efforts était employé pour la mesure. En effet l'un d'eux n'était plus correctement étalonné, ce qui avait pour effet de fournir des mesures érronées. Cela n'a pas posé de problèmes particuliers étant donné que nous effectuons toutes les mesures dans le plan sagittal.

Après chaque essai avec un candidat, les mesures effectuées nous ont permis d'obtenir les domaines admissibles sur les variables P_x^m, P_z^m et θ. Ils sont précisés dans le tableau 5.2.

Sujet	P_x^m (m)	P_z^m (m)	θ (deg)
S1	[0.10 , 0.30]	[0.945 , 0.955]	[-57 , -6.27]
S2	[0.10 , 0.30]	[0.945 , 0.955]	[-68.36 , 12.5]
S3	[0.10 , 0.36]	[0.945 , 0.955]	[-87.57 , -34.14]
S4	[0.10 , 0.30]	[0.945 , 0.955]	[-7.88,-4.08]
S5	[0.10 , 0.28]	[0.945 , 0.955]	[-44 , -32]

TAB. 5.2: Définition des domaines admissibles.

Les domaines de recherche pour les variables articulaires q_1, q_2 et q_3 sont restreints à la connaissance des butées naturelles de chacune de ces articulations. On rappelle que les mouvements de flexion et d'extension sont :

– pour la hanche : 100° en flexion et 30° en extension,
– pour l'épaule : 180° en flexion et 50° en extension,
– pour le coude : 140° en flexion et 0° en extension.

Sachant que durant les expérimentations nous n'atteindrons jamais ces butées, nous avons ainsi exprimé, pour chaque articulation, les domaines de recherche initiaux, en correspondance avec la convention prise lors de l'élaboration de notre modèle :

$$\begin{array}{lcll} q_1 & \in & \text{[-11° , 90°]} & \text{soit 11° en extension et 90° en flexion} \\ q_2 & \in & \text{[90° , 210°]} & \text{soit 30° en extension et 90° en flexion} \\ q_3 & \in & \text{[-103° , 0°]} & \text{soit 0° en extension et 103° en flexion} \end{array}$$

Malgré la difficulté à obtenir des mesures précises dans ces conditions expérimentales, les résultats du sujet cinq présentées ci-après répondent aux exigences des hypothèses que nous nous sommes fixées.

Les mesures d'efforts pendant l'essai avec le cinquième candidat sont représentées sur la figure 5.4. On peut remarquer que les enregistrements des forces, f_x et f_z, sont en adéquation avec les hypothèses (3.40) énoncées dans le chapitre 3.

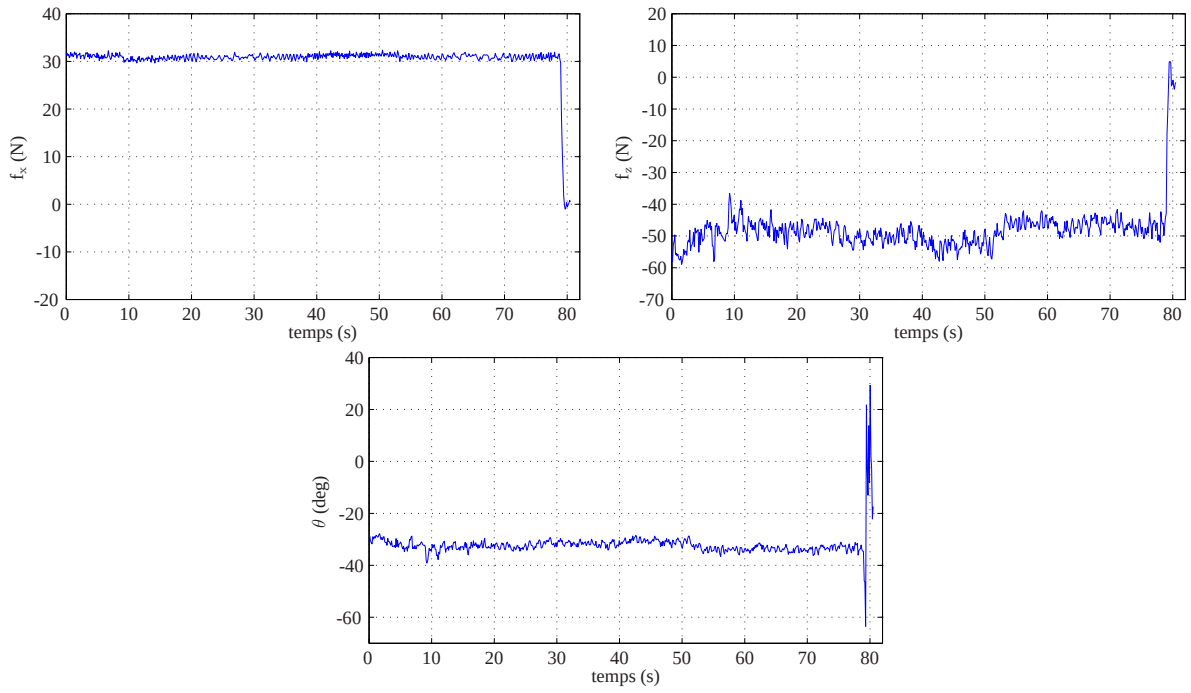


FIG. 5.4: Mesures issues des capteurs d'efforts pour le sujet S5.

Le CSP associé est donc :

$$\mathcal{H}_1 : \begin{cases} \mathcal{X} : & \{q_1, q_2, q_3, \mathrm{P}^h_x, \mathrm{P}^h_z, \theta\} \\ \mathcal{D} : & \{[-11°, 90°], [90°, 210°], [-103°, 0°], [0.10, 0.28], [0.945, 0.955], [-44°, -32°]\} \\ C_1 : & \mathrm{P}^h_x = l_2 \sin(q_1) + l_3 \sin(q_1 + q_2) + l_4 \sin(q_1 + q_2 + q_3) \\ C_2 : & \mathrm{P}^h_z = l_1 + l_2 \cos(q_1) + l_3 \cos(q_1 + q_2) + l_4 \cos(q_1 + q_2 + q_3) \\ C_3 : & \theta = q_1 + q_2 + q_3 - \pi \end{cases}$$

La résolution du problème s'est fait en implémentant l'algorithme SIVIA avec la librairie d'intervalles PROFIL/BIAS[2].

On génère ainsi un ensemble de pavés qui contiennent toutes les solutions compatibles avec le modèle et avec les domaines admissibles sur les mesures. La projection de ces ensembles par rapport aux différentes variables q_1, q_2, q_3 donne une approximation extérieure et intérieure de toutes les solutions. Ainsi pour chaque variable on trouve un intervalle qui contient de manière garantie sa valeur exacte (cf. tableau 5.3). Ces solutions sont illustrées par les graphiques (a), (b) et (c) de la figure 5.5. Les pavés rouges représentent la couche d'incertitude $\Delta\mathbb{S}$ et les bleus encadrent avec précision l'ensemble solution.

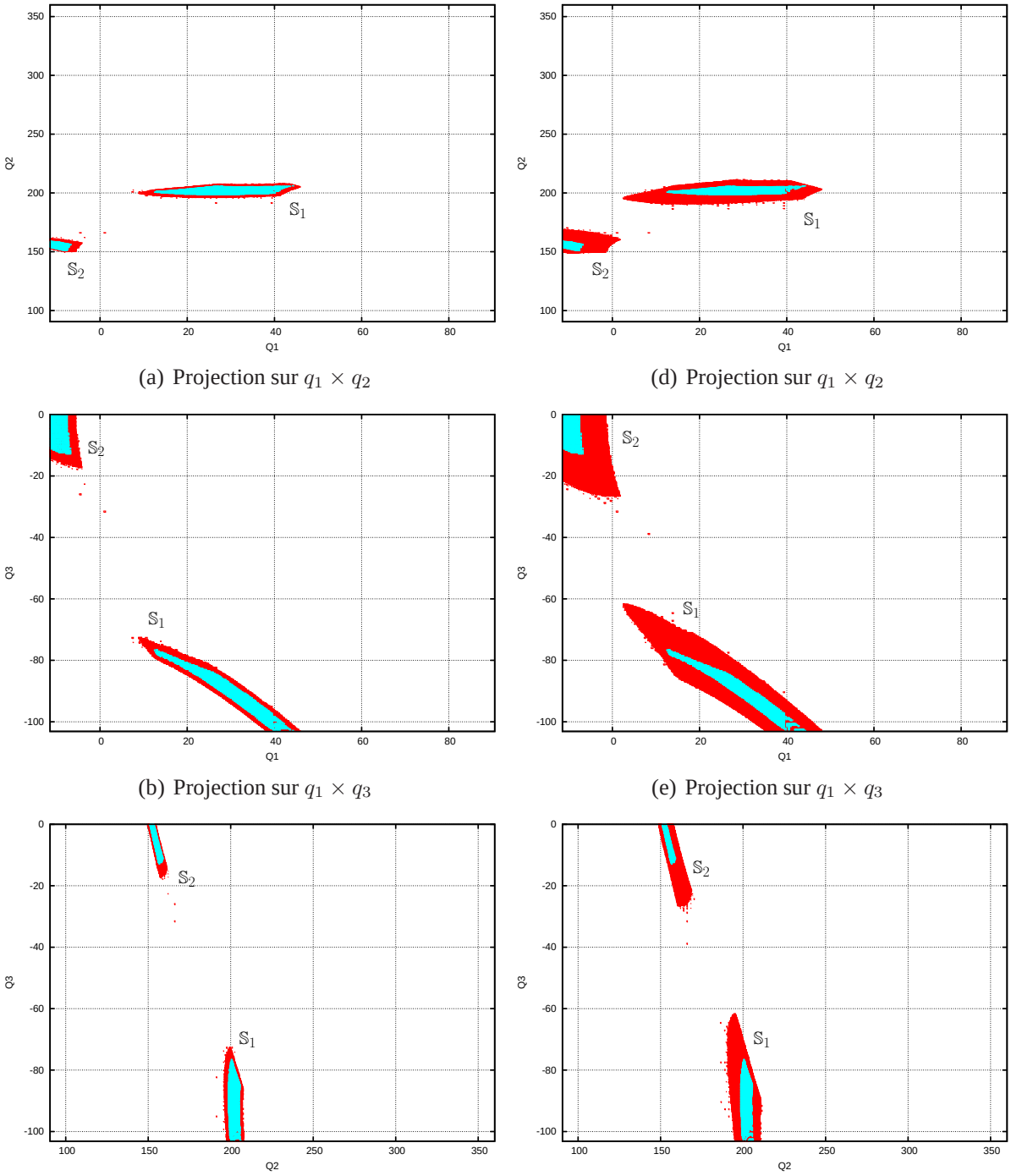
On remarque ici que les ensembles solutions sont constitués de deux sous-ensembles, $\mathbb{S}_1$ et $\mathbb{S}_2$, non-connexes. Il y a donc deux sous-ensembles de postures qui sont conformes avec les contraintes imposées et les butées articulaires définies. Ce type de solution reflète le fait que pour une position fixe de l'avant-bras, définie par le paramètre θ, les articulations de la hanche et de l'épaule ont toujours la possibilité d'accéder à d'autres positions, tout en satisfaisant les contraintes. Aucune des solutions n'est optimale, donc n'importe quelle posture prise dans ces deux solutions est acceptable. On peut noter que la posture réelle (cf. tableau 5.3) est contenue dans l'ensemble solution $\mathbb{S}_1$.

