

Conception et optimisation d'un robot de rééducation neuromotrice du membre supérieur avec compensation active de la gravité

Thèse présentée par
Daniel GALINSKI
en vue de l'obtention du grade de
Docteur en sciences de l'ingénieur

Membres du jury

Pr.	G. Winckelmans (Président)	UCL - iMMC
Pr.	B. Dehez (Promoteur)	UCL - iMMC
Pr.	P. Fisette (Promoteur)	UCL - iMMC
Pr.	T. Lejeune	UCL - iONS
Pr.	R. Ronsse	UCL - iMMC
Dr.	J. Sapin	UCL - iMMC
Pr.	J. De Schutter	Katholieke Universiteit Leuven
Dr.	N. Jarrassé	Université Pierre et Marie Curie (France)

Louvain-la-Neuve, Belgique
Novembre 2014

Table des matières

Remerciements	vii
Abstract	ix
Résumé	xi
Introduction	1
1 Contexte et objectifs de la thèse	5
1.1 L'Accident vasculaire cérébral	5
1.2 La robotique de rééducation	8
1.3 Compensation de la gravité	14
1.3.1 Compensation <i>passive</i>	14
1.3.2 Compensation <i>active</i>	16
1.3.3 Soutien	18
1.4 Objectifs et stratégie de la thèse	19
1.4.1 Modèle du membre supérieur	22
1.4.2 Instrumentation de mesure de la configuration du membre supérieur	24
1.4.3 Exosquelette pour la rééducation du membre supérieur . . .	25
1.4.4 Compensation de la gravité	26
I Instrumentation de mesure de la configuration du membre su- périeur	27
2 Systèmes de mesure du mouvement humain	29
2.1 Suivi visuel	29
2.1.1 Visuel avec marqueurs	29
2.1.2 Visuel sans marqueur	30
2.2 Suivi non visuel	31

2.2.1	Magnétique	31
2.2.2	Acoustique	31
2.2.3	Inertiel	32
2.2.4	Combinaison de plusieurs techniques	33
2.3	Suivi électromécanique	34
2.3.1	Structure passive	34
2.3.2	Structure active	35
2.4	Comparaison	35
2.4.1	Technologies retenues	35
2.4.2	Critères	36
2.5	Résultats et conclusion	36
3	Système inertiel de mesure du membre supérieur	39
3.1	Bases théoriques	39
3.1.1	Notations	39
3.1.2	Propriétés	40
3.2	Placement des capteurs	41
3.3	Calibration	42
3.3.1	Initialisation statique	44
3.3.2	Initialisation fonctionnelle	45
3.3.3	Initialisation fonctionnelle hybride	46
3.4	Cinématique	47
3.4.1	Configuration du membre supérieur	48
3.4.2	Position de la main	49
3.5	Hardware	50
3.6	Software	50
4	Caractérisation expérimentale du système de mesure du membre supérieur	53
4.1	Banc expérimental	54
4.2	Méthode	55
4.3	Critère de performance	55
4.4	Résultats et discussion	56
4.5	Conclusion	60
II	Exosquelette pour la rééducation du membre supérieur	61
5	Design électromécanique du robot	63
5.1	État de l’art des exosquelettes pour membre supérieur	63
5.2	Design initial	66
5.2.1	Structure mécanique	67
5.2.2	Transmission et actionnement	67

5.2.3	Prototype	68
5.2.4	Critique de la solution	70
5.3	Optimisation topologique	71
5.3.1	Modèle et paramètres	71
5.3.2	Variables d'optimisation	73
5.3.3	Contraintes	74
5.3.4	Fonctions objectif	75
5.3.5	Algorithme d'optimisation	79
5.3.6	Résultats et discussion	80
5.3.7	Conclusion	82
5.4	Optimisation dimensionnelle	84
5.4.1	Modèle et paramètres	85
5.4.2	Variables d'optimisation et contraintes	86
5.4.3	Fonctions objectif	87
5.4.4	Résultats et discussion	88
5.4.5	Comparaison	90
5.4.6	Conclusion	92
6	Schéma de contrôle du robot	95
6.1	Structure du schéma de contrôle	95
6.2	Contrôleur interne	97
6.2.1	Contrôleur en courant	98
6.2.2	Contrôleur en vitesse	98
6.3	Environnement virtuel	98
6.4	Transformations cinématiques	99
6.4.1	Principe	99
6.4.2	Gestion des singularités	101
6.5	Transformations dynamiques	102
6.6	Calibration	103
6.7	Conclusion	104
7	Prototype du robot	105
7.1	Design électromécanique	105
7.1.1	Vue d'ensemble	105
7.1.2	Actionnement et transmission	108
7.1.3	Prototype	108
7.1.4	Interface robot-patient	109
7.2	Implémentation software	110
7.2.1	Principe	112
7.2.2	Aspects temps-réel	112
7.2.3	Réglage des paramètres du contrôleur	113
7.2.4	Interface Homme-Machine logicielle	113

7.3	Conclusion	115
8	Caractérisation expérimentale du robot	117
8.1	Conditions expérimentales	117
8.2	Estimation de l'orientation du bras du patient	118
8.2.1	Méthode	118
8.2.2	Résultats	118
8.3	Espace de travail du patient	119
8.3.1	Méthode	119
8.3.2	Résultats	120
8.4	Raideur du robot	121
8.4.1	Méthode	121
8.4.2	Résultats	122
8.5	Impédance du robot	125
8.5.1	Méthode	125
8.5.2	Modèle	125
8.5.3	Résultats	128
8.6	Transparence du robot	132
8.6.1	Méthode	132
8.6.2	Résultats	132
8.7	Conclusion	133
III	Compensation de la gravité	135
9	Compensation active de la gravité	137
9.1	Principe de compensation	137
9.2	Paramètres anthropométriques	139
9.3	Discussion sur la précision	141
9.3.1	Méthode	141
9.3.2	Résultats et discussion	143
9.4	Conclusion	143
10	Caractérisation expérimentale de la compensation de gravité	147
10.1	Conditions expérimentales	147
10.1.1	Implémentation de la compensation de gravité	147
10.1.2	Instrumentation de mesure de l'activité musculaire	148
10.2	Protocole	151
10.3	Résultats	153
10.4	Discussion	158
10.5	Conclusion	160
11	Conclusion	163

11.1	Stratégie et résultats	163
11.1.1	Instrumentation	164
11.1.2	Robot de rééducation	165
11.1.3	Compensation de la gravité	167
11.2	Perspectives	170
11.2.1	Instrumentation de mesure	170
11.2.2	Robot de rééducation	172
11.2.3	Compensation de la gravité	175
IV	Annexes	179
A	Modélisation cinématique du membre supérieur	181
A.1	Anatomie générale	182
A.2	Articulations	182
A.2.1	Épaule	182
A.2.2	Bras	185
A.2.3	Avant-bras	185
A.2.4	Main	186
A.3	Modèle cinématique	188
A.3.1	Complexe articulaire de l'épaule	189
A.3.2	Complexe articulaire du coude et du poignet	191
A.4	Conclusion	192
B	Caractérisation expérimentale des capteurs MARG	195
B.1	Banc expérimental	195
B.2	Méthode	196
B.3	Résultats et discussion	197
C	Solutions d'actionnement	201
D	Interface Homme-Machine logicielle	205
E	Interface des capteurs inertiels	207
F	Solutions de l'optimisation dimensionnelle	211
G	Résultats de la caractérisation de la transparence d'AFREXOS	213
	Bibliographie	217

Remerciements

« Celui qui a peur d'échouer limite ses actions. »

Henry Ford.

Cette thèse aurait été incontestablement impossible sans un entourage et un ensemble de personnes. Celles-ci ont apporté, de près ou de loin, des contributions à caractère scientifique, technique ou même humain au travail accompli et méritent d'être chaleureusement remerciées.

En premier lieu, je tiens à remercier mes promoteurs, Pr. Bruno Dehez et Pr. Paul Fisette, pour la confiance qu'ils m'ont accordée et leurs multiples conseils tout au long de ce travail. Plus particulièrement, je souhaite exprimer ma gratitude au Pr. Bruno Dehez pour sa grande disponibilité, son expertise scientifique et ses qualités humaines d'écoute mais aussi de compréhension des épreuves et problèmes qui ont jalonné cette thèse.

Mes remerciements vont également aux Pr. Renaud Ronsse, Pr. Thierry Lejeune et Dr. Julien Sapin, d'avoir accepté de faire partie de mon comité d'encadrement et de m'avoir conseillé pour mener cette thèse efficacement par rapport aux objectifs fixés. Je tiens à remercier spécifiquement le Pr. Thierry Lejeune de m'avoir donné l'opportunité de faire une présentation de mes recherches, en tant qu'orateur invité, au 28^{ème} Congrès de Médecine Physique et de Réadaptation.

Je suis particulièrement reconnaissant au Pr. Joris De Schutter de l'intérêt qu'il a manifesté à l'égard de cette recherche en s'engageant à faire partie du Jury de ma thèse. De même, je remercie le Dr. Nathanaël Jarrassé d'avoir intégré le Jury et de m'avoir prodigué de nombreux conseils, par son expertise dans le domaine des robots de rééducation, en vue d'améliorer la qualité de cette thèse. Je remercie également le Pr. Grégoire Winckelmans d'avoir accepté de lire ma thèse et de présider la défense de celle-ci.

Je souhaiterais aussi adresser ma gratitude au Pr. Christine Detrembleur pour

sa disponibilité et ses précieux conseils lors des expériences réalisées sur sujets. De même, je suis reconnaissant à Maxime Gilliaux qui n'a jamais hésité un instant à m'aider lors des expériences ou même à répondre à mes multiples questions en rapport avec l'anatomie du corps humain ou la neuro-rééducation en général.

Je remercie le Fonds National de la Recherche Scientifique - FNRS et le Fond de Recherche pour l'Industrie et l'Agriculture - FRIA qui a financé cette thèse et qui a permis d'apporter cette modeste contribution à la recherche dans le domaine de la rééducation de patients cérébrolésés.

Je souhaiterais exprimer ma gratitude aux étudiants Thibaut Watillon, Benoit Herbin, Damien Meert, Abdullah Yogurtcu et Thomas Vansnick qui, par l'accomplissement de leur travail ou stage de fin d'étude, ont contribué aux résultats de cette thèse. Mes remerciements vont également à Martin Vanderwegen pour son aide précieuse et incontournable dans l'implémentation de l'interface logicielle du robot développé.

Mes remerciements vont également à Axel Jottard, Jean Defrutos, Alban Maton, André Lengelé, Thierry Daras et Paul Sente pour leur aide dans la réalisation des pièces mécaniques et leur support dans les difficultés d'ordre « mécatronique » rencontrées. Plus généralement, après les avoir côtoyé durant ces quatre dernières années, les collègues du CEREM méritent des remerciements pour l'ambiance de travail et la camaraderie lors des sorties ou activités de laboratoire qui resteront gravés dans ma mémoire.

Je tiens à remercier, avec une mention spéciale, Julien Sapin pour ses multiples contributions dans cette thèse et pour avoir agi comme « un grand frère » toujours présent durant ce long parcours. Son caractère, son expérience et sa rigueur en ont fait un complice incontournable dans les développements accomplis (et projetés).

J'exprime ma gratitude à tous mes amis, ma famille et plus particulièrement mes parents qui m'ont toujours soutenu de manière inconditionnelle dans tous mes choix. Enfin, mes derniers remerciements vont à ma compagne, Barbara, qui m'a soutenu au quotidien pour surpasser toutes les épreuves et sans qui je n'aurai probablement pas commencé cette recherche.

Abstract

In developed countries, the stroke is the third cause of adult mortality and involves disabilities with heavy consequences in daily living activities for a large part of survivors. Shortly after the attack, patients integrate a rehabilitation program to stimulate the recovery, at least partial, of its motor and cognitive skill. The lifestyle and demographic changes in developed countries lead to a continuous increase of the number of patients which require rehabilitation. This leads to increase the treatments efficiency or the research on new ways of treatments to improve patient recovery and decrease the care costs.

The rehabilitation robots appear to be a novel tool to help therapists during rehabilitation tasks of the upper limb. Indeed, they permit, among others, to execute interactive tasks with high intensity in a motivating environment for the patient. However, some patients have a too weak neuromuscular system to execute rehabilitation exercises where their involvement in the movement generation is high. These patients are not able to hold their arm against gravity and can only undergo movements generated by the robot.

Based on this observation, the main objective of this work is to develop an active gravity compensation within upper limb rehabilitation robots to help patients to execute high intensity active exercises earlier in the therapy and in a larger workspace. The method developed in this thesis consists in simulating in real-time an upper limb model to calculate the efforts due to gravity and to subtract them in the control scheme of the robot. In this way, the arm weight is compensated through the robot actuators. This work is composed of three main parts : the development of an upper limb tracking system, the development of a robot for the rehabilitation of the shoulder complex and the development of the gravity compensation control strategy.

The motion tracking system permits the estimation of the upper limb kinematics to align in real-time the upper limb model on the measured one. To achieve this,

several calibration procedures and kinematics calculations have been implemented with the use of inertial and magnetic sensors. The developed system performances meet the specific needs : the sensors are lightweight, wearable and are able to estimate the proximal kinematics of the upper limb with an accuracy of 5° .

The rehabilitation robot generates adequate efforts in patient joints to counterbalance arm weight and to help the patient to accomplish functional tasks during therapy. For this purpose, a novel alignment-free exoskeleton was developed for the rehabilitation of the shoulder complex. This robot is constituted of two actuated joints and is linked to the patient via three passive mechanical joints to manage two of the three rotational degrees of freedom of the shoulder. Its mechanical structure, dimensions and positioning relative to the patient have been optimized to fulfil at best all requirements. The first prototype of this exoskeleton named AFREXOS was materialized and an impedance-based controller was implemented to control arm's movements and interaction forces in the patient's articular coordinates. The presented characterization of the robot's performances shows that AFREXOS is able to mobilize the upper arm in a large part of the workspace of the shoulder with a maximal continuous shoulder torque of 39 Nm and a maximal speed of $120^\circ/\text{s}$. Moreover, the implemented impedance controller is able to simulate a free-motion with a very low impedance up to a frequency of 3.6 Hz.

The developed compensation strategy permits to counterbalance precisely the upper limb weight in a large workspace. The trials carried out on healthy subjects showed that the implemented compensation control strategy reduces significantly the muscular activity necessary to hold the upper limb in several configurations where the gravity has the greatest impact on the articulation efforts.

Résumé

L'Accident Vasculaire Cérébral (AVC) représente, dans les pays développés, la troisième cause de mortalité chez l'adulte et entraîne, chez une proportion importante de patients qui y survivent, des incapacités aux conséquences lourdes sur leur vie quotidienne. Les patients ayant subi un AVC sont généralement pris en charge, peu de temps après leur accident, dans une unité de médecine physique où des traitements adaptés aux besoins du patient permettent de stimuler le recouvrement, au moins partiel, de ses capacités motrices et/ou cognitives. Le mode de vie et l'évolution démographique des sociétés occidentales font que le nombre de patients à prendre en charge augmente d'année en année, ce qui pousse à l'amélioration et à la recherche de traitements plus efficaces pour le patient ainsi qu'en termes de temps et de coûts.