Afin d'observer l'influence de la méconnaissance complète de tous les paramètres du modèle sur la procédure de contraction, nous avons introduit une incertitude de ± 5 millimètres sur la longueur des membres, telles que :

$$l_1 \in [0.905\ ,\ 0.915] \quad l_2 \in [0.495\ ,\ 0.505] \quad l_3 \in [0.315\ ,\ 0.325] \quad l_4 \in [0.245\ ,\ 0.255]$$

Il en résulte les ensembles solutions (d), (e) et (f) de la figure 5.5. Les résultats figurent dans le tableau 5.4. On remarque que pour une incertitude relativement petite sur les longueurs, la couche d'incertitude ici est beaucoup plus importante, comparée à celle obtenue dans le cas précédent. En effet, du fait du nombre important d'occurrences des paramètres et des variables et de plus si l'on augmente le nombre de paramètres incertains, cela introduit un grand pessimisme sur l'évaluation des domaines solutions. Par contre l'approximation intérieure reste pratiquement inchangée.

[2]http ://www.ti3.tu-hardburg.de/



(a) Projection sur $q_1 \times q_2$

(d) Projection sur $q_1 \times q_2$

(b) Projection sur $q_1 \times q_3$

(e) Projection sur $q_1 \times q_3$

(c) Projection sur $q_2 \times q_3$

(f) Projection sur $q_2 \times q_3$

FIG. 5.5: Ensemble des postures solutions pour le sujet S5. (a), (b) et (c) : sans incertitude sur les longueurs ; (d), (e) et (f) : avec incertitude sur les longueurs.

	q_1	q_2	q_3
Posture réelle	30°	205°	-90°
$\underline{\mathbb{S}}_1$ (deg)	[12.44 , 44.40]	[198.35 , 206.38]	[-103.13 , -76.49]
$\overline{\mathbb{S}}_1$ (deg)	[7.39 , 45.95]	[191.38 , 208.16]	[-103.13 , -71.62]
$\underline{\mathbb{S}}_2$ (deg)	[-11.46 , -6.68]	[150.79 , 158.89]	[-13.47 , 0.0]
$\overline{\mathbb{S}}_2$ (deg)	[-11.46 , -3.97]	[149.68 , 166.32]	[-25.41 , 0.0]

TAB. 5.3: Projection des postures solutions pour le sujet S5 ($\varepsilon = 0.3$).

	q_1	q_2	q_3
Posture réelle	30°	205°	-90°
$\underline{\mathbb{S}}_1$ (deg)	[12.5 , 44.5]	[198.5 , 206.0]	[-103.1 , -76.5]
$\overline{\mathbb{S}}_1$ (deg)	[1.2 , 48.0]	[187.0 , 211.8]	[-103.1 , -61.3]
$\underline{\mathbb{S}}_2$ (deg)	[-11.5 , -6.7]	[150.58 , 158.9]	[-13.5 , 0.0]
$\overline{\mathbb{S}}_2$ (deg)	[-11.5 , 2.9]	[148.5 , 174.8]	[-33.8 , 0.0]

TAB. 5.4: Projection des postures solutions pour le sujet S5 ($\varepsilon = 0.3$) avec incertitudes sur les longueurs.

Ce que nous avons montré ici est la faisabilité d'utiliser les outils de l'arithmétique d'intervalles pour l'estimation de la posture. Ceci nous a permis d'envisager d'employer cette méthode dans le cadre d'expérimentations avec des sujets paraplégiques.

Problèmes rencontrés

Durant les expérimentations, nous avons identifié certains inconvénients à l'emploi de notre déambulateur (cf. paragraphe 5.1). Dans l'optique de réaliser des expérimentations avec des patients paraplégiques, nous avons pu noter notamment que la structure du déambulateur ne présentait pas une rigidité suffisamment importante pour supporter le poids d'un patient et donc n'offrait aucune garantie quant à sa sécurité. Ceci laisse à penser que l'utilisateur n'aura aucune confiance dans le système. L'ergonomie est aussi remise en question. La structure telle qu'elle est n'est pas adaptée au le transfert du patient de son fauteuil vers le déambulateur. De plus les poignées sont beaucoup trop petites, ce qui n'offre aucun confort lors d'un maintien assez long. De plus la tige reliant la poignée au déambulateur, est peu pratique pour le placement des mains.

Au vu de ces constatations, la réalisation d'une deuxième version du déambulateur a été envisagée, plus proche des besoins du patient.

Nous avons ainsi préféré utiliser une structure de soutien plus rigide et donc plus sûre pour le patient paraplégique. Les barres parallèles sont fréquemment utilisées dans le cadre de la réhabilitation fonctionnelle et sont donc un choix plus adapté pour notre étude, menée dans un premier temps avec trois sujets valides.

5.2.2 Utilisation de barres parallèles instrumentées

Les candidats

Trois sujets ont participé à cette étude expérimentale. Leurs caractéristiques physiques sont données dans le tableau 5.5.

Sujet	Taille (cm)	Poids (kg)	l_1 (m)	l_2 (m)	l_3 (m)	l_4 (m)
S1	173	69	0.92	0.50	0.32	0.25
S2	183	65	0.97	0.53	0.34	0.27
S3	185	102	0.97	0.57	0.32	0.27

TAB. 5.5: Caractéristiques physiques des sujets valides.

Le procédé expérimental

Le matériel utilisé pendant les essais comprenait :
- des barres parallèles ;
- des poignées réalisées sur mesure pouvant s'adapter facilement sur les barres parallèles ;
- deux capteurs d'efforts six axes (type Nano25, ATI Industrial Automation Inc.), montés sous chacune des poignées

Les six composantes des efforts exercées par le sujet sur les poignées sont affichées et enregistrées en temps réel au travers d'une interface logiciel sur un ordinateur portable.

Une illustration des conditions expérimentales est mise en avant sur la figure 5.6. Le protocole sur ces essais est le même que ceux entrepris avec le déambulateur. Cette fois nous avons porté une attention particulière à la mesure des différents paramètres anthropométriques et géométriques, ainsi qu'à celle des angles articulaires, réalisée toujours dans le plan sagittal.

Mesures et résultats

Les domaines admissibles sur les variables P_x^m, P_z^m et θ sont caractérisés dans le tableau 5.6.

Sujet	P_x^m (m)	P_z^m (m)	θ (deg)
S1	[0.28 , 0.32]	[0.945 , 0.955]	[-50 , -6]
S2	[0.34 , 0.36]	[0.945 , 0.955]	[-60 , -40]
S3	[0.054 , 0.056]	[0.945 , 0.955]	[-6 , -1]

TAB. 5.6: Définition des domaines admissibles.

Les domaines de recherche pour les variables articulaires q_1, q_2 et q_3 sont pris identiques à ceux de l'étude avec le déambulateur.



FIG. 5.6: Expérimentation avec une personne valide.

Les mesures d'efforts obtenues à partir du troisième sujet sont choisies comme exemple pour interpréter les résultats. Les données brutes sur les forces appliquées sur chacune des deux poignées pendant la station debout sont représentées sur la figure 5.7. Les courbes bleue et verte correspondent respectivement aux enregistrements de l'effort exercé par la main gauche et la main droite. La brusque variation au début de l'enregistrement reflète le processus du levé de chaise, puis le sujet adopte une posture érigée. Au milieu de l'enregistrement, le sujet a légèrement changé de posture, ce qui a pour effet d'induire une variation des intensités des forces enregistrées. Les petites oscillations observées sont surement provoquées par les tremblements induits par le sujet et aussi par du bruit sur les mesures. Les enregistrements des forces sont conformes aux hypothèses (3.40) énoncées dans le chapitre 3. Puisque nous avons définis le modèle dans le plan sagittal, seules les données d'une des deux mains ont été employées pour le calcul.

Les projections des approximations intérieure et extérieure, $\underline{\mathbb{S}}$ et $\overline{\mathbb{S}}$, représentant les ensembles solutions, sur l'ensemble des variables $[q_i] \times [q_j]$, pour chacun des sujets, sont spécifiées dans les tableaux 5.7, 5.8 et 5.9. Les domaines solutions contiennent toutes les postures possibles de façon garantie et conforme avec les contraintes imposées. Notons que la posture réelle mesurée, pour chaque sujet, est contenue dans les approximations intérieure et extérieure.

Utilisant l'algorithme SIVIA, les approximations intérieure et extérieure calculées dans l'espace des positions articulaires, illustrées par la figure 5.8, fournissent une évaluation de l'incertitude liée à chaque posture. Les domaines estimés sont assez petits pour être considérés comme valides et, de plus, les pavés représentant les postures solutions, comprennent la valeur réelle.