Les robots de rééducation semblent être des outils novateurs particulièrement bien adaptés à la rééducation du membre supérieur car ils permettent, entre autres, d'exécuter des tâches fonctionnelles de façon interactive avec une grande intensité et dans un environnement motivant pour le patient. Toutefois, certains patients ne sont pas en mesure d'exécuter des exercices où l'implication demandée au patient pour générer le mouvement est trop importante car leur récupération motrice est trop faible, ne fût-ce que pour vaincre le poids de leur propre membre.

Sur base de ce constat, l'objectif de cette thèse est de développer une solution de compensation active de la gravité au sein des robots de rééducation pour membre supérieur afin de permettre aux patients, même les plus faibles, de pouvoir exécuter des exercices actifs au plus tôt dans la thérapie. La démarche adoptée à cette fin consiste à simuler en temps réel un modèle du membre supérieur afin de calculer les efforts dus à la gravité et de les compenser au travers d'un robot de rééducation pour le membre supérieur. Cette thèse comporte trois principales parties : le développement d'une instrumentation pour la mesure de la configuration du membre supérieur, le développement d'un robot de rééducation pour le complexe articulaire de l'épaule et le développement de la stratégie de contrôle pour la compensation de gravité.

L'instrumentation de mesure permet de mesurer la cinématique du membre supérieur afin que le modèle soit, à tout moment, dans la même configuration que le membre supérieur du patient. Pour cela, des centrales inertielles sont utilisées et des procédures d'initialisation et des calculs de cinématique ont été implémentés afin de répondre aux besoins spécifiques. L'instrumentation développée affiche des performances bien adaptées pour l'application visée. En effet, les capteurs sont légers, occupent peu de place sur le patient et permettent de mesurer la cinématique proximale du membre supérieur avec une erreur inférieure à 5° .

Le robot de rééducation permet de générer les efforts articulaires nécessaires pour compenser les efforts dus à la gravité en plus des efforts nécessaires à l'accomplissement des exercices. À cette fin, un robot exosquelette original de type *alignment-free* a été développé pour la mobilisation du complexe articulaire de l'épaule. Ce robot est constitué de deux articulations actionnées et est relié au patient via trois articulations mécaniques passives, le tout permettant de gérer deux des trois degrés de liberté de l'épaule. Sa structure, ses dimensions et son positionnement relatif au patient ont fait l'objet d'un processus de conception mettant en œuvre des outils d'optimisation pour répondre au mieux aux spécifications. Le prototype de cet exosquelette, nommé AFREXOS, a été matérialisé et un contrôleur en impédance a été implémenté afin de contrôler les mouvements du bras et les forces d'interaction dans l'espace articulaire du patient. La caractérisation des performances du robot a montré qu'AFREXOS est en mesure de mobiliser le bras dans une grande partie de son espace de travail avec un couple continu à l'épaule de 39 Nm et une vitesse maximale de $120^\circ/\text{s}$. De plus, le contrôleur en impédance implémenté permet de simuler un mouvement libre avec une faible impédance jusqu'à une fréquence d'environ 3.6 Hz.

En rendant la compensation de gravité dépendante de la configuration du membre supérieur, la stratégie élaborée permet d'annuler le poids du membre supérieur du patient de manière précise et ce, dans l'entièreté de l'espace travail. Les essais réalisés sur sujets sains ont validé que la compensation permet de réduire significativement l'activité musculaire nécessaire à maintenir le membre supérieur dans différentes configurations où la gravité a la plus grande influence sur les efforts articulaires.

Introduction

Environ 19 000 Belges sont victimes chaque année d'un Accident Vasculaire Cérébral (AVC) [1]. La mortalité suite à un tel accident, bien qu'ayant été drastiquement réduite durant le vingtième siècle, reste élevée car près de 29 % des victimes meurent durant l'attaque ou endéans les mois qui suivent [2]. Parmi les survivants, 35 % nécessitent une assistance dans les tâches quotidiennes et seulement 25 % arrivent à reprendre une activité professionnelle après l'attaque [3, 4], ce qui représente la première cause d'invalidité chez l'adulte. Une majeure partie des patients ayant subi un AVC présente des déficiences motrices mais également d'autres troubles associés à l'AVC (comme des troubles du langage, des troubles visuels ou cognitifs) [4].

Si l'on s'intéresse plus particulièrement aux déficiences motrices, on constate que l'application de traitements adaptés aux besoins du patient lors des séances permet d'accélérer la récupération des fonctions motrices et la mobilité de leurs membres dans le but de retrouver une autonomie dans l'exécution des tâches de la vie quotidienne. Durant cette rééducation, le patient est amené, entre autres, à être mobilisé puis manipulé par un thérapeute pour exécuter des tâches fonctionnelles dont l'intensité d'exécution (en termes de nombre et de durée) et l'implication du patient doivent être maximisées [5, 6].

Il s'avère toutefois que le nombre de patients à rééduquer tend à augmenter d'année en année en raison du vieillissement de la population [7] et du risque d'incidence¹ de l'AVC qui augmente parmi la population des pays développés [8]. À moyen terme, cela pourrait entraîner un problème humain et financier [4] où la prise en charge conventionnelle ne sera plus en mesure d'assurer toutes les recommandations cliniques de traitement des patients cérébrolésés.

Pour répondre à ces besoins, les robots de rééducation constituent de nouveaux outils qui pourraient automatiser certains aspects de la thérapie [9]. Leur utilisation dans le cadre d'études cliniques a montré des bénéfices dans le réapprentissage moteur

1. Nombre de nouveaux cas d'AVC pour une population donnée, durant une période donnée.

des patients [6, 10–14]. Quelle que soit leur structure (manipulateur à effecteur distal ou exosquelette), les robots existants se basent sur une mesure de l'effort d'interaction entre le robot et le patient pour pouvoir interagir avec celui-ci et fonctionner selon différentes lois de contrôle et modes d'interaction.

Pour la plupart des systèmes, cette mesure d'efforts est généralement obtenue via des capteurs intégrés au sein de la structure du robot, si bien qu'il n'est pas possible de distinguer les efforts musculaires développés par le patient des forces dues à l'action de la gravité sur le membre supérieur du patient. Dès lors, les patients présentant des déficiences motrices modérées à importantes ne peuvent que subir un mouvement imposé par le robot en début de rééducation, et ce, même s'ils ont récupéré le contrôle moteur suffisant pour exécuter une partie du mouvement. En effet, le simple fait de maintenir leur membre supérieur en hauteur est bien au-delà de leur capacité musculaire.

Un moyen de faire profiter à ces patients du potentiel que peut offrir la thérapie robotisée est de compenser le poids de leur membre supérieur lors de l'exécution des tâches de rééducation. En effet, il a été montré qu'une telle compensation permet de réduire l'activité de tous les muscles du membre supérieur [15] et d'augmenter l'espace de travail [16, 17] sans modifier le contrôle moteur des patients [15]. Or, comme l'objectif principal de ce type de rééducation est d'améliorer le contrôle moteur en exécutant un grand nombre de mouvements et non pas de faire du renforcement musculaire (qui est secondaire et qui découle de l'objectif principal), la compensation de la gravité permettrait aux patients les plus faibles de valoriser, au plus tôt après l'AVC, leur intention lors de l'exécution de mouvements fonctionnels dans un espace de travail agrandi.

Il existe deux approches pour compenser la pesanteur selon qu'elle soit motorisée ou non : l'approche *passive* et l'approche *active*. L'approche *passive* se compose d'éléments passifs comme des ressorts montés sur une orthèse non-motorisée [16] ou sur un système de suspension fait de câbles et de poulies [18] pour générer des forces verticales et constantes, quelle que soit la configuration du membre supérieur. Bien que simple, cette approche ne permet pas de compenser la gravité dans l'entièreté de l'espace de travail et les solutions mettant en œuvre cette approche sont encombrantes. L'approche *active* consiste en l'application de forces verticales et dépendantes de la configuration du membre supérieur au travers des actionneurs d'un robot [19, 20]. Cette approche permet dès lors de compenser la gravité dans l'entièreté de l'espace de travail de manière compacte, via une implémentation logicielle adéquate dans le schéma de contrôle de robots existants. Toutefois, le champ d'efforts dans l'espace dû à la gravité reste délicat à estimer. Les implémentations actuelles [19, 20] font usage d'une étape de calibration, qui consiste en un parcours systématique de l'espace de travail où le sujet doit être relâché, ce qui est trop fastidieux et non applicable sur des patients présentant des déficiences neurologiques.

La présente recherche propose le développement d'une stratégie de compensation *active* dont le champ d'efforts dû à la gravité est calculé d'une manière innovante par rapport à la littérature. Celui-ci est obtenu par simulation d'un mannequin virtuel qui est, à chaque instant, dans la même configuration que le membre supérieur du patient et qui permet de calculer, en temps réel, les efforts dus à la gravité au niveau des articulations du patient. La compensation de ces efforts est alors réalisée par la soustraction de ceux-ci, des efforts de consigne dans le schéma de contrôle du robot. Une telle approche permet de s'affranchir d'une longue calibration et d'augmenter le temps effectif de la rééducation proprement dite lors des séances, tout en ne nécessitant que des transformations minimales dans l'implémentation logicielle du schéma de contrôle du robot de rééducation en question. De plus, ces développements se voulant *génériques*, c'est-à-dire indépendants de l'implémentation matérielle d'un robot de rééducation en particulier, un système de mesure de la configuration du membre supérieur indépendant a été également développé. L'ensemble de cette stratégie a ensuite été appliquée sur un robot exosquelette dédié à la rééducation de l'épaule et conçu dans le cadre de cette thèse en capitalisant sur l'expérience acquise à l'UCL.

Cette thèse comporte trois parties qui se rapportent respectivement au développement et à la caractérisation d'un système de mesure de la configuration du membre supérieur, au développement d'un nouveau robot exosquelette pour la rééducation de l'épaule et à sa caractérisation, et enfin, à l'implémentation de la compensation de gravité sur ce robot et aux essais effectués sur sujets sains.

De manière préliminaire, le Chapitre 1 détaille le contexte, les objectifs et la méthode de cette thèse.

La Partie I, *Instrumentation de mesure de la configuration du membre supérieur*, est consacrée à la mise en œuvre d'une instrumentation de mesure appropriée et regroupe trois chapitres. Le Chapitre 2 traite de la sélection de la technologie en accord avec l'application visée. Le Chapitre 3 détaille l'adaptation de l'instrumentation à nos besoins spécifiques et le Chapitre 4 présente la caractérisation de la solution développée.

La Partie II, *Exosquelette pour la rééducation du membre supérieur*, détaille, au travers de quatre chapitres, le développement d'un robot exosquelette destiné à la rééducation de l'épaule. Le Chapitre 5 présente la démarche de conception d'un nouveau robot sur base de l'exosquelette précédemment développé à l'UCL. Le Chapitre 6 développe les aspects théoriques du contrôle du robot tandis que le Chapitre 7 présente les aspects les plus importants du nouveau prototype développé. Pour finir, des études réalisées sur sujets sains, visant la caractérisation des performances de l'exosquelette développé, sont présentées dans le Chapitre 8.

La Partie III, *Compensation de la gravité*, est consacrée au déploiement, sur l'exosquelette développé, de la stratégie de compensation des effets de la pesanteur sur le

membre supérieur et comporte deux chapitres. Le Chapitre 9 détaille le principe et la méthode pour trouver les paramètres nécessaires ainsi que l'implémentation de la stratégie de compensation proposée. Pour terminer, le Chapitre 10 présente une campagne d'essais et les résultats de la compensation de la gravité sur sujets sains.

Nous concluons en présentant les contributions scientifiques du travail réalisé et une discussion critique de tous les aspects développés dans le cadre de ce travail. Finalement, nous proposons plusieurs perspectives pour faire évoluer dans le futur l'instrumentation de mesure, le robot exosquelette et la stratégie de compensation de gravité.

Contexte et objectifs de la thèse

1

Le contexte de ce travail est la rééducation du membre supérieur de patients cérébrolésés au moyen de dispositifs robotisés. L'objectif de cette thèse découle d'un besoin clinique qui est la mise en place d'une assistance sur le membre supérieur du patient afin de permettre une rééducation robotisée dès les premières phases de la rééducation, lorsque le contrôle moteur et la mobilité du patient sont suffisants pour exécuter une partie d'un mouvement mais la capacité musculaire est insuffisante pour l'exécuter de manière effective. L'analyse de l'état de l'art des solutions qui répondent à cette problématique nous a amené à définir une stratégie innovante pour remplir au mieux les objectifs fixés.

1.1 L'Accident vasculaire cérébral

L'Accident Vasculaire Cérébral (AVC) est un accident ischémique (dans 85 % des cas) ou hémorragique (15 %) causant une non-irrigation partielle du cerveau [21] et entraînant la nécrose, peu de temps après l'accident, des parties non-irriguées. L'AVC est un problème sérieux de santé publique fortement incapacitant. En effet, dans la plupart des pays développés, l'AVC est la troisième cause de mortalité et est la raison principale d'incapacité chez l'adulte [22].

L'incidence de l'AVC augmente de manière exponentielle avec l'âge quel que soit le genre, mais celle-ci reste plus importante chez les hommes que chez les femmes dans la plupart des pays développés [7]. En raison du vieillissement de la population dans les sociétés occidentales, les prédictions indiquent une augmentation marquée du nombre total d'AVC à moyen terme même si l'incidence de l'AVC était diminuée [7]. Il a été également mis en évidence qu'il existe des disparités importantes intra-européennes de l'incidence de l'AVC pour des mêmes tranches d'âge, ce qui montre qu'il existe des populations à risque plus élevé. À titre d'exemple, l'incidence semble être plus de trois fois plus importante dans des pays comme la Grèce, la Li-

tuanie ou le Portugal par rapport à la Belgique [7], ou encore l'incidence semble être trois fois plus importante dans les populations afro-américaines que dans les populations blanches aux États-Unis [2].

De plus, le risque d'AVC chez un individu est influencé par des facteurs tels qu'une mauvaise hygiène de vie comme le tabagisme, l'excès de cholestérol ou le surpoids mais l'est aussi par des antécédents familiaux et des maladies comme l'hypertension artérielle ou le diabète de type II [3]. Des études montrent que ce facteur de risque semble aller dans la mauvaise direction au sein des populations occidentales [8]. En effet, les auteurs y ont comparé l'âge de l'incidence des AVC sur une large population nord-américaine et ont observé, entre 1999 et 2005, un décalage significatif de l'âge de l'occurrence de l'AVC vers le bas, ce qui vient aggraver la prévalence¹ de l'AVC et augmente le coût de la prise en charge².

Les déficiences causées par l'AVC peuvent être des déficits moteur mais aussi des troubles cognitifs, de la perception du temps et de l'espace, du langage ou encore de la mémoire [22]. Dans le cas présent, nous nous focaliserons sur la déficience qui touche une majorité de patients victimes d'AVC, à savoir la déficience motrice. Celle-ci peut être vue comme une perte ou une limitation de la fonction dans le contrôle et le mouvement musculaire ou comme une limitation dans la mobilité. Près de 80 % des patients survivants ont des déficiences motrices qui affectent typiquement le contrôle du mouvement de leur visage, de leur membre supérieur et/ou de leur membre inférieur sur une seule moitié de leur corps [12]. Ces déficiences entravent lourdement la capacité des individus à exécuter des tâches de la vie courante comme se déplacer, se laver ou se sustenter, ce qui affecte également leur vie sociale.