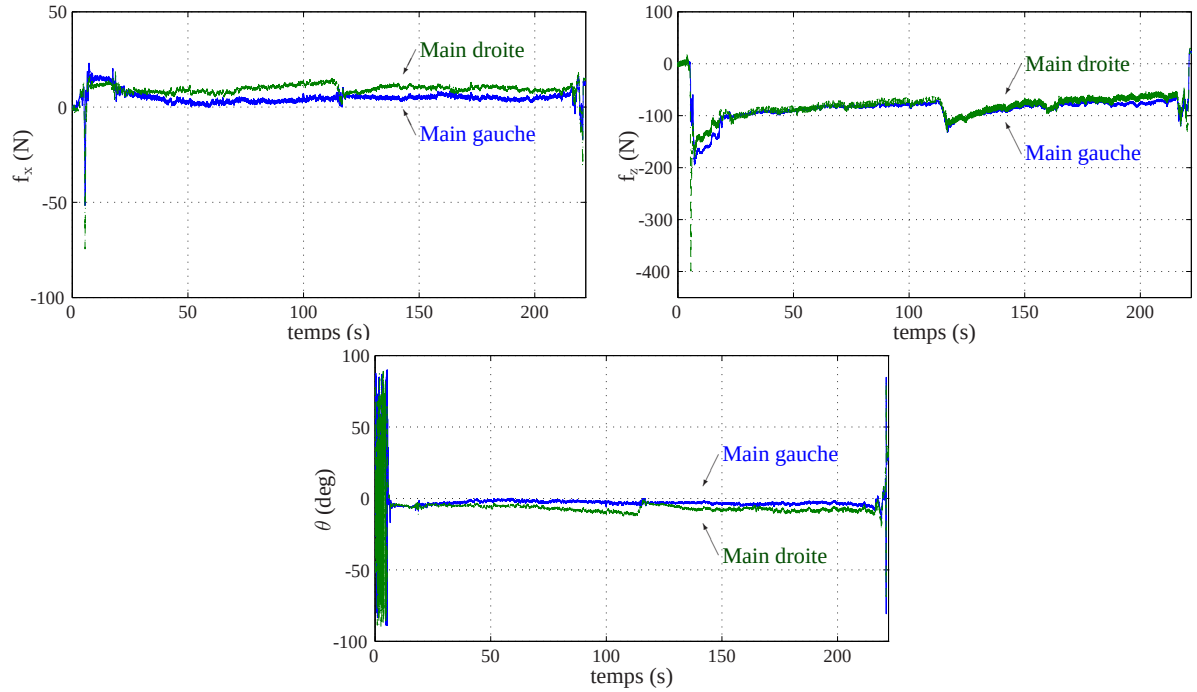


FIG. 5.7: Mesures issues des capteurs d'efforts pour le sujet S3.

Articulation	Posture réelle	$\underline{\mathbb{S}}$ (deg)	$\overline{\mathbb{S}}$ (deg)
q_1	0°	[-6.68 , 1.29]	[-9.86 , 5.27]
q_2	160°	[146.58 , 161.84]	[145.30 , 165.79]
q_3	-25°	[-30.21 , 0]	[-38.7 , 0]

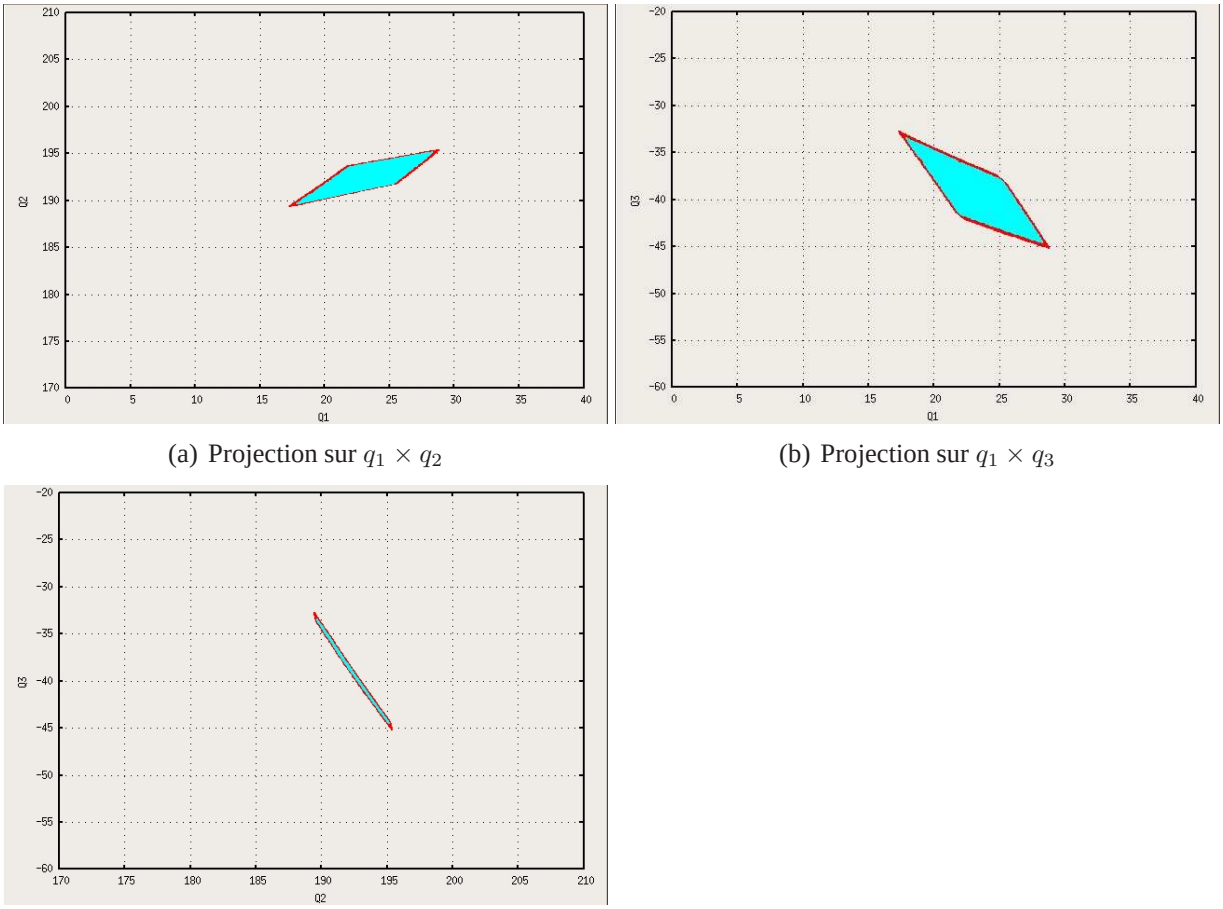
TAB. 5.7: Projection des postures solutions pour le sujet S1 ($\varepsilon = 0.5$).

Articulation	Posture réelle	$\underline{\mathbb{S}}$ (deg)	$\overline{\mathbb{S}}$ (deg)
q_1	15°	[11.25 , 46.30]	[7.66 , 48.70]
q_2	160°	[155 , 180.53]	[151.58 , 183.02]
q_3	-45°	[-102.33 , -27]	[-103.13 , -20.53]

TAB. 5.8: Projection des postures solutions pour le sujet S2 ($\varepsilon = 0.01$).

Articulation	Posture réelle	$\underline{\mathbb{S}}$ (deg)	$\overline{\mathbb{S}}$ (deg)
q_1	22°	[17.81 , 28.32]	[17.28 , 28.83]
q_2	193°	[189.65 , 195.19]	[189.40 , 195.41]
q_3	-40°	[-44.59 , -33.41]	[-45.22 , -32.72]

TAB. 5.9: Projection des postures solutions pour le sujet S3 ($\varepsilon = 0.01$).



(a) Projection sur $q_1 \times q_2$

(b) Projection sur $q_1 \times q_3$

(c) Projection sur $q_2 \times q_3$

FIG. 5.8: Projection des approximations intérieure (pavés bleus) et extérieure pour le sujet S3. Les pavés rouges représentent la couche d'incertitude $\Delta\mathbb{S}$.

Les domaines solutions ainsi obtenus sont en accord avec la modélisation et avec nos hypothèses de départ ($\mathrm{f}_x \geq 0$, $\mathrm{f}_z < 0$ et $\theta = q_1 + q_2 + q_3 - \pi$).

En ce qui concerne le premier sujet, la grande incertitude estimée est due à un encadrement important de la variable θ. Le fait de réduire cet encadrement a eu pour effet d'arriver à un ensemble solution vide. Cela est dû notamment au fait que ce nouvel encadrement n'était plus en accord avec les contraintes géométrique du modèle.

Nous avons montré que la méthode génèrait des approximations intérieure et extérieure solutions en respectant les contraintes imposées par la modélisation et fournissait une évaluation des incertitudes liées à chaque position articulaire q_1, q_2 et q_3. Nous sommes capables de borner les incertitudes liées à la posture des membres supérieurs de manière fiable et garantie en respectant les hypothèses de modélisation.

5.3 Expérimentations avec des sujets paraplégiques

Quatre sujets paraplégiques, ayant un niveau lésionnel située entre T5 et T12, ont participé à l'étude de la restauration de la station debout. Les caractéristiques physiques de chaque patient sont données dans le tableau 5.10.

	Sujets			
	P1	P2	P3	P4
Age (ans)	30	50	18	29
Taille (cm)	184	185	188	180
Poids (kg)	78	82	100	80
Niveau lésionnel	T7	T7	T12	T5
Temps post-traumatique (ans)	2	13	1	1/2

TAB. 5.10: Caractéristiques physiques des patients paraplégiques.