Quel que soit la gravité de son handicap, un patient ayant subi un AVC nécessite un traitement de rééducation durant lequel il pratiquera des séances de kinésithérapie et d'ergothérapie afin d'accélérer la récupération de la mobilité et la capacité d'exécuter des activités de la vie quotidienne.

Cette rééducation consiste en la mise en œuvre de différentes techniques adaptées aux besoins du patient et elle s'étale sur plusieurs mois ou années après l'accident, soit bien au-delà de la période d'hospitalisation du patient [22]. De manière concise, on peut dire que lors de la rééducation, cinq règles de bonne pratique sont communément admises comme étant favorables à la récupération [6] :

- L'intensité des mouvements que le patient exécute doit être maximisée.
- L'environnement sensoriel doit assurer au patient un retour d'informations qui peut être modulé en intensité.
- Le patient doit faire un apprentissage du type écologique, c'est-à-dire avec des

1. Nombre de cas d'AVC pour une population donnée, sans distinction entre les cas nouveaux et les cas anciens.

2. En pratique, les patients sont de plus en plus jeunes et doivent donc être suivis plus longtemps.

tâches fonctionnelles diversifiées et en lien avec les activités de la vie quotidienne.

- Le patient doit être assisté « aussi peu que possible » (*as-needed*) durant la réalisation des tâches afin de les accomplir en maximisant son implication.
- L'environnement doit maximiser la motivation du patient dans sa thérapie.

Le patient passe successivement par trois phases durant sa rééducation : la phase aiguë (jusqu'à deux semaines après l'AVC), la phase subaiguë (entre deux semaines et six mois après l'AVC) et la phase chronique (six mois après l'AVC). Tout au long de ces phases, la récupération est un processus complexe qui se produit au travers d'une combinaison de processus spontanés et dépendants de l'apprentissage, comprenant des processus de restitution (restauration de la fonctionnalité du tissu neuronal endommagé), de substitution (réorganisation des chemins neuronaux partiellement épargnés pour réapprendre les fonctions perdues) et de compensation (réduction de l'écart entre les aptitudes déficientes du patient et son environnement) [22]. Cette récupération produit des résultats très hétérogènes en raison de la nature de celle-ci. En effet, près de 35 % des patients ne regagnent pas leur indépendance dans la vie quotidienne [4].

Des études ont montré qu'une mobilisation précoce, peu de temps après l'accident, permet d'améliorer significativement et à long terme la mobilité du patient [23,24]. D'autres études ont montré que des séances de rééducation plus longues et plus fréquentes induisent également une amélioration des capacités du patient, du moins à court terme [5]. Comme déjà énoncé, il est essentiel de promouvoir l'engagement du patient lors de l'accomplissement des mouvements de rééducation le plus tôt possible après l'accident [24] afin de promouvoir la plasticité neuronale [25]. Toutefois, les patients ayant des déficits moteurs importants à modérés éprouvent des difficultés à accomplir des mouvements fonctionnels dont ils sont les principaux auteurs dans leur génération. En effet, même s'ils ont récupéré le contrôle moteur suffisant pour les exécuter, leur capacité musculaire est souvent trop faible pour maintenir leur membre supérieur dans l'espace de travail.

Pour réduire les charges dans les articulations dues à l'action de la gravité, nous pouvons évoquer deux approches qui sont appliquées en routine clinique. La première consiste à faire évoluer la difficulté des exercices en soulageant le patient d'une partie de l'action de la gravité. Dans l'exemple illustré à la Fig.1.1 (a), le membre supérieur du patient est contraint à un plan, ce qui permet de limiter l'effet de la gravité mais limite le débattement et induit des frottements importants lors des mouvements. La seconde approche consiste en la pratique d'exercices en piscine (Fig.1.1 (b)). Grâce à la flottabilité du corps humain dans l'eau, cette thérapie présente plusieurs effets bénéfiques dans le cadre de la rééducation en général et permet, entre autres, de réduire jusqu'à 50 % de la charge dans les articulations lors des mouvements [26]. Toutefois, cela demande une infrastructure importante et les paramètres physiques

de compensation, en termes d'intensité ou de viscosité, ne sont pas modulables.

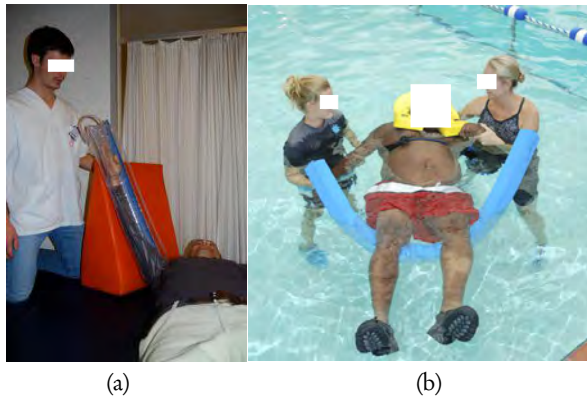


Fig. 1.1 – Approches possibles pour réduire les effets de la gravité : application d'une contrainte mécanique contrant l'action de la gravité ou exécution d'exercices en piscine [27].

La mise en application de l'ensemble des recommandations citées ci-avant au travers d'une rééducation classique dans une population de patients vouée à s'agrandir à l'avenir, engendrerait un problème humain et financier [4, 28]. En effet, la prise en charge d'un patient monopolise le travail d'un thérapeute lors des séances de rééducation représentant dès lors un coût humain et financier important. Dans le but de répondre à cette problématique, de nombreux (nouveaux) traitements ont fait l'objet d'études cliniques, comme le montre la littérature scientifique spécialisée [6, 22]. Ces traitements sont, par exemple, la thérapie par contrainte induite, la thérapie bimanuelle, l'imagerie mentale, la thérapie miroir, l'entraînement par assistance robotisée, la réalité virtuelle, la stimulation magnétique transcrânienne, l'entraînement sous influence d'amphétamines ou l'électrostimulation musculaire ; et sont l'application pratique du concept de plasticité cérébrale post-lésionnelle [29]. Sur base des études réalisées, des traitements, comme la thérapie robotisée, semblent apporter des bénéfices significatifs aux patients traités [22].

1.2 La robotique de rééducation

Les dispositifs robotisés ont été identifiés comme un moyen d'automatiser les tâches de rééducation gourmandes en temps et moyens, d'améliorer l'accessibilité du patient à la thérapie et de fournir de nouveaux outils aux thérapeutes [9]. En effet, ce genre de dispositifs permet d'exécuter des mouvements avec une grande répétabilité tout en réduisant l'effort physique du thérapeute par rapport à une thérapie classique de rééducation [10, 30]. De plus, ils permettent d'assister le patient lors de l'exécution de tâches au travers de lois de contrôle innovantes [20, 31] tout en réalisant,

de manière concomitante ou indépendante des tâches de rééducation, des mesures quantitatives et objectives des performances et de l'évolution du patient [32,33].

Dans le cadre du développement de robots de rééducation, ceux-ci doivent répondre aux besoins et attentes des patients et thérapeutes sans négliger les aspects psychologiques, médicaux et ergonomiques [34]. Les aspects psychologiques sont à considérer afin que le patient et le thérapeute soient en confiance avec l'outil que représente le robot de rééducation. Le robot doit être d'un aspect attrayant, sûr, compact, silencieux et réagir de manière interactive avec le patient, comme le fait la main du thérapeute durant la thérapie. Les aspects médicaux sont quant à eux critiques si l'on veut espérer une utilisation efficace : le robot doit être adapté et adaptable au membre du patient en termes de longueur des segments, du débattement et du nombre de Degrés De Liberté (DDL). Toutes ces exigences font que le développement de tels dispositifs reste toujours un défi à l'heure actuelle, comme le confirme indirectement le nombre impressionnant d'équipes de recherche développant des robots depuis ces 25 dernières années [9,35].

Les robots de rééducation pour le membre supérieur peuvent être classés en deux catégories selon la manière dont ils se connectent au patient et selon leur structure cinématique. D'un côté, les robots à effecteur distal sont connectés à une partie distale, comme la main ou l'avant-bras, du membre supérieur et essaient de mobiliser la totalité du membre supérieur au travers de ce lien (Fig. 1.2 (a)). D'un autre côté, les exosquelettes sont liés à plusieurs segments du membre supérieur et tentent de mobiliser les DDL du membre de manière indépendante (Fig. 1.2 (b)).

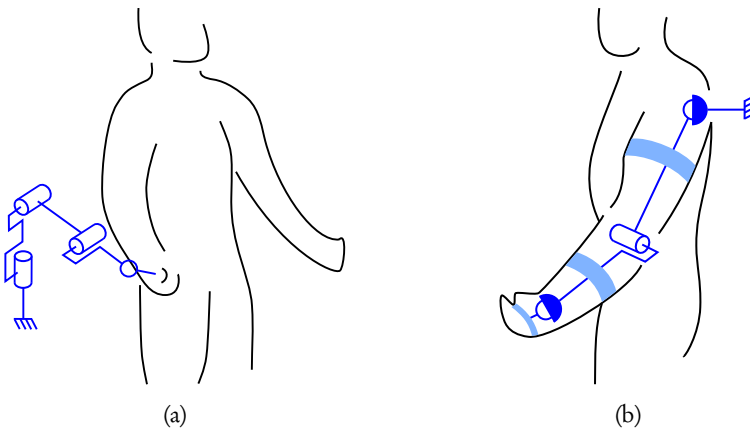


Fig. 1.2 – Vues symbolisant le principe de connexion du membre supérieur à un manipulateur à effecteur distal (a) ou à un exosquelette (b).

La majorité de ces dispositifs sont essentiellement constitués des éléments illustrés à la Fig. 1.3 (particularisée pour un robot de type exosquelette). D'un point de vue électromécanique, un robot est composé d'une *structure* mécanique qui est mue

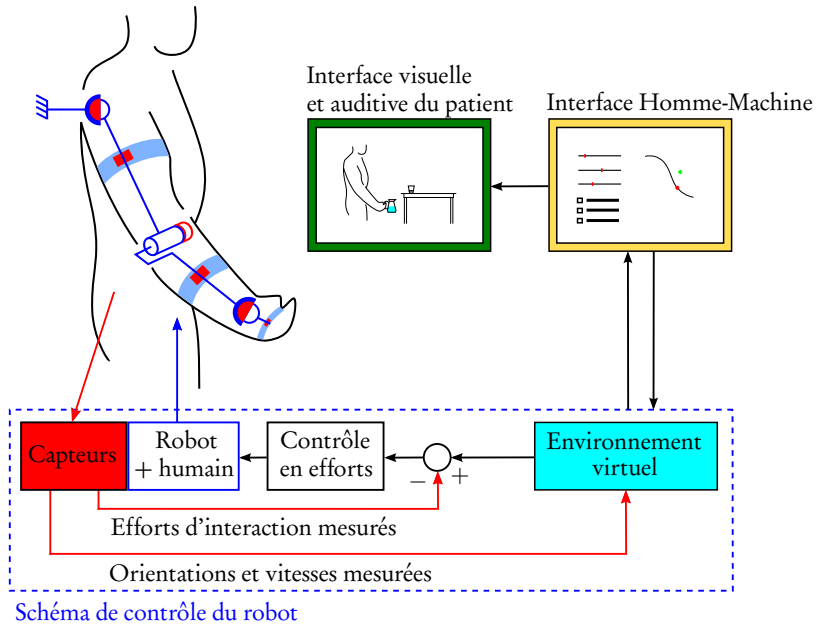


Fig. 1.3 – Illustration des principaux éléments constitutifs d'un robot exosquelette.

par des *actionneurs* au travers d'une *transmission*. La *structure* mécanique est liée aux différents segments constituant le membre supérieur au travers d'interfaces mécaniques afin de transmettre les efforts nécessaires aux articulations du patient mais aussi afin de lui assurer un retour sensoriel en effort. Des *capteurs* sont placés au niveau des articulations du robot afin de mesurer leur orientation et des *capteurs d'effort* sont placés au niveau des points de contact entre la structure mécanique et la patient afin de mesurer les efforts d'interaction. Ces efforts d'interaction peuvent également être estimés uniquement sur la base d'un modèle précis des *actionneurs*, de la *transmission* et de la *structure* mécanique constituant le robot [36] ou alors sur la base de la mesure de la déformation d'un élément élastique présent dans la chaîne de transmission [37]. Toutefois dans le cas des robots disposant d'une chaîne de transmission à rigidité élevée, des *capteurs d'efforts* sont généralement présents au sein de leur structure pour se prémunir d'erreurs de modélisation et ceux-ci sont préférentiellement placés au plus proche de l'interface entre le robot et le patient afin de réduire les efforts parasites d'interaction [38].

D'un point de vue implémentation logicielle bas-niveau, un *schéma de contrôle* permet d'envoyer les consignes appropriées aux *actionneurs* afin que le patient sente un *Environnement virtuel* à travers le robot. Dans la structure prise en compte ici, ce *schéma de contrôle* est composé en interne d'un contrôleur en effort qui assure au robot de générer les efforts de consigne à l'interface avec le patient. Si l'on considère que ce contrôleur en effort suit parfaitement le couple de référence, c'est

l'*Environnement virtuel* qui définit complètement le comportement du robot vis-à-vis du patient en établissant un lien entre la vitesse $\dot{\theta}$ du mouvement exercé par le patient et le couple de consigne $\mathbf{C}_{\text{ref}}$ à lui imposer. Cette relation est ce que l'on appelle l'impédance de l'environnement qui s'exprime dans le domaine de Laplace par la relation :

$$\mathbf{Z}_{\text{vir}}(s) \triangleq \frac{\mathbf{C}_{\text{ref}}(s)}{\dot{\theta}(s)} \quad (1.1)$$

Le couple de référence peut dès lors être construit afin de simuler différentes lois comportementales comme celle d'un ressort, d'un frottement visqueux ou d'un terme inertiel :

$$\begin{aligned} \mathbf{C}_{\text{ref}} &= f(\theta, \dot{\theta}, \ddot{\theta}) \\ &= \mathbf{C}_{\text{rapport}}(\mathbf{k}, \theta) + \mathbf{C}_{\text{visqueux}}(\mathbf{c}, \dot{\theta}) + \dots + \mathbf{C}_{\text{inertie}}(\mathbf{I}, \ddot{\theta}) \end{aligned} \quad (1.2)$$

où θ est l'orientation de l'articulation du patient mobilisée par le robot et où $\mathbf{k}$, $\mathbf{c}$ et $\mathbf{I}$ sont respectivement, dans cet exemple, les paramètres de la raideur du ressort, du coefficient visqueux ou de l'inertie à simuler. Cette possibilité de simuler théoriquement n'importe quelle loi comportementale permet le fonctionnement du robot en interaction avec un patient selon différents modes, dont :

- Le mode *libre* où le patient est libre de se déplacer dans l'espace de travail avec des efforts d'interaction idéalement nuls.
- Le mode *actif* où le patient est aidé pour rester sur une trajectoire mais où il ne reçoit pas d'assistance ou peut même être freiné dans le parcours de cette dernière.
- Le mode *activo-passif* où le patient est aidé tant pour rester sur une trajectoire que pour parcourir cette dernière.
- Le mode *passif* où le patient se laisse guider par le robot et où le patient est inactif dans l'exécution du mouvement.

Outre ces stratégies de contrôle, d'autres stratégies ont été étudiées à titre de recherche et ont montré des résultats encourageants dans le cadre de la rééducation [39]. On peut citer, par exemple, des stratégies d'amplification d'erreurs causées par l'application d'efforts perturbateurs par le robot [40, 41] ou encore des stratégies de distorsion du retour visuel fourni au patient lors de l'exécution des mouvements [42, 43].

D'un point de vue implémentation logicielle haut-niveau, une *Interface patient* fournit au patient un retour visuel et sonore de ses mouvements afin de promouvoir le retour sensoriel et motiver le patient dans l'exécution des tâches. Enfin, une *Interface Homme-Machine* logicielle permet au thérapeute d'interagir avec l'*Environnement virtuel* afin de le paramétrer, de programmer des exercices, d'enregistrer des données pertinentes, ou encore de paramétrer l'*Interface patient*.

De nombreuses études cliniques ont montré des bénéfices dans le réapprentissage moteur après une neuro-rééducation assistée par des robots [6, 10–14]. Nous nous contenterons de présenter ici les principales observations ressortant de l’analyse de la littérature car le détail des résultats des études cliniques sortirait du cadre du présent travail.

La revue de la littérature présentée en [10] a conclu qu’une thérapie robotisée a un effet bénéfique sur le réapprentissage moteur de l’épaule et du coude parétique par rapport à une thérapie conventionnelle chez les patients en phase sub-aiguë et chronique, à court et long terme. Toutefois, cette amélioration n’a pas apporté un bénéfice fonctionnel du membre supérieur des patients. Les conclusions de l’étude [14] indiquent qu’il n’existe pas de différence entre une thérapie assistée par robot et une thérapie *intensive*¹ en termes de réapprentissage moteur ou de capacité d’exécution d’activités de la vie quotidienne. De manière générale, les études actuelles s’accordent à dire que les robots de rééducation sont des outils de traitement prometteurs qui devraient être utilisés comme complément à la thérapie conventionnelle pour améliorer la réduction des déficiences motrices du membre supérieur [12, 14].

Grâce à leur conception et utilisation plus simple, les robots à effecteur distal ont été les premiers robots, et quasi les seuls, à être intégrés au sein d’études cliniques pour évaluer leur impact sur le recouvrement de la mobilité du membre supérieur hémiparétique. Toutefois, on peut observer l’utilisation d’exosquelettes dans certaines études [44, 45] grâce aux développements récents rendant certains d’entre eux aptes à être utilisés en routine clinique. De manière similaire à des études précédentes, le groupe de patients en phase chronique ayant reçu la thérapie par exosquelette a montré un réapprentissage moteur plus rapide que celui observé chez le groupe contrôle de patients recevant une thérapie classique, mais où la différence de récupération n’a pas été significative à long terme [44]. De plus, une étude récente a montré que la rééducation du membre supérieur selon plusieurs DDL simultanés dans le début de la phase chronique ne présentait pas de meilleurs résultats qu’une rééducation à un seul DDL [46]. Tout cela laisse penser que la communauté n’est pas encore unanime sur la manière d’utiliser au mieux cette nouvelle technologie en routine clinique [9] et que des études cliniques sont dès lors encore nécessaires pour définir les protocoles thérapeutiques optimaux.

Il peut toutefois être affirmé que l’utilisation de robots de rééducation présente un intérêt clinique important car l’exécution de mouvements répétitifs orientés vers la tâche et pratiqués intensément facilitent la plasticité cérébrale et la réorganisation corticale conduisant à une utilisation plus importante du côté parétique lors des activités de la vie quotidienne [9]. En outre, de par leur mode de fonctionnement, les robots peuvent rendre la thérapie conventionnelle plus efficace s’ils sont utilisés dans

1. La thérapie *intensive* est une thérapie conventionnelle dont la fréquence et la durée (donc le volume horaire total) des séances de rééducation est augmenté par rapport à une thérapie conventionnelle [14].

les phases aiguës ou sub-aiguës après l'AVC [6, 23, 35].

Dans le cas de l'utilisation de robots rééducation, il existe principalement deux approches pour permettre aux patients les plus faibles de valoriser leur intention lors de l'exécution de mouvements dans les premières phases de leur rééducation.

La première approche est composée de lois de contrôle fournissant au patient une assistance *as-needed*, c'est-à-dire une assistance fournie par le robot uniquement lorsque le patient n'est pas capable de compléter le mouvement demandé. Cette assistance consiste à modifier des paramètres du schéma de contrôle du robot sur la base des performances du patient en général corrélées aux erreurs cinématiques de suivi et calculées, soit de manière discrète lors des mouvements antérieurs [47, 48], soit par optimisation et de manière continue lors de l'exécution des mouvements [31]. Toutefois, de nombreuses mesures de performance sont nécessaires pour chaque nouvelle tâche et ces méthodes présentent des limitations inhérentes à la nature empirique des mesures [49]. Une autre manière de réaliser une assistance *as-needed* est de se baser sur un modèle neuro-musculaire du patient visant à être une image des efforts potentiels qu'il peut développer. En identifiant ce modèle au préalable sur chaque patient, la différence entre les efforts nécessaires à l'accomplissement de la tâche et les efforts que le patient peut développer, obtenue par simulation, représente l'assistance en efforts à appliquer au patient au travers du robot [49–51]. Toutefois, l'implémentation de cette stratégie et sa mise en pratique s'avère fastidieuse car elle demande la simulation, en temps réel, d'un modèle complexe du membre supérieur et implique une procédure d'identification compliquée des paramètres du modèle propres à chaque patient.

La seconde approche consiste à compenser le poids du membre supérieur du patient. En effet, il a été montré qu'une compensation de la gravité réduit le niveau d'activation de tous les muscles du membre supérieur lors de mouvements de la vie quotidienne chez des personnes saines [52] tout comme chez des patients post-AVC à un stade chronique [15]. Cette compensation permet ainsi d'augmenter sensiblement l'espace de travail du membre lésé chez les patients à déficit modéré [16, 17] grâce au fait qu'ils n'ont pas besoin de maintenir leur bras en hauteur. Il a en outre été observé qu'une telle compensation ne modifie pas les *pattern* d'activation des muscles lors d'un mouvement par rapport au même mouvement fait sans compensation, ce qui revient à dire qu'elle n'affecte pas le contrôle moteur des patients [15]. La compensation de gravité peut dès lors servir à entreprendre une thérapie de coordination du membre supérieur beaucoup plus tôt dans le processus de récupération. Elle permet également au patient de libérer une capacité d'activation afin qu'il la réaffecte à la génération et la coordination de mouvements fonctionnels [15].

1.3 Compensation de la gravité

Trois différentes stratégies de compensation de la gravité ressortent de la littérature : la compensation *passive*, la compensation *active* et le soutien.

1.3.1 Compensation *passive*

La compensation de la gravité peut être réalisée soit en ajoutant des contrepoids, soit en introduisant des éléments élastiques dans une structure articulée afin de réduire la charge sur les articulations. Cette stratégie de compensation est qualifiée de *passive* en raison du fait qu'elle utilise des éléments mécaniques passifs, c'est-à-dire n'apportant aucune énergie au système depuis l'extérieur.

L'ajout de contrepoids peut conduire à un système qui contrebalance le poids du bras de manière satisfaisante dans une bonne partie de l'espace de travail. Cependant, les masses additionnelles nécessaires induisent une inertie importante lors des mouvements et impliquent de dimensionner la structure en conséquence [53], c'est pourquoi cette stratégie ne sera pas utilisée dans le cadre de ce travail. L'introduction d'éléments élastiques contrant l'action de la gravité au sein de la structure semble quant à elle plus appropriée car la structure résultante peut rester compacte et légère. Le T-WREX [16] et l'Armeo Spring de Hocoma™ [54] sont des dispositifs qui permettent de compenser le poids du membre supérieur au niveau de l'épaule et se composent d'une structure passive de type exosquelette à cinq DDL. Leur mécanisme quatre barres, parallèle au bras, est muni d'élastiques ou de ressorts réglables sur sa diagonale afin de produire une force constante verticale dans l'espace de travail des structures (Fig. 1.4).

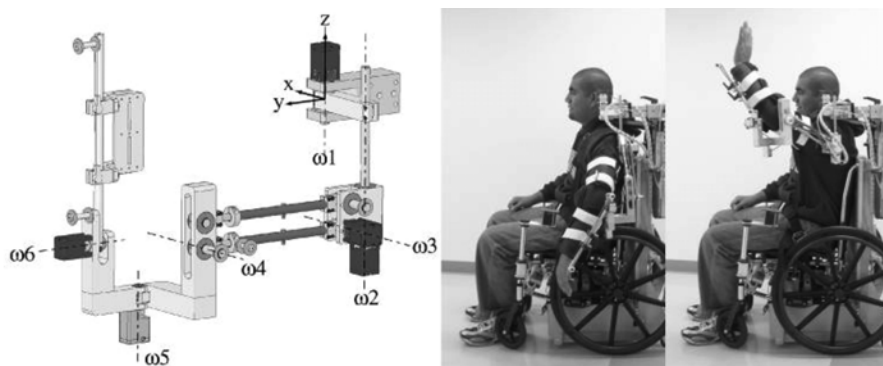


Fig. 1.4 – Vue des axes de rotation de la structure du T-WREX et du mécanisme 4-barres du T-WREX assurant l'abduction du bras. Utilisation du dispositif par un sujet [16].

Une autre approche de compensation *passive* est, par exemple, le Freeball [18] qui est un dispositif relativement simple composé d'un ressort et d'un bras de levier relié aux coques du coude et de l'avant-bras au moyen de câbles. Selon le principe

illustré à la Fig. 1.5, une fois la tension du ressort réglée pour chaque patient et pour une configuration, le mécanisme à ressort génère une force verticale $F_{sp,z}$ de norme constante quelle que soit l'orientation β de la poutre R_2 . Cette force verticale est alors transmise, par un jeu de poulies, au support du patient qui est soutenu par une force verticale $F_{c,s}$ constante et indépendante de la position du membre supérieur.

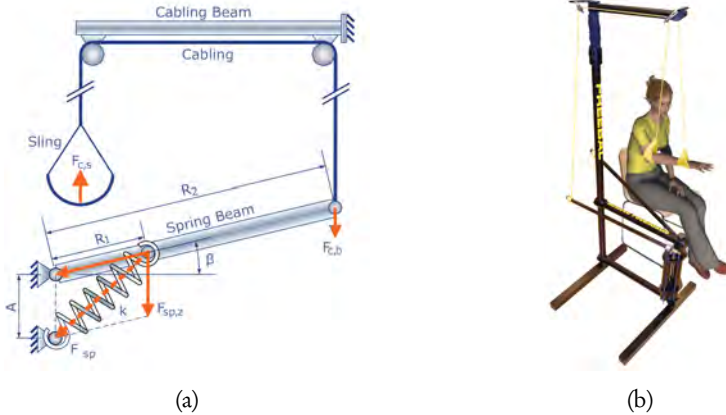


Fig. 1.5 – Illustration du principe de compensation de la gravité dans le Freeball [18].

Toutefois, le T-WREX et le Freeball ne permettent de compenser la gravité précisément que dans la configuration du membre supérieur où la force dans l'élément élastique a été réglée. En effet, comme les couples dus à la gravité au niveau des articulations du patient sont dépendants de la configuration du membre supérieur, les forces de compensation appliquées aux interfaces sont entachées d'une erreur dès que la configuration du membre supérieur diffère de la configuration de référence. Dans le cas de l'utilisation du Freeball, cet effet limite l'espace de travail de la position de la main à un cercle de 50 cm de rayon. Dès lors, pour compenser les couples dus à la gravité de manière satisfaisante dans l'espace de travail du membre supérieur, il est nécessaire d'introduire des éléments pouvant générer un couple variable en fonction de l'orientation du membre.

Dans une approche *passive*, ceci est accompli soit en utilisant des ressorts non-linéaires conçus spécifiquement pour l'application, soit en utilisant de simples ressorts mais en induisant une variation géométrique du bras de levier lors du mouvement. Le dispositif de compensation ARMON [55, 56], présenté à la Fig. 1.6, permet de compenser l'action de la gravité sur le membre supérieur dans un espace de travail important grâce à la génération d'un couple non-linéaire produit au moyen d'un système mécanique complexe composé de ressorts et de cames. Ce dispositif est prévu pour être monté sur la chaise roulante de patients souffrant de maladies musculaires. Par contre, les ressorts du dispositif ARMON doivent être finement réglés pour chaque patient.

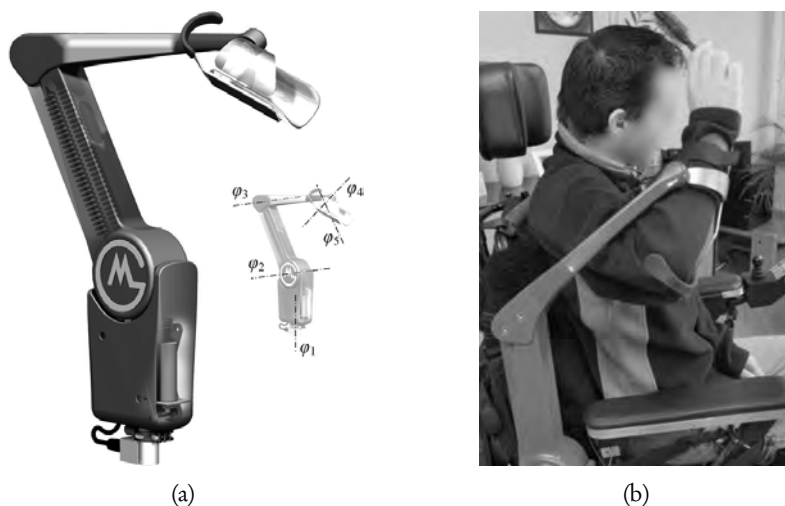


Fig. 1.6 – Illustration du dispositif ARMON permettant de générer un couple dépendant de l'orientation, pour une compensation plus précise dans l'espace de travail [56].

1.3.2 Compensation active

Une approche radicalement différente pour produire les efforts nécessaires à la compensation du poids du membre supérieur est d'utiliser des actionneurs qui sont montés sur une structure mécanique liée au membre. Cette stratégie de compensation est alors qualifiée d'*active* en raison du fait qu'elle utilise des éléments actifs, c'est-à-dire apportant de l'énergie depuis l'extérieur au système.

Le robot Act3D [57] est un robot HapticMASTER™ [58] à trois DDL où l'effecteur est lié à l'avant-bras. Son schéma de contrôle lui permet d'imposer des forces verticales afin de contraindre l'avant-bras à un plan ou de le supporter en appliquant une force constante quelle que soit sa position dans l'espace, ce qui ne permet pas de compenser précisément le poids du membre supérieur mais revient plutôt à restreindre son espace de travail.