Les patients ont été répartis en deux groupes. Le premier groupe était constitué de sujets considérés comme novices face à l'électrostimulation fonctionnelle alors que le deuxième comprenait des sujets plus habitués, voire entraînés à la verticalisation sous électrostimulation fonctionnelle. Les patients ont été sélectionnés suivant les critères d'inclusions suivantes :

- Patients majeurs de moins de 60 ans.
- Patients hospitalisés en centre de rééducation fonctionnelle ou externes.
- Patients en phase de rééducation secondaire ou en phase de rééducation primaire (stabilité neurologique supérieure à 6 mois).
- Paraplégie d'origine traumatique.
- Paraplégie ASIA A (complet moteur et sensitif).
- Patients volontaires.
- Patients assumant leur indépendance des transferts et la propulsion de leur fauteuil roulant.
- Spasticité de cotation inférieure à 2/4 sur l'échelle d'Aschworth modifiée.
- Cartographie (mapping) électrique positif :
  - des muscles : gluteus maximus / gluteus medius / quadriceps / ischio-jambiers / tibialis antérieur dont le seuil de stimulation et de diffusion est inférieur à 150 mA.
  - du nerf : nerf péronal.

Cette étude a été approuvée par le Comité Consultatif de Protection des Personnes se prêtant à des Recherches Biomédicales (CCPPRB Nîmes, France, 18/01/2006) et chaque patient volontaire a fourni et signé un consentement écrit reconnaissant la nature des expériences et les risques impliqués.



FIG. 5.9: Placement des électrodes de surface.

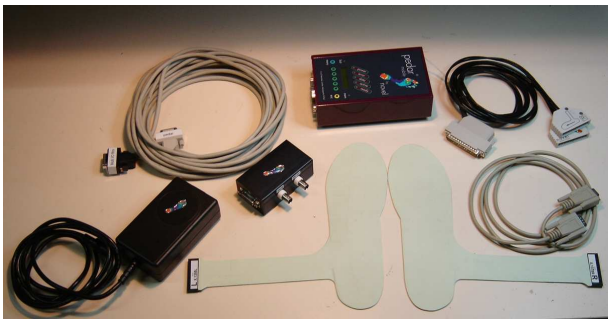


FIG. 5.10: Semelles baropodométriques.

5.3.1 Instrumentation

La stimulation électrique fonctionnelle des membres inférieurs est faite grâce à un stimulateur électrique marquée CE et répondant aux normes médicales en vigueur sur la sécurité d'utilisation. Il comporte huit canaux contrôlés en fréquence, en courant et en largeur d'impulsion. Le stimulateur est directement piloté en temps réel via un ordinateur portable au travers d'une liaison série. Les électrodes, de type surfacique auto-adhésive, ont été placées de telle sorte que les 4 muscles suivants, de chaque jambe, soient stimulés : les **quadriceps** (vaste interne), le **biceps fémoral**, le **grand fessier** et le **jambier antérieur**. Le placement des électrodes est illustré sur la figure 5.9.

De manière identique aux expérimentations sur sujets valides, nous avons eu recours aux barres parallèles équipées de l'assemblage poignées et capteurs d'efforts, mesurant les moments et les forces à chaque instant. En effet, les barres parallèles sont couramment utilisées en centre clinique pendant les prises en charge des patients et constitue ainsi un environnement familier pour les patients.

Des semelles flexibles de mesure de pression (pedar-system, Novel GmbH, Allemagne) ont été utilisées pour l'acquisition de la force de réaction au sol et de la position du centre de pression sur chaque pied (image du système : figure 5.10). Elles ont été glissées à l'intérieur des chaussures des patients. Elles comprennent chacune 99 points de mesure, pour une fréquence d'acquisition de 50 Hz. Un boîtier portable transmet les données ainsi recueillies vers un PC portable, au travers d'une liaison série, où elles seront enregistrées. Le système génère un signal TTL que nous avons utilisé afin de synchroniser l'ensemble des mesures.

Un système de capteur et d'analyse de mouvement VICON 370 Biometrics (Oxford Metrics), incluant 4 caméras infrarouges, a été utilisé afin d'acquérir les données cinématiques à une fréquence de 50 Hz. Ce système nécessite le placement de marqueurs réfléchissant sur le

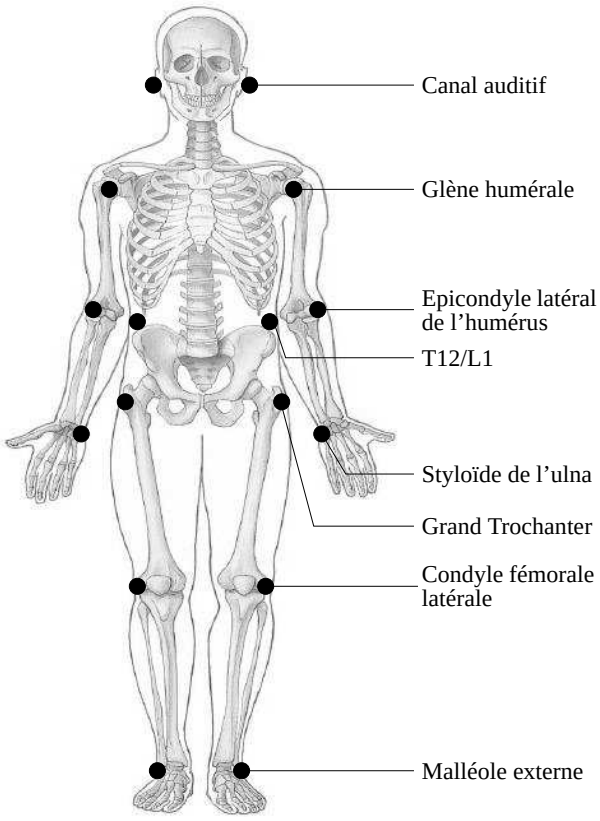


FIG. 5.11: Placement anatomique des marqueurs réfléchissants.

patient. Les coordonnées des marqueurs en trois dimensions définissent la position du repère local de chacun des membres du corps humain. Ils étaient au nombre de 16 et ont été placés bilatéralement suivant les positions suivantes [Winter, 2004](voir aussi figure 5.11) :

- **Tête** : canal auditif - 2 marqueurs au niveau des oreilles.
- **Epaule** : glène humérale (grande tubérosité de l'humérus), à 3 cm environ en-dessous de l'acromion.
- **Dos** : projection de T12/L1 au niveau des côtes flottantes.
- **Hanches** : Grand Trochanter.
- **Coude** : Epicondyle latéral de l'humérus.
- **Poignet** : Styloïde de l'Ulna.
- **Genou** : Condyle fémoral latéral.
- **Cheville** : Malléole externe

Toutes les données enregistrées pendant les expérimentations ont été analysées et exploitées en utilisant le logiciel Matlab.

5.3.2 Description du protocole

Les expérimentations ont eu lieu dans le centre spécialisé Propara à Montpellier, à raison d'un patient par demi-journée. Chaque phase de mouvement a été exécutée par les patients sans



FIG. 5.12: Installation expérimentale avec un patient paraplégique.

aide extérieure, mais sécurisée par la présence d'un kinésithérapeute et de deux assistants de chaque côté du patient pendant toute la durée de l'expérimentation.

Le protocole s'est décomposé en trois périodes. Tout d'abord, les patients ont été pris en charge dans le cadre de séances d'électrostimulation musculaire à raison d'une heure par jour pendant cinq jours. Ceci permettait, dans un premier temps, de réaliser une cartographie musculaire, c'est-à-dire de trouver les points moteurs des muscles stimulés, de déterminer les seuils de stimulation et de diffusion musculaire et d'étudier la tolérance sensitive. Le deuxième intérêt de ces séances est de renforcer les muscles qui seront stimulés pendant les expérimentations, afin qu'ils réagissent de façon optimale à la SEF lors de la verticalisation.

Au cours de la deuxième période, les patients ont été verticalisés en utilisant la SEF entre les barres parallèles sans instrument de mesures. Il s'agissait d'ajuster suffisamment les niveaux de stimulation pour assurer le verrouillage des genoux et le minimum de flexion au niveau de la hanche. Pour cela la stimulation a été appliquée progressivement sur les muscles des membres inférieurs des patients, en partant de la position assise jusqu'à atteindre les paramètres de stimulation nécessaire au maintien de la station debout. La tâche à effectuer par chaque patient était de tenir debout sans bouger pendant 1 minute, et si possible sans regarder ses pieds.

La dernière séance était constituée de six essais de verticalisation. Entre chaque essai, cinq minutes de repos ont été imposées. La durée totale de l'expérimentation était de l'ordre de deux heures. Le protocole à suivre était le même que précédemment en incluant cette fois-ci les mesures. L'ensemble des systèmes de mesures ont été démarrés avant le lever de chaise jusqu'au retour en position assise des patients. La figure 5.12 montre le cadre dans lequel se sont effectuées ces expérimentations.

Nous avons utilisé un vidéo projecteur, relié à une caméra filmant le profil des patients. Ceci

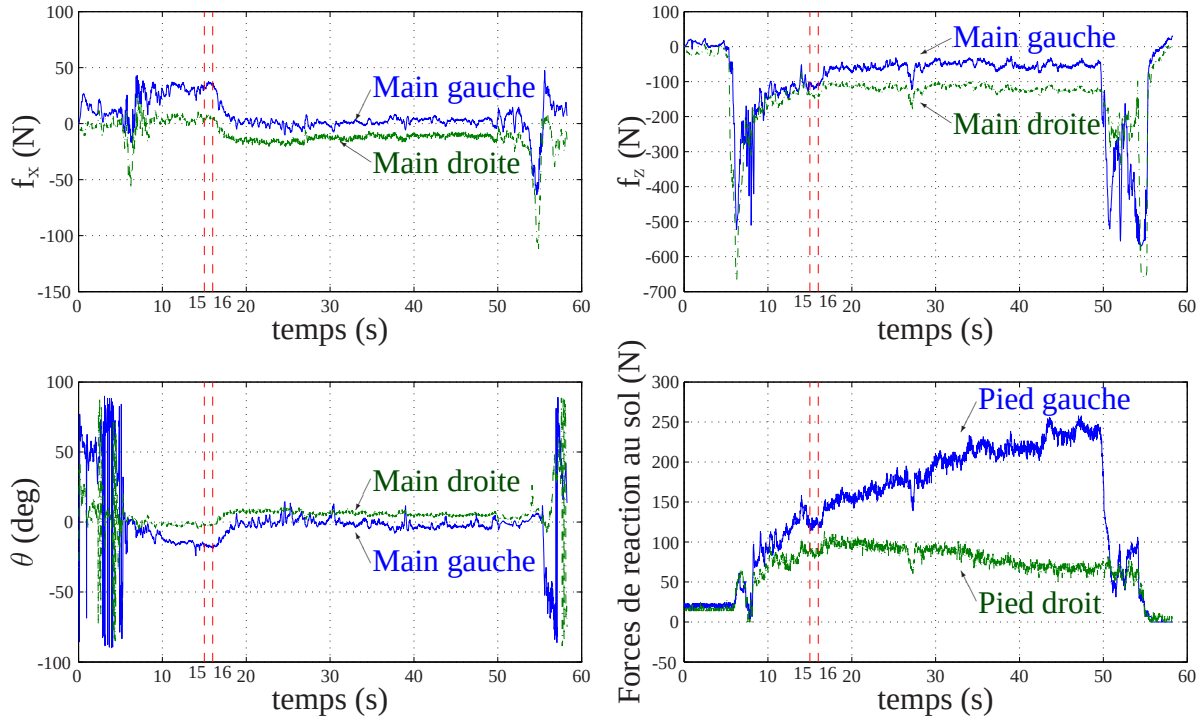


FIG. 5.13: Mesures issues des capteurs d'efforts et des semelles pour le patient P4.