La Haptic Workstation™ [59] est un robot bi-manuel haptique¹ permettant un retour de force en vue d'immerger le sujet dans un environnement virtuel (Fig. 1.7 (a)). Celui-ci est composé d'un effecteur distal lié aux poignets et d'un exosquelette de la main, afin d'avoir le retour de forces sur les parties distales du membres supérieur. Il a été observé toutefois que l'utilisation de ce dispositif était vite fatigante en raison du fait que les membres supérieurs devaient être dans des positions élevées pendant de longues périodes. C'est pourquoi il a été muni d'une compensation *active* de gravité selon une stratégie de contrôle originale [19]. L'idée est de procéder à une calibration

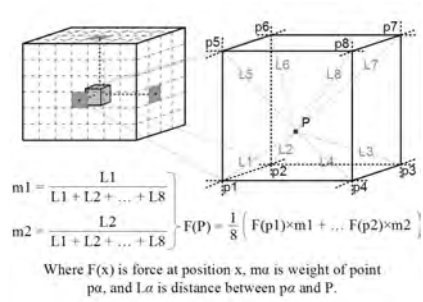
1. Par haptique, on parle de la science liée à la sensation tactile.

pour déterminer un champ de force d'anti-gravité, en fonction de la position, pour ensuite le compenser dans le schéma de contrôle du robot haptique.

Tout d'abord, l'ensemble composé des membres supérieurs et du robot sont amenés à parcourir, de manière discrète, un ensemble de points de l'espace de travail, illustré par les sommets des cubes de la Fig.1.7 (b). En chaque point, un algorithme itératif est automatiquement lancé dans le but de déduire la force verticale permettant de maintenir le membre supérieur, relâché, à la position de consigne. Ensuite, une fois le champ de force discret d'anti-gravité estimé, il est possible d'évaluer le champ de force continu d'anti-gravité, c'est-à-dire à n'importe quelle position à l'intérieur des petits cubes, par une interpolation linéaire en trois dimensions depuis les sommets du cube en question, comme l'illustre les équations de la Fig.1.7 (b). Enfin, ce champ de force estimé devient une composante additionnelle de la consigne de force du robot haptique, ce qui permet de compenser, avec précision, la gravité au moyen des actionneurs quelle que soit la position dans l'espace de travail.



(a)



(b)

Fig. 1.7 – Vue de l'Haptic Workstation™ et illustration de la manière de calculer le champ de force continu dû à la gravité depuis des valeurs discrètes [19].

Cette stratégie de compensation est intéressante dans le cadre de la rééducation puisqu'elle permettrait de compenser la gravité au moyen des robots de rééducation sans nécessiter de système additionnel. En effet, elle utilise les actionneurs déjà montés sur les structures des robots pour produire les efforts nécessaires à la compensation et qui sont imposés par un schéma de contrôle adapté. De plus par rapport à des stratégies passives, elle offre une bien plus grande flexibilité de modification du champ de force pour, par exemple, changer le niveau de compensation au cours des exercices puisque tout se déroule dans la couche software du contrôleur. Toutefois, la méthode de calibration présentée en [19] pour estimer le champ de force d'anti-gravité s'avère être longue et fastidieuse en raison du nombre important de points à identifier.

Une approche semblable a été appliquée au robot de rééducation MACARM [20]. Ce robot est un effecteur pouvant générer des forces dans les trois dimensions au niveau de la poignée par le biais de câbles [60], comme l'illustre la Fig. 1.8. Il permet dès

lors de mobiliser le complexe articulaire de l'épaule et du coude de manière couplée en raison du sous-actionnement du membre supérieur. Ici aussi, une phase de calibration parcourant l'espace de travail de manière incrémentale (distance de 2.5 cm) a été implémentée afin d'estimer en chaque point les forces F_h et F_v (Fig. 1.8) nécessaires pour maintenir le membre supérieur relâché en position au moyen du robot¹. Une fois que ces forces discrètes ont été estimées, le champ de force continu est calculé sur la base de celles-ci par un lissage au moyen de splines. De manière similaire à l'Haptic Workstation™, l'opposé du champ de force dû à la gravité est alors rajouté aux consignes de force du robot avec la particularité de pouvoir moduler les niveaux de compensation selon les besoins du patient ou les exercices pratiqués.

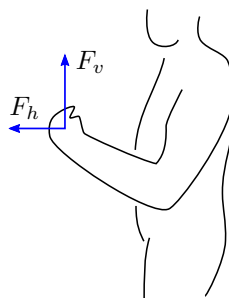


Fig. 1.8 – Vue du robot à effecteur à câbles MACARM [20] et principe du mode d'action dans le plan sagittal.

1.3.3 Soutien

Une dernière approche de compensation de gravité consiste à soutenir le membre supérieur en restreignant, de manière mécanique ou contrôlée, ses mouvements à un espace de travail où la gravité n'a pas d'effet sur les efforts articulaires, typiquement un plan horizontal. Certains robots à effecteur distal, comme le REAplan [33], le In-Motion 2 [61] ou le Gentle/S [62], proposent des éléments de soutien de l'avant-bras afin que le coude et l'épaule ne subissent pas la pesanteur dans l'espace de travail plan.

Cette stratégie ne peut pas répondre aux attentes de cette recherche en raison des limitations trop importantes qu'elle implique, en termes d'espace de travail ou

1. Le temps nécessaire pour effectuer cette phase de calibration est d'environ 20 min selon les auteurs [20].

d'interaction en efforts, et peut être qualifiée uniquement de soutien du membre supérieur bien qu'elle soit qualifiée, par abus de langage, de compensation de gravité par certains.

1.4 Objectifs et stratégie de la thèse

En plus de présenter à elle seule un intérêt thérapeutique non-négligeable, la compensation de gravité pourrait être mise en œuvre plus largement sur les robots de rééducation afin de faire profiter pleinement, et au plus tôt après l'AVC, du potentiel que peut offrir la thérapie robotisée aux patients les plus faibles.

L'objectif principal de cette thèse est dès lors de développer une solution *générique* permettant de compenser les efforts dus à l'action de la gravité sur le membre supérieur du patient au sein des robots dédiés à leur rééducation. Par le terme *générique*, on parle de développer une solution de compensation qui soit applicable à n'importe quel robot de rééducation, quelle que soit sa structure, en un minimum de particularisation.

L'aperçu de l'état de l'art présenté ci-avant a montré qu'il existe principalement deux approches pour compenser la pesanteur. Dans le cas d'une approche *passive* et lorsque des efforts constants sont appliqués sur le membre supérieur, l'espace de travail de celui-ci s'en retrouve fortement limité. Pour compenser la gravité dans une plus grande partie de l'espace de travail avec une telle approche, il est nécessaire de générer des efforts de compensation qui sont dépendants de la configuration du membre supérieur, ce qui implique une conception subtile et complexe des éléments passifs à intégrer. De plus, ces conceptions *passives* s'avèrent être lourdes et encombrantes et la modulation de la compensation appliquée au cours des exercices n'est pas aisée.

L'approche *active* semble, quant à elle, plus prometteuse pour une utilisation avec un exosquelette car elle permet d'utiliser les actionneurs déjà présents dans la structure du robot pour générer, dans l'entièreté de l'espace de travail du robot, les efforts nécessaires à la compensation, et ce, même si ceux-ci sont dépendants de la configuration du membre supérieur [19]. De plus, cette approche permet de moduler aisément, au cours des exercices ou de la thérapie, le niveau de compensation à appliquer au patient. Toutefois, le champ de force (ou le champ de couples articulaires du patient) dû à la gravité reste délicat à estimer en raison du nombre important de DDL du membre supérieur et de ses grands débattements. L'étape de calibration proposée dans la littérature où l'espace de travail est parcouru systématiquement est sans conteste le principal point négatif de cette stratégie car elle est trop longue et contraignante que pour pouvoir être appliquée en routine clinique.

Sur la base de l'état de l'art et de ces constatations, nous avons décidé d'adop-

Robot + membre supérieur du patient
 + capteurs robot
 + capteurs de mesure de la configuration

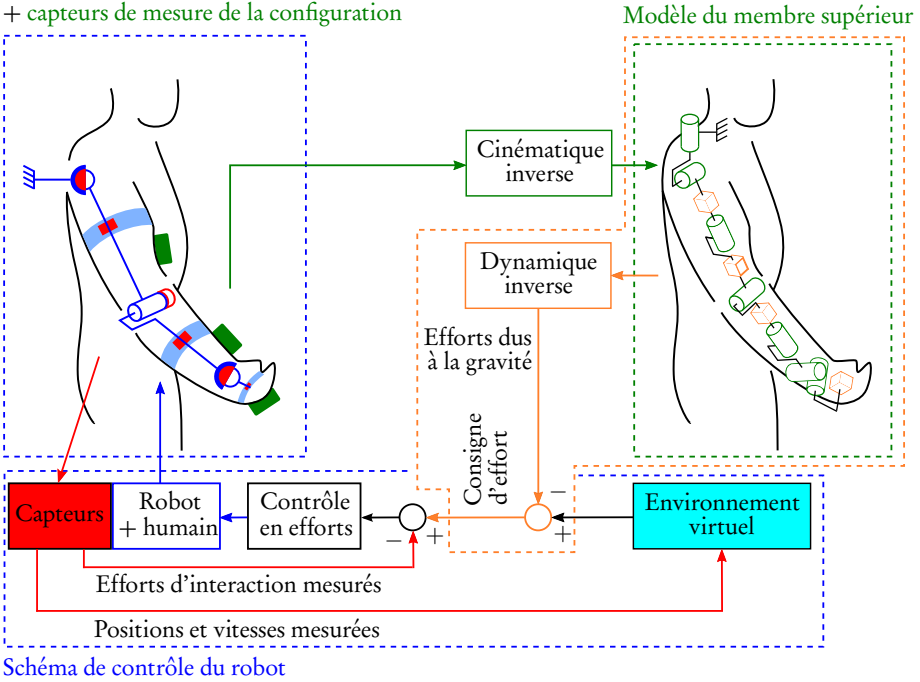


Fig. 1.9 – Illustration de la stratégie de la compensation *active* proposée dans le cadre de cette recherche.

ter une stratégie de compensation *active* de la gravité. Pour déterminer le champ de force ou de couple nécessaire à annuler la pesanteur, nous proposons une stratégie radicalement différente de celle proposée dans la littérature. La méthode consiste à simuler, en temps réel, le modèle du membre supérieur afin de calculer en chaque position la valeur du couple articulaire dû à la pesanteur. De plus, la solution se voulant *générique*, c'est-à-dire applicable à diverses structures de robot de rééducation (exosquelette ou même robot à effecteur distal), il est avantageux de mettre en œuvre une instrumentation de mesure afin d'estimer la configuration du membre supérieur indépendamment des mesures réalisées par le robot utilisé. Un avantage supplémentaire associé à cette approche est qu'elle permettrait à des robots ne gérant que certains DDL du membre supérieur de pouvoir bénéficier d'une compensation de gravité calculée sur base de la configuration de tous les DDL du membre supérieur, ce qui est au bénéfice de la précision de la compensation.

La stratégie proposée dans le cadre de cette thèse peut être résumée à la Fig. 1.9 où l'on peut distinguer principalement quatre sous-ensembles :

1. Un *modèle du membre supérieur* qui est à tout moment dans une configuration identique à celle du membre supérieur réel et qui constitue le noyau central de

la stratégie proposée.

2. Une *instrumentation de mesure de la configuration du membre supérieur* qui permet, de pair avec des calculs de cinématique inverse, d'estimer la configuration des articulations du membre réel.
3. Un *robot exosquelette* qui permet, grâce à son *schéma de contrôle*, de générer, dans les articulations du patient, les efforts issus des lois comportementales implémentées.
4. Une *compensation de la gravité* qui consiste en la soustraction des efforts articulaires dus à la gravité, calculés par une dynamique inverse du membre supérieur, des efforts de consigne générés par l'Environnement virtuel du schéma de contrôle du robot.

Ces quatre sous-ensembles de la stratégie ont fait l'objet de développements spécifiques afin de répondre à l'objectif global qui constitue la contribution principale de cette thèse. Néanmoins, chacun de ces développements, et en particulier l'*instrumentation de mesure* et le *robot exosquelette*, constituent des contributions secondaires car ils pourraient servir à d'autres fins en dehors du cadre strict de cette thèse.

Les enjeux et les spécifications ou exigences de chacun de ces sous-ensembles sont décrits dans les sous-sections suivantes et les thèmes *Instrumentation de mesure de la configuration du membre supérieur*, *Exosquelette pour la rééducation du membre supérieur* et *Compensation de la gravité* font l'objet des trois parties qui constituent cette thèse.

1.4.1 Modèle du membre supérieur

Le modèle du membre supérieur constitue le point central de la stratégie de compensation adoptée. En effet, celui-ci est nécessaire, d'une part, pour représenter la configuration du membre supérieur et pour permettre, d'autre part, à la dynamique inverse de calculer les couples articulaires dus à la gravité.

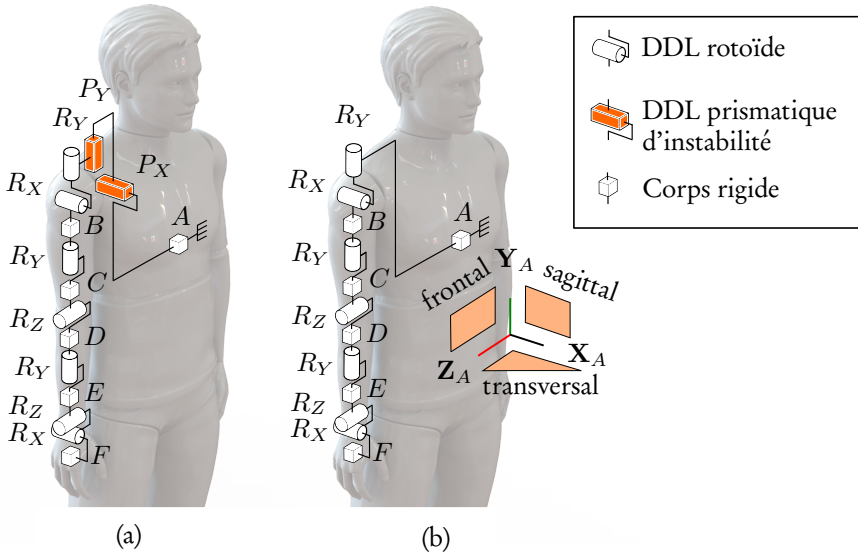


Fig. 1.10 – Modèle du membre supérieur avec mouvements de la scapula (a) et modèle retenu pour la représentation et la simulation du membre supérieur (b).

La présentation de l'anatomie, des articulations du membre supérieur et de la démarche de sa modélisation sont détaillés à l'Annexe A. La démarche de modélisation cinématique du membre supérieur, présentée à l'Annexe A.3, a permis d'établir le modèle simplifié du membre supérieur, illustré sur la Fig. 1.10 (a), qui peut décrire, avec une précision suffisante, l'ensemble de ses mouvements. Au niveau du complexe articulaire de l'épaule, le modèle présente cinq DDL rotoïdes indépendants : trois pour les mouvements du bras et deux pour les mouvements de la scapula. Ces deux derniers DDL prismatiques sont qualifiés de DDL d'instabilité car ils visent à modéliser les mouvements parasites que peut avoir la position de l'articulation gléno-humérale lors des mouvements du bras. Au vu des déplacements importants pouvant survenir, il est nécessaire d'en tenir compte lors de la modélisation du membre supérieur en vue, par exemple, de sa mobilisation par un exosquelette. Toutefois, dans le contexte global de la compensation de gravité, l'utilité de modéliser les mouvements de la scapula peut être mis en doute. En effet, les mouvements d'élévation-abaissement ou d'antépulsion-rétropulsion de l'articulation sterno-claviculaire (illustrés en annexe sur la Fig. A.3) ont un effet limité sur le calcul du couple dû à la gravité au niveau de l'épaule : Dans une configuration du membre supérieur donnée, le bras

est encastré dans l'articulation scapulo-humérale et le couple dû à la gravité reste inchangé quelque soit la position de l'encastrement. De plus, les articulations de la ceinture scapulaire ne doivent pas être compensées car elles subissent moins les effets de la gravité et sont déjà supportées par le manteau musculaire de l'épaule. Dès lors, un modèle du membre supérieur où la scapula est considérée immobile par rapport au tronc, est utilisé dans le cas du calcul des efforts dus à la gravité (Fig. 1.10 (b)). Ce dernier comporte sept DDL et est relié au tronc, admis comme base, au travers du corps rigide *A*. Les corps rigides *A* à *F* ont été introduits dans le modèle afin de tenir compte de la longueur des segments et de leurs paramètres inertiels dans le but de réaliser des simulations dynamiques de l'ensemble. Les sept DDL de ce modèle correspondent aux mouvements anatomiques du membre supérieur qui sont définis aux Fig. 1.11, 1.12 et 1.13 pour le bras, l'avant-bras et la main respectivement.

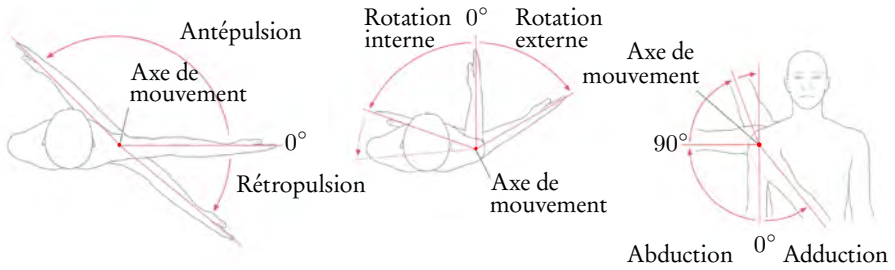


Fig. 1.11 – Définition des mouvements du bras [63].

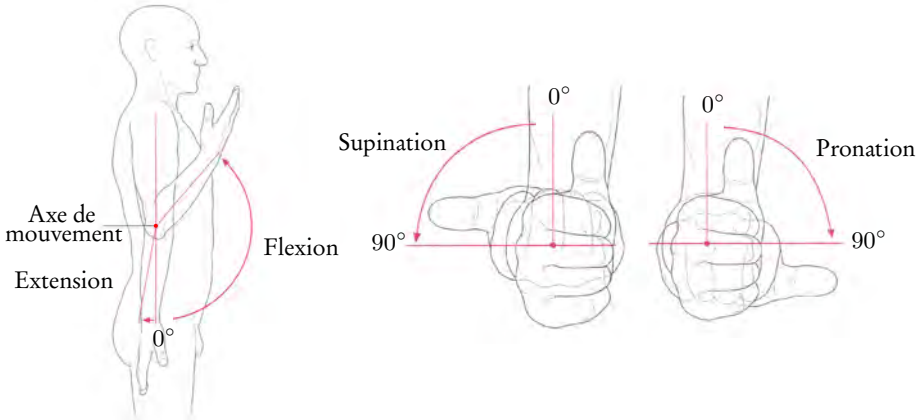


Fig. 1.12 – Définition des mouvements de l'avant-bras, cas membre droit [63].

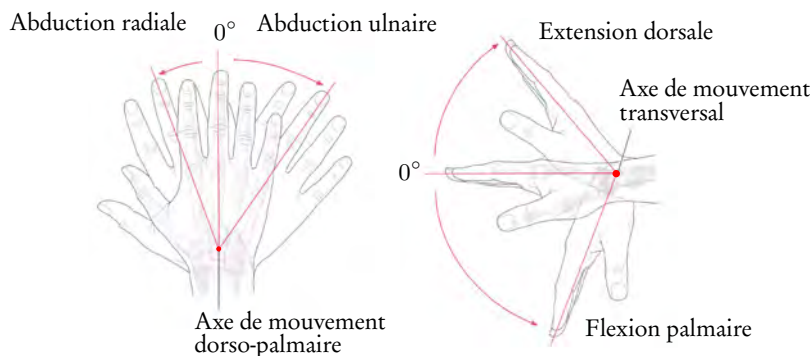


Fig. 1.13 – Définition des mouvements de la main [63].

1.4.2 Instrumentation de mesure de la configuration du membre supérieur

L'instrumentation doit mesurer la configuration du membre supérieur pour que le modèle de celui-ci soit, à chaque instant, dans une configuration identique. Concrètement, cette instrumentation doit être capable de mesurer les sept DDL du membre supérieur. Les débitements de ces DDL sont repris à la Table 1.1 et correspondent aux valeurs maximales des articulations en question, toutes configurations du membre supérieur confondues [63]. Les vitesses à considérer ne sont pas celles d'un bras sain pratiquant, par exemple, une séance sportive¹. En effet, l'utilisation de l'instrumentation de mesure se faisant en parallèle à celle du robot de rééducation, il est dès lors logique que les spécifications de vitesse correspondantes soient celles du robot. Les spécifications considérées sont celles du robot ShouldeRO [65] et les accélérations maximales sont de l'ordre de celle de la gravité. Du point de vue de la précision d'estimation des orientations des différents DDL constituant le membre supérieur, celle-ci devrait être différente selon la position dans la chaîne cinématique formée par le bras. En effet, au plus une articulation est distale à l'épaule, au plus le couple dû à la gravité y est faible et au moins une erreur dans l'estimation de sa configuration a d'influence sur le couple dû à la gravité au niveau des articulations proximales. Toutefois, afin de permettre d'utiliser l'instrumentation à d'autres fins que la compensation de la gravité, nous avons posé une exigence de précision identique sur tous les DDL du membre supérieur, c'est-à-dire une précision 3° qui représente une erreur cinématique du membre supérieur acceptable, au regard de la précision nécessaire à l'exécution de tâches fonctionnelles. En outre, la cinématique du membre supérieur, obtenue depuis l'instrumentation de mesure, doit pouvoir être calculée en temps-réel à une fréquence d'échantillonnage d'au moins 50 Hz.

En plus de ces exigences quantitatives, l'instrumentation doit répondre à une sé-

1. Dans ce cas, les vitesses de pointe peuvent être d'un ordre de grandeur supérieure : jusqu'à 2400°/s en rotation interne lors d'un service de balle en tennis [64].

Mouvement	Débattement, [63]	Vitesse, [65]
Antépulsion/Rétropulsion	160°/−50°	45°/s
Abduction/Adduction	160°/−40°	45°/s
Rot. interne/externe	95°/−90°	180°/s
Flexion/Extension du coude	150°/−10°	180°/s
Pronation/Supination	90°/−90°	180°/s
Abduction radiale/ulnaire	20°/−40°	180°/s
Flexion palmaire/Extension dorsale	80°/−60°	180°/s

Table 1.1 – Spécifications de l'instrumentation de mesure : débattement et vitesse des différentes articulations du membre supérieur.

rie d'exigences plus pratiques. Les éventuels capteurs à monter sur le membre du patient doivent être légers et compacts afin de ne pas gêner les mouvements du patient et du robot. L'espace de travail du système doit être au minimum une sphère d'un rayon de 1.5 m centrée sur l'articulation de l'épaule et le système doit être en mesure de fonctionner dans un local non dédié en milieu clinique. Enfin, un patient doit pouvoir être équipé du système de mesure en un minimum de temps, afin de ne pas empiéter sur le temps effectif de rééducation lors des séances de kinésithérapie.

1.4.3 Exosquelette pour la rééducation du membre supérieur

Avec la stratégie de compensation proposée, l'exosquelette doit générer les efforts articulaires nécessaires pour compenser les efforts dus à la pesanteur en plus des efforts nécessaires pour simuler l'environnement virtuel désiré. En principe, n'importe quel robot de rééducation du membre supérieur pourrait être utilisé dans le cadre de la présente recherche, mais il a été décidé de faire usage de l'exosquelette modulaire développé au sein de notre laboratoire, le modEXO [65]. Toutefois, cet exosquelette n'étant pas totalement achevé et opérationnel, notre attention a été portée sur le module associé à l'épaule afin de le rendre fonctionnel et apte à intégrer la compensation de gravité proposée. Ce choix de se focaliser sur le module dédié à l'épaule est guidé par le fait que l'épaule est la base du membre supérieur et qu'il supporte dès lors les effets dus à la gravité les plus importants. Par ailleurs, ce choix ne remet pas en cause la nécessité de déduire les efforts dus à la gravité sur la base de la configuration de l'ensemble du membre supérieur, car ceux-ci en sont complètement dépendants.

Nous pouvons passer en revue les principales spécifications auxquelles doit répondre l'exosquelette. Celui-ci doit pouvoir mobiliser l'épaule selon les débattements et vitesses spécifiées à la Table 1.1 et ce, avec une précision de 3° et 1°/s respectivement. Un couple produit au niveau de l'épaule doit pouvoir atteindre 30 Nm en continu et 48 Nm en pointe. En plus de ces spécifications quantitatives, l'exosquelette doit s'adapter aisément aux différentes tailles de patient, présenter un encom-

brement aussi faible que possible dans la périphérie du bras, et enfin, avoir un aspect soigné.

1.4.4 Compensation de la gravité

La compensation active de la gravité constitue l'élément fédérateur qui intègre tous les développements liés au modèle du membre supérieur, à son instrumentation et à l'exosquelette qui le mobilise. Le modèle comporte des corps rigides tout au long de sa chaîne afin d'introduire tous les paramètres qui influencent les couples articulaires dus à la gravité, à savoir les masses, la position des centres de masse et les longueurs des segments le constituant. Sur base de ce modèle, qui est à tout moment dans la même configuration que le membre supérieur grâce à l'instrumentation, une dynamique inverse permet de calculer les efforts dus à la pesanteur afin de les soustraire aux consignes de champ de force ou couple imposés dans le schéma de contrôle du robot.

Première partie

Instrumentation de mesure de la configuration du membre supérieur

Systèmes de mesure du mouvement humain

2

Les techniques de mesure du mouvement humain sont utilisées dans de nombreux domaines, allant de l'animation numérique et des effets visuels cinématographiques jusqu'à l'analyse biomécanique dans le milieu médical. Plus spécifiquement dans ce domaine, ces techniques ont un intérêt, entre autres, pour l'analyse du mouvement de patients souffrant de troubles de la marche [66, 67] ou de troubles liés à l'utilisation du membre supérieur [68], pour réaliser des retours artificiels au niveau du contrôle moteur [69] ou encore pour immerger des patients dans une réalité virtuelle en vue de réaliser des jeux sérieux dans le cadre d'une rééducation [70].

Le présent chapitre a pour but d'exposer de manière non-exhaustive les principales technologies existantes dans ce domaine afin de sélectionner la technologie la plus adaptée aux besoins définis à la Section 1.4.2. La structure de ce chapitre est directement inspirée de la classification des technologies de mesure proposée en [71].

2.1 Suivi visuel

2.1.1 Visuel avec marqueurs

Les solutions optiques avec marqueurs sont des systèmes de vision composés d'un réseau de caméras qui permettent de positionner des marqueurs, passifs ou actifs, placés sur le sujet. Les systèmes Vicon, Optitrack, Qualisys, Standard Deviation ou encore BTS bioengineering SMART sont composés d'émetteurs fixes de lumière infrarouge réfléchies vers des caméras de haute résolution par des marqueurs passifs disposés sur les membres du sujet. La combinaison logicielle de toutes les informations des caméras permet de mesurer avec une grande précision la cinématique du sujet sur la base de la position des caméras dans la pièce, de la position des marqueurs sur le sujet et de son modèle cinématique. Les systèmes Coda ou encore PhaseSpace sont

basés sur le même principe hormis le fait que les émetteurs de lumière infrarouge sont disposés sur le sujet et font office de marqueurs actifs.

Tous ces systèmes sont des références en termes de précision. De plus, la cinématique du modèle humain peut être résolue dans certains cas en temps réel, qu'ils soient à marqueurs actifs ou passifs. Toutefois, ils nécessitent une infrastructure lourde et coûteuse, un temps d'installation du sujet important et peuvent souffrir de problèmes d'occlusion¹ si le nombre de caméras est trop faible et/ou si un dispositif additionnel, comme un exosquelette, est placé par dessus les membres du sujet.

2.1.2 Visuel sans marqueur

La première approche d'une mesure sans marqueur est constituée de solutions optiques composées d'une ou plusieurs caméras vidéos dont le traitement logiciel des images permet de retrouver la cinématique du sujet. L'état de l'art des recherches dans ce domaine est proposé en [71]. Au début, il s'agissait d'extraire les contours des sujets mesurés depuis les images d'une caméra, puis il a été possible d'analyser en trois dimensions les mouvements humains sur base de plusieurs caméras. À l'heure actuelle, cette technique de mesure du mouvement humain est le thème de nombreuses recherches et développements techniques.

On peut citer, par exemple, le logiciel iPi Studio [72] qui permet de combiner les prises de plusieurs caméras vidéos classiques pour reconstruire finement et précisément la cinématique du corps du sujet. Bien que cette technique semble très prometteuse, à l'heure actuelle elle demande une trop grande puissance de calcul pour résoudre la cinématique en temps réel².

Une autre approche est l'utilisation d'une caméra qui estime la profondeur de champ par la mesure du temps de vol de la lumière infrarouge au moyen d'une matrice d'émetteurs et de récepteurs. Ce type de caméra a fait une percée importante dans le domaine du divertissement lors de la commercialisation de la Kinect par Microsoft. Ce type de caméra permet d'estimer la cinématique d'un sujet en temps réel afin d'interagir avec des jeux sur console vidéo. Cette caméra a été détournée dans de nombreuses recherches afin d'évaluer la possibilité de l'utiliser à des fins cliniques. En comparant les résultats à un système de référence, Chang [73] a montré qu'il était possible d'estimer la cinématique du membre supérieur avec une précision acceptable mais variable et que la performance était fortement liée à la position de la caméra. Stone [74] a quant à lui conclu, dans le cas de l'analyse de marche, que la Kinect était une piste intéressante, mais qu'elle souffrait de problèmes d'occlusion et de perte de détection des membres lorsque ceux-ci sont proches les uns des autres.

1. Par occlusion, on parle du recouvrement visuel de certains capteurs par un membre ou par un autre capteur.

2. Selon le fabricant, une prise d'une seconde demande, au moyen d'un puissant ordinateur de bureau, au moins une vingtaine de secondes de traitement pour la reconstruction cinématique.