permettait à chacun des patients d'avoir un retour visuel de sa posture dans le plan sagittal, projeté droit devant lui. De plus ce système contraignait les patients à lever la tête afin d'avoir une posture totalement érigée. En effet, étant donné que le signal proprioceptif est inexistant chez les paraplégiques, ils n'ont pas conscience de la position et des mouvements de leurs membres inférieurs à chaque instant et ont donc tendance à se pencher en avant pour observer le placement de leurs pieds.

5.3.3 Résultats

Les mesures des efforts exercés sur les poignées et les semelles baropodométriques se sont avérés être très instructifs quant à la description du comportement des sujets pendant les expériences. La vidéo et les enregistrements du VICON furent également très utiles pour l'analyse des résultats obtenus.

Une mesure typique des forces de réactions sur les poignées et les semelles est illustrée par la figure 5.13 pendant le processus complet de verticalisation. Les mesures des composantes verticale et horizontale de la force résultante exercée sur chacune des poignées (f_x, f_z) ont été exploitées dans ce cas d'étude et combinées avec les informations issues des semelles.

Les mesures données par les capteurs d'efforts et la position du centre de pression des semelles ont indiqué que lorsque les patients étaient dans la position debout, ils avaient tendance, la plupart du temps, à se pencher en arrière pour se stabiliser. De ce fait, la force dans la direction des x, sur chaque poignée, devient négative. De plus, l'intensité des forces verticales, f_z, a



FIG. 5.14: Patient paraplégique durant la séance de verticalisation.

eu tendance à diminuer. Certains patients nous ont dit que malgré tout ils n'exerçaient aucune traction sur les poignées, mais qu'ils n'éprouvaient pas le besoin de s'appuyer plus que nécessaire puisqu'ils se sentaient soutenus par leurs jambes stimulées. Nous avons aussi observé un phénomène intéressant : lorsque les genoux sont verrouillés, même en se penchant en avant, le poids est porté sur les talons, alors que l'on aurait pu penser qu'il serait plutôt porté en avant du pied.

De plus, la posture totalement érigée du patient n'est pas une position adaptée pour l'initiation d'un pas. Dans ces conditions, les mesures obtenues ne sont plus compatibles avec l'approche proposée pour l'estimation de la posture. Le seul renseignement sur lequel nous pouvons conclure ici est que le patient n'est pas dans une posture adaptée pour effectuer une marche.

Néanmoins, des observations soigneuses sur les données nous ont permis de trouver des cas qui concordent avec les hypothèses formulées. Un tel cas est montré ici avec le sujet P4. L'estimation de la posture a été faite pendant la période où le patient se maintenait debout, au tout début de l'expérience. Ce cas est représenté sur la figure 5.13 par deux lignes en pointillées verticales, constituant 1 seconde d'intervalle. La posture réelle du sujet pendant cet intervalle de temps figure sur la photographie 5.14. Elle figure aussi dans le tableau 5.11.

Les longueurs des membres du corps humain, qui ont été définies dans le chapitre 3, ont été calculées grâce aux tables anthropométriques de Winter. Un exemple de calcul de longueurs des membres est donné ci-après pour le sujet P4.

$$\begin{array}{rcrcl} l_1 & = & 0.530\,\mathrm{H} & = & 0.954\,\mathrm{m} \\ l_2 & = & 0.288\,\mathrm{H} & = & 0.518\,\mathrm{m} \\ l_3 & = & 0.186\,\mathrm{H} & = & 0.335\,\mathrm{m} \\ l_4 & = & 0.146\,\mathrm{H} & = & 0.263\,\mathrm{m} \end{array}$$

Les domaines admissibles sur les variables P_x^m, P_z^m et θ sont caractérisés par :

$$\begin{array}{rcl} \mathrm{P}_x^m & \in & [-0.02, 0.02]\,\mathrm{m} \\ \mathrm{P}_z^m & \in & [0.895, 0.995]\,\mathrm{m} \\ \theta & \in & [-18.6^\circ, -15.6^\circ] \end{array} \tag{5.1}$$

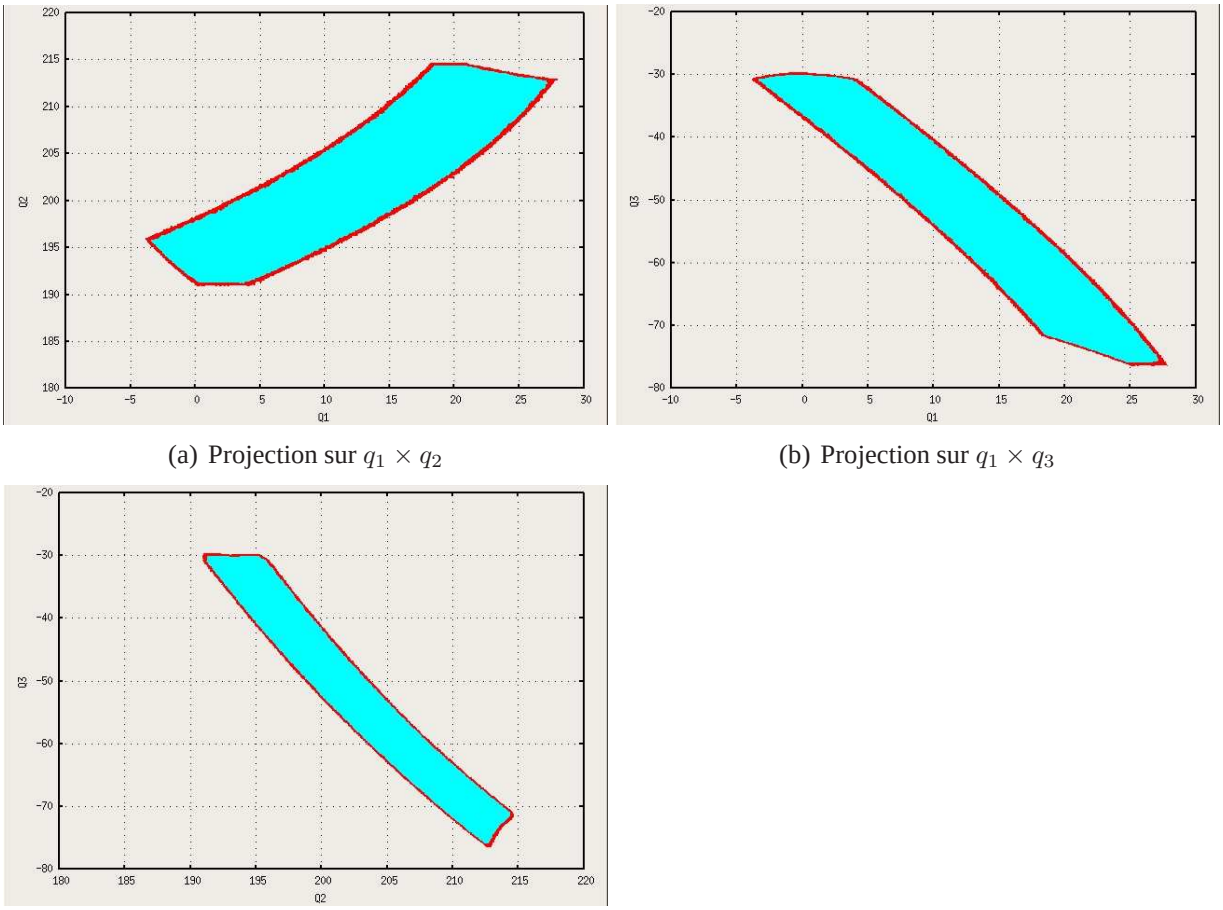
Les domaines de recherche pour les variables articulaires sont pris comme suit :

$$\begin{array}{rcl} q_1 & \in & [-11^\circ, 90^\circ] \\ q_2 & \in & [90^\circ, 210^\circ] \\ q_3 & \in & [-103^\circ, 0^\circ] \end{array} \tag{5.2}$$

La projection des approximations intérieure et extérieure, $\underline{\mathbb{S}}$ et $\overline{\mathbb{S}}$, représentant les ensembles solutions, sur l'espace des paramètre $[q_i]\times[q_j]$, pour le patient, sont spécifiés dans le tableau 5.11 et illustrés sur la figure 5.15. Les domaines solutions contiennent toutes les postures possibles de façon garantie et conforme avec les contraintes imposées. On peut noter que la posture réelle mesurée est contenue dans les approximations intérieure et extérieure.

Articulation	Posture réelle	$\underline{\mathbb{S}}$ (deg)	$\overline{\mathbb{S}}$ (deg)
q_1	1.7°	[-3.36 , 27.13]	[-3.85 , 27.92]
q_2	194°	[191.25 , 214.37]	[190.93 , 214.66]
q_3	-34°	[-75.79 , -30.13]	[-76.41 , -29.71]

TAB. 5.11: Projection des postures solutions pour le patient P4 ($\varepsilon = 0.1$).