À noter enfin que des caméras concurrentes, comme la DS-311 de SoftKinetic ou la Carmine de PrimeSense, présentent des performances semblables mais avec un taux de rafraîchissement plus élevé (60 images par seconde contre 30 pour la Kinect).

Cette technique nécessite donc une infrastructure matérielle légère et les logiciels nécessaires au traitement des données de la matrice du capteur sont intégrés dans le capteur même, ce qui limite grandement la quantité d'informations à traiter par l'ordinateur de réception. Toutefois, cette technique peut souffrir de problèmes d'occlusion lorsque un dispositif additionnel est monté sur le bras ou lorsque les bras s'entrecroisent par exemple, à cause de la relativement faible résolution des capteurs. De plus, on ne peut pas dire à l'heure actuelle que cette technologie soit assez mûre pour mesurer la cinématique du membre supérieur avec une précision suffisante. Toutefois, au vu des développements dans ce domaine, cette technologie sera sans conteste incontournable dans l'avenir, grâce à l'absence de marqueurs sur le sujet et l'absence de procédures d'initialisation.

2.2 Suivi non visuel

2.2.1 Magnétique

Les systèmes magnétiques sont composés d'un émetteur fixe d'impulsions magnétiques qui sont mesurées par un réseau de petits capteurs disposés sur le sujet. Le TrakSTAR de Ascension Technology Corporation, par exemple, est composé de capteurs miniatures qui peuvent mesurer le champ magnétique produit par un émetteur fixe pour déduire la position et l'orientation de chacun des capteurs avec une précision pouvant atteindre 4 mm et 0.5° respectivement [75]. Le système Liberty de Polhemus permet quant à lui d'atteindre encore une meilleure précision en orientation de 0.3° [76].

Les solutions électromagnétiques ont été largement utilisées dans le passé pour le suivi de mouvements humains grâce à leur très faible encombrement sur le sujet, leur grand taux de rafraîchissement et l'absence du risque d'occlusion [71]. Toutefois, ces systèmes restent sensibles aux perturbations lorsque des matériaux ferromagnétiques ou des appareils électroniques sont présents dans l'environnement [77], ce qui se traduit par des dérives et une diminution de la précision prétendue. Ils nécessitent dès lors d'être installés dans des locaux avec un environnement électromagnétique maîtrisé. Cette solution n'est pas envisageable si un robot de rééducation est présent à proximité des capteurs en question.

2.2.2 Acoustique

Par système acoustique, on parle de systèmes permettant de mesurer le temps de vol d'une brève impulsion ultrasonique entre émetteurs et récepteurs. Il est pos-

sible par ce biais de localiser la position d'un sujet dans l'espace en disposant un émetteur sur le sujet et en localisant plusieurs récepteurs dans une salle dédiée [78]. On peut citer par exemple le système Weartrack qui permet de mesurer la position d'un doigt équipé d'un émetteur par rapport à la tête du sujet équipée de trois récepteurs [79]. Les principaux inconvénients intrinsèques à cette technologie sont : une faible fréquence d'échantillonnage, un encombrement important et une sensibilité importante aux occlusions. C'est la raison pour laquelle cette technologie n'est plus développée à des fins de suivis du mouvement humain.

2.2.3 Inertiel

Les solutions inertielles sont utilisées depuis de nombreuses années dans l'aéronautique et la balistique. Celles-ci prennent également une place de plus en plus importante dans les domaines du divertissement, de la robotique, de l'ergonomie mais aussi de la médecine [69]. Cette croissance est notamment due à la miniaturisation impressionnante des composants MEMS¹ et au développement d'algorithmes permettant d'obtenir des mesures avec un grand taux de rafraîchissement et de limiter les dérives de mesure par la fusion des mesures de différents types de capteurs. Par système inertiel, on parle de systèmes intégrant un ou des accéléromètres et des gyroscopes dont la mesurande² est obtenue sur base de leur inertie propre :

- Les accéléromètres sont constitués d'une masse supportée par un élément flexible qui se déforme proportionnellement à l'accélération et à la gravité subie par la masse. L'accélération subie par le capteur est déduite sur base de la déformation mesurée.
- Les gyroscopes sont généralement constitués d'une masse mise en vibration qui subit une vibration additionnelle causée par l'effet Coriolis lorsque la masse subit une vitesse angulaire [80].

Un accéléromètre tri-dimensionnel (3-D) peut être utilisé seul pour mesurer un mouvement humain si des mouvements à très faible dynamique (une bande passante de maximum 2 Hz, [69]) sont considérés. En effet, comme on ne peut mesurer que l'orientation du vecteur gravité dans ce cas, toute accélération linéaire devient une perturbation dans la mesure de l'inclinaison du vecteur gravité. Willemsen [81] a montré qu'il est possible de mesurer la flexion du genou au moyen d'accéléromètres avec une précision de l'ordre de 6°. Luinge [82] a quant à lui mesuré la configuration du membre supérieur en atteignant une précision inférieure à 3° au moyen d'un filtrage avancé permettant de déduire les composantes pures d'accélération lors de mouvement à faible dynamique. Ce principe ne peut dès lors pas être utilisé pour mesurer des mouvements à dynamique élevée tels que certains mouvements libres du membre supérieur.

1. Pour *MicroElectroMechanical Systems*.

2. Grandeur que l'on cherche à mesurer

Bien qu'un gyroscope 3-D peut mesurer précisément la vitesse de rotation avec une dynamique élevée, il ne peut pas être utilisé seul pour déduire l'orientation par rapport à une rotation initiale. En effet, en raison des fluctuations dans le zéro et en raison du bruit de mesure des gyroscopes, l'intégration de la vitesse angulaire provoque une erreur de l'orientation qui peut augmenter de l'ordre de plusieurs degrés par seconde, ce qui est inadmissible durant le temps d'acquisition d'une thérapie.

Au vu des avantages et inconvénients propres à ces deux technologies de capteurs, de nombreux développements et recherches ont été menés pour réaliser une fusion des mesures de ces capteurs afin d'obtenir une mesure sans dérive de l'orientation, et ce, dans une large plage de dynamiques [83]. Certains auteurs ont conclu que les systèmes inertiels (nommés *Inertial Measurement Units* ou IMUs) peuvent être une bonne alternative aux systèmes optiques [84] et qu'ils sont utilisables en analyse de la marche, au vu de la précision atteignable [85]. Toutefois, la mesure de la cinématique du membre supérieur basée sur la fusion des accéléromètres et gyroscopes ne donne pas une précision suffisante car des erreurs d'orientation allant jusqu'à 30° peuvent être observées [86]. Ces erreurs peuvent principalement être imputées à des dérives lentes de l'angle de lacet des IMUs, c'est-à-dire autour de l'axe vertical terrestre. En effet, la fusion des accéléromètres avec les gyroscopes permet de compenser les dérives pour les angles d'inclinaison et de roulis mais pas pour l'angle de lacet.

Dans le but de compenser cette dérive de lacet, la plupart des systèmes inertiels actuels intègrent un magnétomètre 3-D dans le but de mesurer le champ magnétique terrestre, qui a une composante verticale et horizontale. Un tel système augmenté d'un magnétomètre 3-D forme un réseau de capteurs nommé MIMU (*Magnetic Inertial Measurement Unit*), AHRS (*Attitude Reference Heading System*) ou encore MARG (*Magnetic Angular Rate and Gravity*), dénomination que nous adopterons dans la suite de ce travail. La plupart des capteurs MARG commerciaux, comme par exemple ceux de MicroStrain, Xsens, VectorNav, InterSense, ou encore Philips [87] implémentent un filtre de Kalman [88] afin d'obtenir une mesure précise et sans dérive de l'orientation. D'autres approches sont toutefois possibles comme l'utilisation d'un filtre à gradient-descendant muni de compensation des dérives [89]. Les évaluations des performances des capteurs MARG réalisées ont montré qu'il était possible de mesurer la configuration du membre supérieur avec une erreur quadratique moyenne inférieure à 3.6° [90, 91].

2.2.4 Combinaison de plusieurs techniques

Cette section a pour but d'exposer les développements qui ont combiné deux technologies différentes afin d'augmenter la portabilité et/ou la précision du système de capteurs. Roetenberg [92] a développé un système combinant des capteurs MARG montés sur le membre supérieur et une ceinture générant des impulsions magnétiques codées et à basse fréquence au moyen de trois bobines disposées sur la

ceinture du sujet. Ces impulsions multi-directionnelles sont alors mesurées par les magnétomètres des capteurs MARG et leur distance par rapport à la ceinture peut être déduite par calcul. L'estimation de ces distances permet à un algorithme de fusion de réduire les dérives et d'obtenir une estimation de la configuration du membre supérieur avec une erreur moyenne quadratique inférieure à 2.1° . Vlasic [93] a proposé une combinaison de capteurs IMUs et ultrasons montés sur le membre supérieur avec des émetteurs ultrasons montés sur le torse du sujet afin de contrer les dérives des centrales inertielle.

Le système Hybrid Suit de Advanced Realtime Tracking [94] propose une combinaison de capteurs IMUs et de marqueurs réfléchissants placés sur le sujet avec des caméras disposées dans l'environnement. Grâce à l'hybridation du système, le constructeur certifie que le nombre de caméras nécessaires peut être réduit tout en conservant la même précision qu'un système à marqueurs de référence et ce, même en cas d'occlusion temporaire.

De manière plus prospective, les capteurs IMUs ou MARG peuvent être également combinés avec des technologies issus d'autres domaines afin d'améliorer l'estimation de la configuration du sujet. Le MVN MotionGrid de Xsens [95] propose, par exemple, une combinaison de capteurs MARG et de récepteurs radios qui mesurent le temps de vol de signaux *Ultra-wideband* émis par un réseau d'émetteurs disposés dans la pièce. Ceci permet d'annuler les dérives éventuelles des capteurs MARG et d'améliorer la précision du positionnement du sujet dans la pièce. Une autre technique consiste en la combinaison de capteurs de pression barométriques avec des capteurs IMUs [96, 97] ou des capteurs MARG [98] afin de contrer une dérive de l'estimation de la différence de hauteur parcourue par le sujet. Toutefois, cette technique de fusion n'apporte pas d'amélioration dans l'estimation de la configuration du membre supérieur car, à l'heure actuelle, la faible résolution de la mesure barométrique ne permet que la mesure d'importantes différences de hauteur par le système, comme par exemple l'estimation de la hauteur d'un sujet parcourant différents étages d'un bâtiment.

2.3 Suivi électromécanique

Les solutions électromécaniques sont des structures mécaniques qui se placent autour du membre supérieur. Celles-ci se déclinent en deux sous-catégories en fonction du caractère passif ou actif de la structure.

2.3.1 Structure passive

Les exosquelettes passifs sont des structures mécaniques avec des DDL intégrant des capteurs, tels que des inclinomètres ou encodeurs, dans le but de suivre et mesurer les mouvements des chaînes ostéologiques du sujet. L'exosquelette complet

Gypsy 7 de MetaMotion™ intègre des codeurs et des gyroscopes pour mesurer 14 DDL du corps avec une résolution de 0.125° [72]. L'ArmeoSpring de Hocoma™ permet, quant à lui, de mesurer les 7 DDL du membre supérieur avec une résolution de 0.2° [54]. Bien que ces deux exemples permettent de mesurer efficacement la configuration du membre supérieur, leur encombrement important ne permet pas de les combiner avec un exosquelette de rééducation.

Les goniomètres flexibles sont composés d'éléments souples dont la déformation, mesurée par des jauges de contrainte [99], par des éléments résistifs [100] ou par fibre optique [101], est une image de la configuration de l'articulation évaluée. Par rapport au système de référence de mesure Vicon, une étude [102] a montré que ces technologies peuvent atteindre une précision allant de 2° à 5° mais avec une dégradation de celle-ci lorsque les amplitudes de mouvement dépassent 120° .

En parallèle, des dispositifs qui s'apparentent à des gants capables de mesurer des mouvements de la main ont été développés, comme par exemple le CyberGlove III [59] ou le Manumeter [103].

2.3.2 Structure active

De manière générale, la mesure de la cinématique du membre supérieur peut se faire au moyen d'un robot de rééducation exosquelette, comme le Armin-III [104], ou même d'un robot à effecteur distal, comme le REAplan [33]. Toutefois, il est clair que si nous voulons être indépendants d'un robot en particulier pour le développement de la stratégie de compensation, cette solution n'est pas envisagée.

2.4 Comparaison

Cette section a pour but de présenter la comparaison objective des technologies du suivi du mouvement humain afin de sélectionner la technologie la plus adaptée à notre application.

2.4.1 Technologies retenues

Des technologies décrites ci-avant, seules les technologies suivantes ont été retenues afin d'être comparées sur la base d'exemples qui implémentent la technologie en question :

- Visuel avec marqueurs : système Vicon avec capteurs réfléchissants. Admis comme référence absolue dans la suite au vu de l'utilisation intensive de ces systèmes en milieu clinique.
- Visuel à profondeur : système composé d'une Kinect, sans marqueur sur le sujet [73].

- Visuel multiple : système utilisant deux Kinect ou plusieurs caméras vidéos, sans marqueur sur le sujet [72].
- MARG : capteurs intégrant magnétomètres, accéléromètres et gyroscopes 3-D [90, 92].
- Magnétique : système magnétique Liberty de Polhemus™.
- IMU et visuel : système combinant IMU et vision avec marqueurs [94].
- IMU et acoustique : capteurs intégrant accéléromètres, gyroscopes et récepteurs acoustiques [93].

2.4.2 Critères

Afin de comparer les technologies sélectionnées sur une base objective, sept critères ont été établis :

- Précision : le système présente une erreur quadratique moyenne qui peut être importante (—) ou raisonnable (—) par rapport à un système de vision avec marqueurs (0).
- Invasivité : le système n'occupe aucune place sur le sujet (+), occupe des petites zones sur le sujet (0) ou occupe de grandes zones du corps du sujet (—).
- Puissance de calcul : la résolution de la cinématique en temps réel est facile (+), possible (0) ou impossible (×) avec une puissance de calcul aisément disponible à l'heure actuelle.
- Coût : le système est beaucoup moins coûteux (++), moins coûteux (+) qu'un système visuel avec marqueurs (0).
- Maturité : le système est « mûr » techniquement et est disponible facilement sur le marché (0) ou le système n'est pas mûr techniquement (—).
- Espace de travail : le système offre au sujet un espace de travail plus grand qu'une zone de 10 m x 10 m (+), un espace de travail proportionnel au nombre et à la disposition des émetteurs et/ou caméras fixes dans la pièce (0) ou un espace de travail limité qui ne peut être agrandi (—).
- Temps d'installation : le temps d'installation du système et du sujet dans le système est jugé presque nul (++), rapide (+) ou normal (0).