(a) Projection sur $q_1 \times q_2$

(b) Projection sur $q_1 \times q_3$

(c) Projection sur $q_2 \times q_3$

FIG. 5.15: Projection des approximations intérieure (pavés bleus) et extérieure pour le patient P4. Les pavés rouges représentent la couche d'incertitude $\Delta\mathbb{S}$.

La figure 5.16 est une représentation des postures pouvant être prises d'après les résultats obtenus. En se référant à la figure 5.15, nous pouvons, par exemple, prendre les postures définies par les positions articulaires suivantes :

(a) : $(\ q_1,\ q_2,\ q_3\ ) = (\ -2°,\ 195°,\ -31°\ )$ (Inclinaison en arrière)
(b) : $(\ q_1,\ q_2,\ q_3\ ) = (\ 1.7°,\ 194°,\ -34°\ )$ (Posture réelle)
(c) : $(\ q_1,\ q_2,\ q_3\ ) = (\ 25°,\ 210°,\ -70°\ )$ (Inclinaison en avant)

En calculant le modèle géométrique direct on trouve les valeurs suivantes pour la position de la main et du paramètre θ :

(a) : $\mathrm{P}_x^m = -0.0122$ m, $\mathrm{P}_z^m = 0.896$ m, $\theta = -18°$
(b) : $\mathrm{P}_x^m = -0.0073$ m, $\mathrm{P}_z^m = 0.90$ m, $\theta = -18.3°$
(c) : $\mathrm{P}_x^m = 0.0129$ m, $\mathrm{P}_z^m = 0.978$ m, $\theta = -15°$

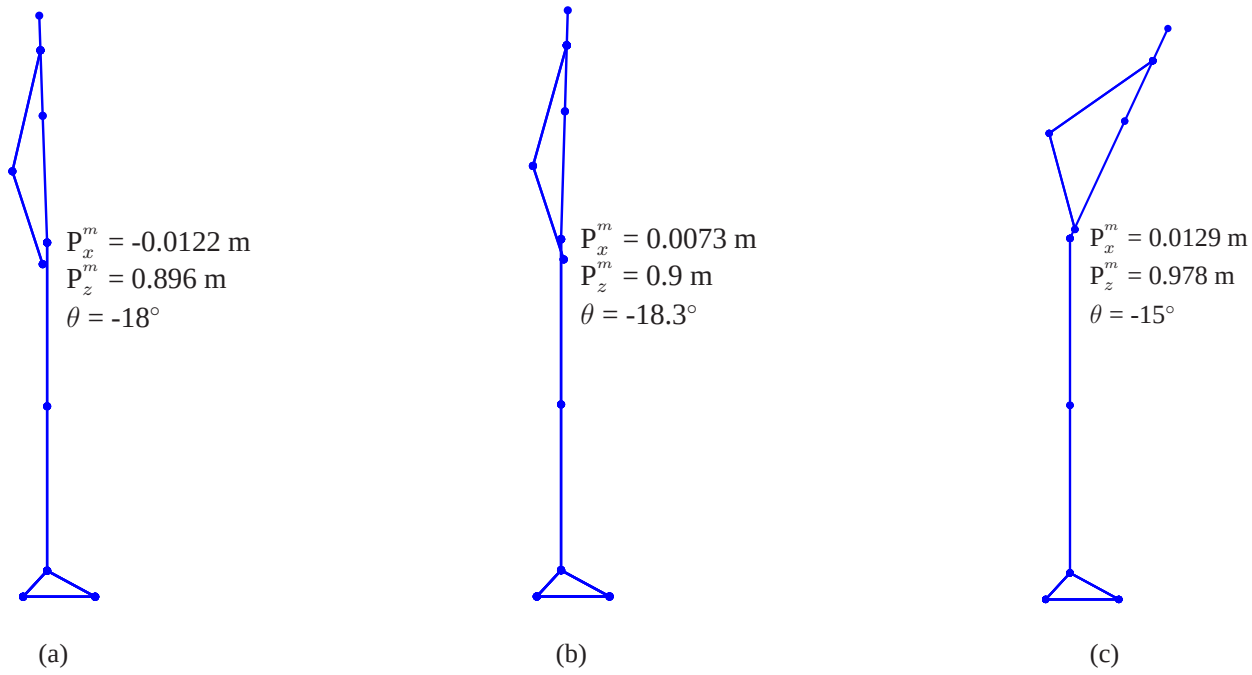


FIG. 5.16: Illustration des différentes postures pouvant être prises : (a) Inclinaison en arrière, (b) Posture réelle, (c) Inclinaison en avant.

Ces valeurs montrent bien que les conditions sur les contraintes (5.1) sont respectées.

5.4 Conclusion

La contribution essentielle dans cette partie a été la mise en œuvre de notre approche pour l'estimation de la posture des membres supérieurs au travers d'expérimentations. Le but n'était pas de trouver une seule posture mais de caractériser un ensemble de postures solutions soumis à des contraintes géométriques et dynamiques. Le problème est ainsi résolu dans un contexte de satisfaction de contraintes et abordé par des outils d'analyse par intervalles. Les expérimentations ont été menées avec des sujets valides puis paraplégiques. En utilisant le modèle 2-D du corps humain, exposé dans le chapitre 3, nous avons montré, pour chaque cas d'étude, que la posture réelle était incluse dans les domaines estimés de façon garantie. Nous sommes également capable de borner les sources d'incertitudes liées à l'estimation de la posture. A ce stade nous pouvons dire que ces expérimentations nous ont permis de vérifier les hypothèses qui structurent cette étude.

Les sessions de manipulations expérimentales ont été assez complexes à mettre en oeuvre. En effet il n'est pas chose facile de mettre à contribution des patients paraplégiques au risque de les fatiguer ou blesser ; leurs muscles ne pouvant être sollicités que sur de courtes séquences, sans quoi les fibres musculaires pourraient se fixer en période réfractaire sans retour possible à l'état de repos. Par ailleurs ces expérimentations se sont déroulées en collaboration avec une équipe de recherche de l'UFR STAPS, dépositaire du matériel nécessaire à l'enregistrement des

données et ayant déterminé un protocole expérimental qui lui était spécifique et auquel notre étude s'est jointe. Cela a grandement compliqué l'exploitation des données produites et réduit le bénéfice qu'elles auraient pu représenter dans un développement du modèle 3-D qui reste à exploiter.

Afin de ne pas tomber dans les mêmes écueils, ces expérimentations nous ont démontré qu'il sera nécessaire d'établir un protocole propre à notre champ d'étude afin de permettre une exploitation future du modèle 3-D dans les meilleures conditions.

Chapitre 6

Conclusion Générale

Les travaux exposés dans ce mémoire s'inscrivent dans l'étude de la marche sous stimulation électrique fonctionnelle de patients paraplégiques. Notre objectif dans ce contexte porte sur l'estimation de la posture des membres supérieurs en utilisant les efforts appliqués sur les poignées d'un déambulateur. La contribution principale de cette thèse a été de définir une méthode d'estimation bornée de la posture des membres supérieurs basée sur l'arithmétique par intervalles, utilisant à la fois des contraintes géométriques et dynamiques, issues du modèle biomécanique du patient, ainsi que des informations d'efforts provenant de capteurs appropriés.

Les incertitudes présentes dans les quantités mesurées ont conduits à privilégier une approche ensembliste pour résoudre cette problématique. En effet, un intervalle a la propriété de pouvoir représenter dans une même structure à la fois une information et son incertitude. De plus, l'utilisation d'un intervalle permet d'avoir une représentation plus réaliste et plus fidèle de l'erreur lorsque l'on possède peu d'informations sur la variable qu'il décrit. Parmi l'ensemble des valeurs contenues dans cet intervalle, il existe une occurrence exacte du paramètre cherché mais elle reste inconnue ou inaccessible. Au delà de la garantie des solutions, les techniques d'analyse par intervalles offrent une estimation convenable des solutions.

L'initiation de ce travail a permis de mettre en place une plate-forme expérimentale constituée d'un déambulateur instrumenté incluant deux capteurs d'efforts six-axes. Une part non-négligeable de ce travail de thèse a été consacrée à de nombreuses réalisations expérimentales mettant en jeu aussi bien des sujets valides que des patients paraplégiques. Les premiers essais expérimentaux avec des sujets valides ont permis de confirmer la faisabilité de notre approche pour l'estimation de la posture et nous a encouragé à poursuivre cette étude dans cette voie. Nous avons de plus, tiré des conclusions sur l'utilisation du déambulateur dans le cadre d'un centre clinique. Il s'est avéré que ce prototype n'était pas utilisable par un patient paraplégique, du fait de sa structure peu rigide et donc peu fiable quant à la sécurité du patient et à la qualité des mesures. Une deuxième version du déambulateur a donc été imaginée afin qu'elle soit mieux adaptée à la réalité du patient. Son développement est d'ores et déjà mis en oeuvre.

Ainsi, les campagnes de mesures qui ont suivi, impliquant d'autres sujets valides, puis des patients paraplégiques, ont été effectuées grâce à des barres parallèles munies de poignées dotées de capteurs d'efforts. Dans les deux cas, les résultats expérimentaux ont confirmé, de façon

satisfaisante, l'intérêt d'utiliser notre méthode dans le cadre d'une préparation à la marche.

Cependant, une posture totalement érigée, ou encore penchée en arrière, engendre des efforts qui ne sont pas compatibles avec une déambulation sûre. Il est aussi apparu que la position d'initiation de la marche ne pouvait en aucun cas être différente de celle que nous avons considérée et qui nous a semblé la plus adaptée anatomiquement. Sans quoi les hypothèses qui sous-tendent notre étude ne tiendraient plus.

Une des perspectives principales qu'ouvre ce travail est le développement et la validation du modèle 3-D complet, prenant en compte des aspects de contacts pieds-sol et mains-poignées, dont nous avons donné une première description au chapitre 3. Ce modèle pose une quantité de problèmes théoriques encore non résolus, mais pourrait au final se révéler particulièrement adapté pour caractériser les interactions du patient avec son environnement, et de ce fait l'analyse de la marche.

Ce travail nous a permis aussi de mettre en lumière certaines contraintes qu'il sera bon de maîtriser pour mener à son terme l'aboutissement de ce nouveau modèle. Il semble plus adapté pour ce projet d'élaborer un protocole d'étude propre, donnant une plus grande place à l'observation des patients paraplégiques avant toute expérimentation dont nous exploiterions les données à des fins d'hypothèses, et ainsi obtenir une vision globale de la posture sous SEF. Des réflexions sur ce protocole sont en cours, ce qui permettra de soumettre une proposition au Comité Consultatif de la Protection des Personnes (CCPPRB) courant 2007.

L'élaboration de ce protocole est en cours de réflexion ce qui permettra de soumettre une proposition au Comité Consultatifs de la Protection des Personnes (CCPPRB) courant 2007.

Les résultats de ces travaux à long terme permettront ainsi d'envisager l'étude de la génération de mouvements pour la commande des membres inférieurs du patient, adaptée à la posture de ses membres supérieurs. Cette adaptation sera définie par la connaissance du modèle dynamique complet du patient (3-D), en considérant des contraintes de déplacement telles que l'optimisation du cycle de marche ou la minimisation de l'énergie constituant le mouvement.

Publications de l'auteur

Gaël Pages, Nacim Ramdani, Philippe Fraisse et David Guiraud. **Towards A Reliable Posture Estimation For Standing Rehabilitation In Paraplegia**. In : IEEE 6th IFAC Symposium on Modelling and Control in Biomedical Systems (MCBMS). Reims, France, 2006.

Gaël Pages, Nacim Ramdani, Philippe Fraisse, David Guiraud et Martine Eckert. **Upper body posture estimation using handle force measurements : experimental results**. In : International Functional Electrical Stimulation Society (IFESS). Miyagi-ZAO, Japan, 2006.

Nacim Ramdani, Gaël Pages, Philippe Fraisse et David Guiraud. **Human upper body posture estimation from forces exerted on handles**. In : IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO). Kunming, China, 2006.

Gaël Pages, Nacim Ramdani, Philippe Fraisse et David Guiraud. **Contribution to FES-Induced Motion in Paraplegia by Upper Body Posture Estimation**. In : IEEE Transactions on Automation Science and Engineering (TASE), 2006, (*soumis*).

Bibliographie

[Alwan *et al.*, 2004] M. ALWAN, G. WASSON, P. SHETH, ALEXANDRE et L. C. HUANG. Passive derivation of basic walker-assisted gait characteristics from measured forces and moments. *26th International IEEE Engineering in Medicine and Biology Conference (EMBs 04)*, pages 2691–2694, 2004.

[Bellamy et de Peretti, 2005] V. BELLAMY et C. de PERETTI. Les déficiences motrices d'origine accidentelle. Rapport technique 417, Direction de la Recherche des Études de l'Évaluation et des Statistiques (DREES), 2005.

[Bessou, 1978] P. BESSOU. *Le système nerveux*. Simep, 1978.

[Cheng *et al.*, 2000] C.-K. CHENG, H.-H. CHEN, C.-S. CHEN, C.-L. LEE et C.-Y. CHEN. Segment inertial properties of chinese adults determined from magnetic resonance imaging. *Journal of Clinical Biomechanics*, 15:559–566, 2000.

[Chiu *et al.*, 2004] C.-Y. CHIU, M.-Y. WU, Y.-C. WU, C.-C. WU et S.-N. YANG. Retrieval and constraint-based human posture reconstruction from a single image. pages 9–11, 2004.

[Clauser *et al.*, 1969] C. E. CLAUSER, J. T. MCCONVILLE et J. YOUNG. Weight, volume and center of mass of segments of the human body. Rapport technique, AMRL-TR-69-70, Wright Patterson Airforce Base, Ohio, 1969.

[Davis, 1987] E. DAVIS. Constraint propagation with interval labels. *Journal of Artificial Intelligence*, 32:281–331, 1987.

[de Leva, 1996] P. de LEVA. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29(9):1223–1230, 1996.

[Delcey, 2002a] M. DELCEY. Introduction aux causes de déficiences motrices. *Déficiences motrices et situations de handicaps : Aspects sociaux, psychologiques, médicaux, techniques, troubles associés*, pages 145–151, 2002a.

[Delcey, 2002b] M. DELCEY. Physiopathologie des déficiences motrices. *Déficiences motrices et situations de handicaps : Aspects sociaux, psychologiques, médicaux, techniques, troubles associés*, pages 113–130, 2002b.

[Dempster, 1955] W. T. DEMPSTER. Space requirements of the seated operator : Geometrical, kinematic, and mechanical aspects of the body with special reference to the limbs. Rapport technique, WADC - TR-55-159, Wright Patterson Airforce Base, Ohio, 1955.

[Denavit et Hartenberg, 1955] J. DENAVIT et R. S. HARTENBERG. A kinematic notation for lower pair mechanism based on matrices. *Journal of Applied Mechanics*, 22:215–221, 1955.

[Désert, 2002] J.-F. DÉSERT. Les lésions médullaires traumatiques et médicales. Paris, Association des Paralysés de France, 2002.

[Donaldson et Yu, 1996] N. DONALDSON et C.-H. YU. Fes standing : Control by handle reactions of leg muscle stimulation (chrelms). *IEEE Transactions on Rehabilitaton Engineering*, 4(4):280–284, 1996.

[Dubowsky *et al.*, 2000] S. DUBOWSKY, F. GENOT, S. GODDING et H. KOZONO. PAMM - A robotic aid to the elderly for mobility assistance and monitoring : A helping-hand for the elderly. *IEEE Proceedings on International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 570–576, 2000.

[Fleischer *et al.*, 2005] C. FLEISCHER, C. REINICKE et G. HOMMEL. Predicting the intended motion with emg signals for an exoskeleton orthosis controller. *IEEE Proceedings on International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pages 3449–3454, 2005.

[Glover *et al.*, 2003] J. GLOVER, D. HOLSTIUS, M. MANOJLOVICH, K. MONTGOMERY, A. POWERS, J. WU, S. KIESLER, J. T. MATTHEWS et S. THRUN. A robotically-augmented walker for older adults. Rapport technique, Technical Report CMU-CS-03-170 Carnegie Mellon University, Computer Science Department, Pittsburgh, PA, 2003.

[Glover *et al.*, 2004] J. GLOVER, S. THRUN et J. T. MATTHEWS.. Learning user models of mobility-related activities through instrumented walking aids. *IEEE Proceedings on International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 3306–3312, 2004.

[Guiraud *et al.*, 2001] D. GUIRAUD, A. PACETTI, E. MEOLA, J.-L. DIVOUX. et P. RABISCHONG. One year implanted patients follow up : Suaw project first results. *Proceedings of the 6th Annual Conference of the International Functional Electrical Stimulation Society (IFESS)*, 2001.

[Guiraud *et al.*, 2006a] D. GUIRAUD, T. STIEGLITZ, K. P. KOCH, J.-L. DIVOUX et P. RABISCHONG. An implantable neuroprosthesis for standing and walking in paraplegia : 5-year patient follow-up. *Journal of Neural Engineering*, 3:268–275, 2006a.

[Guiraud *et al.*, 2006b] D. GUIRAUD, T. STIEGLITZ, G. TARONI et J.-L. DIVOUX. Original electronic design to perform epimysial and neural stimulation in paraplegia. *Journal of Neural Engineering*, 3:276–286, 2006b.

[Guiraud *et al.*, 2000] D. GUIRAUD, G. TARONI, B. DENIS, P. COUDERC et T. STIEGLITZ. Description of a sixteen-channel fes implantable system. *Proceedings of the 5th Annual Conference of the International Functional Electrical Stimulation Society (IFESS)*, 2000.

[Guyton, 1996] A. C. GUYTON. *Neurosciences : Neuroanatomie et Neurophysiologie*. W.B. Saunders Company, 2e édition, 1996.

[Han *et al.*, 2005] D. HAN, D. KUSCHNER et Y. WANG. Upper limb position sensing : A machine vision approach. *In EMBS conference on Neural Engineering*, 2005.

[Hayashi *et al.*, 2005] T. HAYASHI, H. KAWAMOTO et Y. SANKAI. Control method of robot suit hal working as operator's muscle using biological and dynamical information. *IEEE Proceedings on International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pages 3455–3460, 2005.

[Hirata *et al.*, 2006] Y. HIRATA, A. MURAKI et K. KOSUGE. Motion control of intelligent passive-type walker for fall-prevention function based on estimation of user state. *IEEE Proceedings on International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 3498–3503, 2006.

[Hofmann *et al.*, 2002] A. G. HOFMANN, M. B. POPOVIC et H. HERR. Humanoid standing control : Learning from human demonstration. *Journal of Automatic Control*, 12:16–22, 2002.

[Jaulin *et al.*, 2002] L. JAULIN, I. BRAEMS et E. WALTER. Interval methods for nonlinear identification and robust control. *In 41st IEEE Conference on Decision and Control*, 4:4676–4681, 2002.

[Jaulin *et al.*, 2001] L. JAULIN, M. KIEFFER, O. DIDRIT et E. WALTER. *Applied Interval Analysis : with examples in parameter and state estimation, robust control and robotics*. Springer-Verlag, London, 2001.

[Jaulin et Walter, 1993] L. JAULIN et E. WALTER. Set inversion via interval analysis for nonlinear bounded-error estimation. *Automatica*, 29:1053–1064, 1993.

[Kamnik et Bajd, 2004] R. KAMNIK et T. BAJD. Standing-up robot : An assistive rehabilitative device for training and assessment. *Journal of Medical Engineering and Technology*, 28(2): 74–80, 2004.

[Kamnik *et al.*, 1999] R. KAMNIK, T. BAJD et A. KRALJ. Functional electrical stimulation and arm supported sit-to-stand transfer after paraplegia : a study of kinetic parameters. *Artificial Organs*, 23:413–417, 1999.

[Kamnik *et al.*, 2005a] R. KAMNIK, T. BAJD, J. WILLIAMSON et R. MURRAY-SMITH. Rehabilitation robot cell for multimodal standing-up motion augmentation. *IEEE Proceedings on International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 2277–2282, 2005a.

[Kamnik *et al.*, 2005b] R. KAMNIK, J. Q. SHI, R. MURRAY-SMITH et T. BAJD. Nonlinear modeling of fes-supported standing-up in paraplegia for selection of feedback sensors. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitaton Engineering*, 13(1):40–52, 2005b.

[Kandel *et al.*, 2000] E. R. KANDEL, J. H. SCHWARTZ et T. M. JESSELL. *Principles of Neural Science*. McGraw-Hill Medical, 4th édition, 2000.

[Khalil et Dombre, 1999] W. KHALIL et E. DOMBRE. *Modélisation , Identification et Commande des Robots*. 2nd Edition, Hermes Sciences Publications, Paris, 1999.

[Kobayashi *et al.*, 2003] H. KOBAYASHI, A. UCHIMURA, et T. SHIIBA. Development of muscle suit for upper body. *IEEE Proceedings on International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pages 3624–3629, 2003.

[Koopman *et al.*, 1995] B. KOOPMAN, H. J. GROOTENBOER et H. J. de JONGH. An inverse dynamics model for the analysis, reconstruction and prediction of bipedal walking. *Journal of Biomechanics*, 28(11):1369–1376, 1995.

[Kralj et Bajd, 1989] A. KRALJ et T. BAJD. *Functional Electrical Stimulation : Standing and Walking after Spinal Cord Injury*. CRC Press, 1989.

[Lee et Cohen, 2004] M. LEE et I. COHEN. Human upper body pose estimation in static images. *In In European Conference on Computer Vision*, 2004.

[Mailhan et Genêt, 2002] L. MAILHAN et F. GENÊT. Evaluation des déficiences et incapacités. *Neurologies*, 5:411–424, 2002.

[Métailler, 2005] P. MÉTAILLER. *Système robotique pour la mobilisation des membres infŕieurs d'une personne paraplégique*. Thèse de doctorat, École Polytechnique Fédérale de Lausanne, 2005.

[Micera *et al.*, 2004] S. MICERA, J. CARPANETO, A. SCOGLIO, F. ZACCONE, C. FRESCHI, E. GUGLIELMELLI et P. DARIO. On the analysis of knee biomechanics using a wearable biomechatronic device. pages 1674–1679, 2004.

[Michel, 1999] D. MICHEL. Paralysie médullaire. Association suisse des paraplégiques (ASP), 1999.

[Mikić *et al.*, 2001] I. MIKIĆ, M. TRIVEDI, E. HUNTER et P. COSMAN. Articulated body posture estimation from multi-camera voxel data. *IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, 2001.

[Mistry *et al.*, 2005] M. MISTRY, P. MOHAJERIAN et S. SCHAAL. An exoskeleton robot for human arm movement study. *IEEE Proceedings on International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pages 3114–3119, 2005.

[Moore, 1966] R. MOORE. *Interval Analysis*. Prentice-Hall, Englewood Cliffs, 1966.

[Mun *et al.*, 2005] J. H. MUN, J. S. FREEMAN et K. RIM. A position based kinematic method for the analysis of human gait. *Journal of Mechanical Science and Technology*, 19(10):1919–1931, 2005.

[Nedialkov, 1999] N. S. NEDIALKOV. *Computing Rigorous Bounds on the Solution of an Initial Value Problem for an Ordinary Differiential Equation.* Thèse de doctorat, Computer Science Dept., Univ. of Toronto, 1999.

[Nef *et al.*, 2006] T. NEF, M. MIHELJ, G. COLOMBO et R. RIENER. ARMin - robot for rehabilitation of the upper extremities. *IEEE Proceedings on International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 3152–3157, 2006.

[Neumaier, 1990] A. NEUMAIER. *Interval methods for systems of equations*. Cambridge university press, Cambridge, 1990.

[Outrequin, 2002] G. OUTREQUIN. Neuro-anatomie fonctionnelle. http ://www.anatomie-humaine.com/, 2002.

[Pataky *et al.*, 2003] T. C. PATAKY, V. M. ZATSIORSKY et J. H. CHALLIS. A simple method to determine body segment masses in vivo : reliablity, accuarcy and sensitivity analysis. *Journal of Clinical Biomechanics*, 18:364–368, 2003.

[Pavol *et al.*, 2002] M. J. PAVOL, T. M. OWINGS et M. D. GRABINER. Body segment parameter estimation for the general population of older adults. *Journal of Biomechanics*, 35:707–712, 2002.

[Popović et Sinkjaer, 2000] D. POPOVIĆ et T. SINKJAER. *Control of Movement for the Physically Disabled*. Springer Verlag, 1st édition, 2000.

[Pratt *et al.*, 2004] J. E. PRATT, S. H. COLLINS, B. T. KRUPP et C. J. MORSE. The RoboKnee : An exoskeleton for enhancing strength and endurance during walking. *IEEE Proceedings on International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 2430–2435, 2004.

[Raïssi *et al.*, 2004] T. RAÏSSI, N. RAMDANI et Y. CANDAU. Set membership state and parameter estimation for systems described by nonlinear differential equations. *Automatica*, 40(10):1771–1777, 2004.

[Sunaga, 1958] T. SUNAGA. Theory of interval algebra and its application to numerical analysis. *RAAG Memoirs, Ggujutsu Bunken Fukuy-kai*, 2:547–564, 1958.

[Suzuki *et al.*, 2005] K. SUZUKI, Y. KAWAMURA, T. HAYASHI, T. SAKURAI, Y. HASEGAWA et Y. SANKAI. Intention-based walking support for paraplegia patient. *IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*, 3:2707–2713, 2005.

[Takahashi *et al.*, 1999] K. TAKAHASHI, T. SAKAGUCHI et J. OHYA. Real-time estimation of human body postures using kalman filter. pages 189–194, 1999.

[Thieffry *et al.*, 2005] R. THIEFFRY, M. ERIC et S. DELAPLACE. Adaptive command and generalization to locomotion ais systems. *IEEE Proceedings on International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 2643–2648, 2005.

[Walsh *et al.*, 2006] C. J. WALSH, D. PALUSKA1, K. PASCH, W. G. ans ANDREW VALIENTE et H. HERR. Development of a lightweight, underactuated exoskeleton for load-carrying augmentation. *IEEE Proceedings on International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 3485–3491, 2006.

[Wasson *et al.*, 2004] G. WASSON, P. SHETH, M. ALWAN, C. HUANG et A. LEDOUX. A physics-based model for predicting user intent in shared-control pedestrian mobility aids. *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pages 1914–1919, 2004.

[Wieber *et al.*, 2006] P.-B. WIEBER, F. BILLET, L. BOISSIEUX et R. PISSARD-GIBOLLET. The HuMAnS toolbox, a homogeneous framework for motion capture,. *Ninth International Symposium On The 3D Analysis Of Human Movement*, 2006.

[Winter, 1990] D. WINTER. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. 2nd Edition, John Wiley Sons, Inc, New York, 1990.

[Winter, 2004] D. WINTER. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. 3rd Edition, John Wiley Sons, Inc, Ontario, 2004.

[Zatsiorsky et Seluyanov, 1983] V. M. ZATSIORSKY et V. SELUYANOV. The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body. *Biomechanics V-IIIB*, pages 1152–1159, 1983.

[Zoss *et al.*, 2005] A. ZOSS, H. KAZEROONI et A. CHU. On the mechanical design of the berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX). *IEEE Proceedings on International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pages 3132–3139, 2005.

TITRE

Estimation de la posture d'un sujet paraplégique en vue d'une rééducation des membres inférieurs sous stimulation électrique fonctionnelle.

RÉSUMÉ

Cette thèse contribue aux recherches menées dans le cadre de la restauration du mouvement sous stimulation électrique fonctionnelle (SEF) chez les paraplégiques. L'étude porte sur l'estimation de la posture à partir d'efforts volontairement exercés sur les poignées d'un cadre de support. Ceci est posé comme un problème de satisfaction de contraintes et résolu au travers d'algorithmes basés sur l'analyse par intervalles. Les contraintes sont définies à partir d'un modèle cinématique du corps humain. La méthodologie est capable de prendre en compte les incertitudes relatives aux quantités mesurées ou connues *a priori*. Des ensembles de postures solutions sont calculés et l'incertitude qui leur est associée est rigoureusement caractérisée. La méthode à été d'abord validée expérimentalement avec des sujets valides, utilisant deux capteurs d'efforts six-axes équipés sur les poignées d'un cadre de support, et fut finalement mise en œuvre lors d'expérimentations avec des patients paraplégiques.

MOTS-CLÉS

Estimation de posture, paraplégie, stimulation électrique fonctionnelle (SEF), robotique, arithmétique d'intervalles, satisfaction de contraintes (CSP).

TITLE

Paraplegic upper body posture estimation for lower limbs rehabilitation under FES.

ABSTRACT

This thesis presents a contribution for FES-induced movement in paraplegia. The feasibility of posture estimation from forces exerted voluntarily on the handles of a supporting frame during standing is investigated. The problem is stated as a constraint satisfaction problem and is solved with an algorithm based on interval analysis. The constraints are derived from a kinematic model of the human body. The methodology is capable to take in account any uncertainty in quantities that are either assumed known or measured. Uncertainty bounds are computed for the estimated posture. This method has been first validated with healthy subjects experiments, using two 6-axis force/torque sensors attached onto handles of a supporting frame, and was finally used and validated with paraplegic patients.

KEYWORDS

Posture estimation, paraplegia, functional electrical stimulation (FES), robotics, interval analysis, constraint satisfaction problem (CSP).

DISCIPLINE

Génie Informatique, Automatique et Traitement du Signal

Laboratoire d'Informatique, de Robotique et de Microélectronique de Montpellier
UMR 5506 CNRS/Université de Montpellier 2
161 rue Ada - 34392 Montpellier CEDEX 5 - FRANCE