2.5 Résultats et conclusion

Sur la base de ces critères, les technologies retenues ont été comparées au système visuel avec marqueurs, admis comme référence (Table 2.1). Il en ressort que les capteurs MARG sont les plus adaptés à l'application visée dans le cadre de ce travail car les systèmes de vision à multiples caméras ne permettent pas, à l'heure actuelle, de calculer la cinématique du membre en temps réel. Les capteurs MARG sont légers et compacts et occupent de relativement petites zones sur le membre supérieur du sujet. La cinématique du membre supérieur peut être résolue en peu de calculs en raison du nombre limité de capteurs et le temps d'installation du sujet dans le sys-

Technologie	Précision	Invasivité	Puissance calcul	Coût	Maturité	Espace de travail	Temps d'installation	Synthèse
Visuel avec marqueurs	0	0	0	0	0	0	0	réf.
Visuel à profondeur	--	+	0	++	-	-	++	5+/4-
Visuel multiple	0	+	×	++	-	0	++	5+/1-/1×
MARG	-	0	+	+	0	+	+	4+/1-
Magnétique	--	-	+	+	0	-	0	2+/4-
IMU et visuel	0	0	0	0	0	0	+	1+/0-
IMU et acoustique	-	-	+	+	-	+	+	4+/3-

Table 2.1 – Comparaison des différentes technologies possibles pour l'estimation de la cinématique du membre supérieur.

tème est faible car il suffit de positionner un capteur sur chaque segment du membre et d'opérer une procédure d'initialisation globale. De plus, ils n'imposent pas de limite à l'espace de travail du sujet et présentent un coût sensiblement plus faible que les autres technologies. Toutefois, on peut déplorer une précision moins bonne par rapport au système de référence qui est, en majeure partie, due à des dérives autour de l'axe vertical terrestre qui peuvent survenir dans un environnement magnétique perturbé.

Lors du choix d'un capteur MARG parmi ceux disponibles sur le marché, une grande attention a été portée sur la mise à disposition par le constructeur des codes source de l'interface d'acquisition afin de pouvoir les adapter facilement à nos besoins. Aussi, il était essentiel que la fusion des données des magnétomètres, accéléromètres et gyroscopes soit faite sur le capteur lui-même afin de réduire drastiquement la quantité de données nécessaires au calcul de l'orientation et ainsi de permettre le transfert des données depuis les capteurs vers le récepteur sans fil à une cadence suffisante [105]. Nous avons opté sur cette base pour des capteurs MARG de la firme X-io [106] qui embarquent la fusion des données des différents capteurs pour transmettre sans fil son orientation filtrée à un récepteur. Ceux-ci seront détaillés dans la Section 3.5.

Système inertiel de mesure du membre supérieur

3

Ce chapitre a pour but de présenter en détail la solution technique développée sur la base de capteurs MARG en vue de déterminer la cinématique du membre supérieur dans les repères appropriés. Ces capteurs peuvent en effet mesurer l'orientation d'un repère lié à la Terre et la combinaison de plusieurs capteurs placés sur le membre supérieur permet de mesurer la cinématique du membre supérieur. La détermination du nombre de capteurs et de leur placement fait l'objet de la Section 3.2. La description des phases de calibration nécessaires à déterminer l'orientation des capteurs par rapport au squelette est décrite dans la Section 3.3 tandis que le calcul de la cinématique du bras est présenté en Section 3.4. Enfin, les implémentations matérielle et logicielle des capteurs utilisés sont présentées respectivement dans les Sections 3.5 et 3.6.

3.1 Bases théoriques

Cette section préliminaire a pour but d'exposer l'outil utilisé pour représenter les orientations, à savoir les quaternions, et ses propriétés. Les quaternions ont été introduits par Hamilton [107] et permettent de décrire une rotation de manière la plus compacte et la plus efficace par rapport à d'autres représentations et ce, sans aucune singularité [108]. En outre, les capteurs utilisés dans le cadre de ce travail utilisent cette représentation, ce qui motive son utilisation au vu de ses avantages.

3.1.1 Notations

Un quaternion q est un nombre complexe de rang 4 composé d'une composante scalaire q_0 qui est un nombre réel et d'une composante vectorielle $\mathbf{q}$ qui est un vecteur ordinaire dans $\mathbb{R}^3$:

$$q = q_0 + \mathbf{q} = q_0 + \mathbf{i} q_1 + \mathbf{j} q_2 + \mathbf{k} q_3 \quad (3.1)$$

où $\mathbf{i}, \mathbf{j}, \mathbf{k}$ constituent la base orthonormée dans $\mathbb{R}^3$ [109]. Les composantes du quaternion q peuvent être définies pour la rotation d'un objet dans $\mathbb{R}^3$ directement sur la base d'une rotation d'Euler. La rotation d'Euler est la rotation d'un angle θ autour d'un vecteur unitaire $\mathbf{i} r_i + \mathbf{j} r_j + \mathbf{k} r_k$. Le quaternion équivalent à celle-ci est alors directement construit par :

$$q = \cos\left(\frac{\theta}{2}\right) + \mathbf{i} r_i \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) + \mathbf{j} r_j \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) + \mathbf{k} r_k \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) \quad (3.2)$$

3.1.2 Propriétés

Seules trois propriétés de base de l'algèbre hamiltonienne sont essentielles dans la suite de ce travail, à savoir la combinaison de quaternions, le complexe conjugué et la rotation d'un vecteur par un quaternion. La liste exhaustive de toutes les propriétés peut être trouvée en [107].

Combinaison de quaternions : le quaternion q de l'Eq. (3.1) pourrait être construit pour décrire la rotation de la base $\hat{I}_1$ vers la base $\hat{I}_2$ de la Fig. 3.1. De manière analogue, un quaternion p peut être construit pour décrire la rotation de la base $\hat{I}_2$ vers la base $\hat{I}_3$. Le quaternion s peut alors être construit sur base de q et p pour

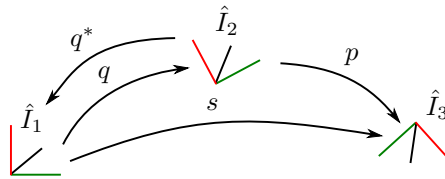


Fig. 3.1 – Représentation de la combinaison de quaternions.

représenter la rotation de la base $\hat{I}_1$ vers la base $\hat{I}_3$ par :

$$s = p \otimes q \triangleq (q_0 p_0 - \mathbf{p} \cdot \mathbf{q}) + (q_0 \mathbf{p} + p_0 \mathbf{q} + \mathbf{q} \times \mathbf{p}) \quad (3.3)$$

où $\otimes$ symbolise la multiplication hamiltonienne.

Complexe conjugué : le complexe conjugué du quaternion q est noté q^* et représente une rotation de la base $\hat{I}_2$ vers la base $\hat{I}_1$. Le quaternion q^* est dès lors une inversion spatiale de q qui est calculé depuis q par :

$$q^* = q_0 - \mathbf{q} \quad (3.4)$$

Rotation d'un vecteur : un vecteur $\mathbf{v}$ exprimé dans la base $\hat{I}_1$ peut subir une rotation d'obtenir le vecteur équivalent $\mathbf{w}$ exprimé dans la base $\hat{I}_2$ par :

$$\mathbf{w} = q^* \otimes \mathbf{v} \otimes q \quad (3.5)$$

où $w = 0 + \mathbf{w}$ et $v = 0 + \mathbf{v}$ sont les vecteurs augmentés d'une composante scalaire nulle.

3.2 Placement des capteurs

En toute généralité, les capteurs inertiels mesurent leur orientation par rapport à un repère lié à la Terre. Le bras, dont le modèle est repris Fig. 3.2 (a), possède dix DDL rotoïdes : sept pour le membre supérieur et trois pour l'orientation de la base du bras.

Le membre supérieur est sujet à des jeux de peau considérables, en particulier au niveau du bras [110]. Toutefois, la compensation de ceux-ci est complexe et implique, pour permettre sa modélisation, la connaissance de paramètres fortement dépendants des sujets [111]. Nous considérerons alors que les capteurs ne bougent pas par rapport au squelette durant l'acquisition, ce qui constitue une hypothèse largement admise dans la littérature [82, 86, 112].

Dès lors, deux capteurs ne peuvent être séparés entre eux qu'au maximum par trois DDL rotoïdes dans le modèle, ce qui implique de disposer au minimum quatre capteurs inertiels sur le membre supérieur afin de pouvoir estimer l'ensemble de sa configuration. Ces capteurs peuvent être principalement placés sur six zones différentes du membre supérieur. Ces zones peuvent être considérées rigidement liées à la chaîne ostéologique du bras correspondant aux corps rigides nommés A, B, C, D, E, F sur la Fig. 3.2.

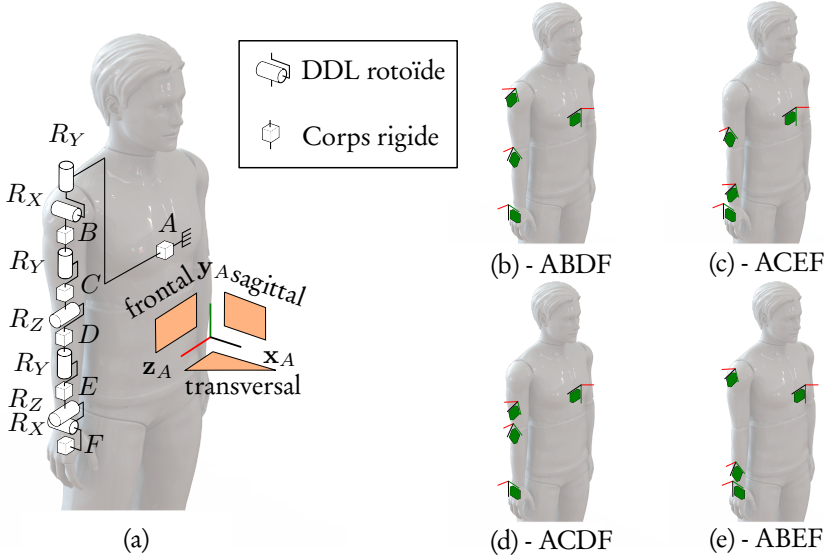


Fig. 3.2 – (a) Modèle cinématique du membre supérieur utilisé dans le système de mesure. (b) à (e) Quatre possibilités de placement de capteurs sur le membre supérieur.

Le premier est naturellement placé sur le tronc afin de rendre les mesures indépendantes du repère lié à la Terre. Les trois autres capteurs peuvent être placés selon

quatre configurations identifiées selon les corps rigides sur lesquels ils sont placés : A-B-D-F, A-C-E-F, A-C-D-F et A-B-E-F, comme illustré aux Fig. 3.2 (b) à (e) respectivement. La sélection de la configuration peut être dans un deuxième temps dirigée par la nécessité d'éviter des singularités durant le calcul de cinématique inverse ce qui pourrait survenir lorsque trois DDL dans le modèle séparent deux capteurs. En raison de l'important espace de travail de l'épaule, il n'est pas possible d'avoir une représentation des DDL qui évite les singularités si les deux premiers capteurs sont fixés sur les corps A et C. Dès lors, ils doivent être placés sur les corps A et B pour n'avoir que deux DDL entre eux. Le troisième capteur peut être placé sur les corps D ou E. S'il est placé sur le corps E, une singularité apparaît lorsque le bras est le long du tronc. Il doit donc être placé sur le corps D. Le dernier capteur peut quant à lui être placé sur la main, sur le corps rigide F, sans rencontrer de singularités dans l'espace de travail du poignet. La configuration finale est la configuration A-B-D-F de la Fig. 3.2 (b) et se traduit de manière pratique par la fixation d'un capteur sur le sternum, sur le bras au niveau de la tubérosité deltoïdienne¹, sur l'avant-bras au niveau de la partie proximale de l'ulna et enfin sur la partie dorsale de la main, à la manière dont l'illustre la Fig. 3.3.

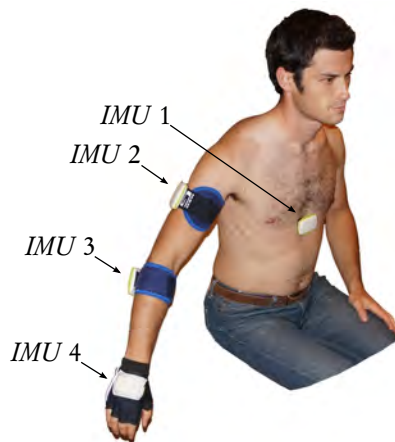


Fig. 3.3 – Disposition selon la configuration A-B-D-F des capteurs sur le membre supérieur.

3.3 Calibration

Comme les capteurs sont disposés sur le membre supérieur avec une orientation *a priori* inconnue par rapport aux corps rigides, une procédure d'initialisation est nécessaire pour déterminer leur orientation relative. L'idée principale pour déterminer

1. Zone qui est située sur le bord antérieur de l'humérus et qui correspond à l'extrémité distale de l'insertion du muscle deltoïde sur la diaphyse humérale [113].

l'orientation relative d'un capteur est de mesurer deux axes d'orientation du repère lié au squelette dans celui lié au capteur, le troisième étant déduit par produit vectoriel des deux premiers. Sur la base de la littérature, ces deux premiers axes d'orientation peuvent être mesurés selon quatre procédures :

- en mesurant deux axes fonctionnels [90] : le patient exécute deux mouvements orthogonaux entre eux au niveau de l'articulation en question, ce qui permet d'estimer deux vecteurs vitesse de rotation ;
- en alignant un axe du capteur et en mesurant un axe fonctionnel [90] : le premier axe d'orientation est imposé par l'alignement du capteur et le second est déduit depuis le vecteur vitesse de rotation mesuré lors de l'exécution par le patient d'un mouvement orthogonal au premier axe de l'articulation ;
- en mesurant le vecteur gravité et un axe fonctionnel [86] : le premier axe d'orientation est aligné sur le vecteur gravité et le second est déduit depuis le vecteur vitesse de rotation mesuré lors de l'exécution par le patient d'un mouvement orthogonal au premier axe de l'articulation ;
- en mesurant les axes anatomiques par une instrumentation de calibration dédiée et en alignant en conséquence les capteurs sur le patient [112].

Sur cette base, trois procédures d'initialisation globale, c'est-à-dire permettant d'initialiser tous les capteurs du membre supérieur, ont été imaginées afin de disposer de procédures adaptées à des patients à la motricité réduite ou à des sujets sains :

- La première est une initialisation dite statique où le premier capteur est aligné avec un axe anatomique et où le vecteur gravité est mesuré.
- La seconde est une initialisation dite fonctionnelle où deux axes fonctionnels sont mesurés.
- La troisième est une initialisation dite fonctionnelle hybride où six axes fonctionnels sont mesurés.

Ces procédures, qui sont détaillées dans les sections ci-après, ont toutes pour but de mesurer les quaternions q_A , q_B , q_D et q_F qui correspondent à l'orientation relative des capteurs correspondants par rapport aux repères liés aux corps rigides du modèle auxquels ils sont reliés (Fig. 3.4). Chacun de ces repères est défini par deux axes principaux :

- Dans le cas du corps A, y_A est l'intersection du plan sagittal et frontal du patient et z_A est l'intersection du plan frontal et transversal du tronc.
- Dans le cas du corps B, y_B est aligné avec l'humérus et x_B est aligné avec l'axe de rotation de l'abduction du bras dans le plan frontal.
- Dans le cas du corps D, y_D est aligné avec l'ulna et z_D est aligné avec l'axe de rotation de flexion du coude.
- Dans le cas du corps F, x_F est aligné avec l'axe de rotation de flexion-extension de la main et z_F est aligné avec l'axe de rotation de l'abduction radiale-ulnaire de la main.

Une fois estimées, les orientations relatives q_A à q_F sont supposées ne pas varier durant la séance d'acquisition de la cinématique.

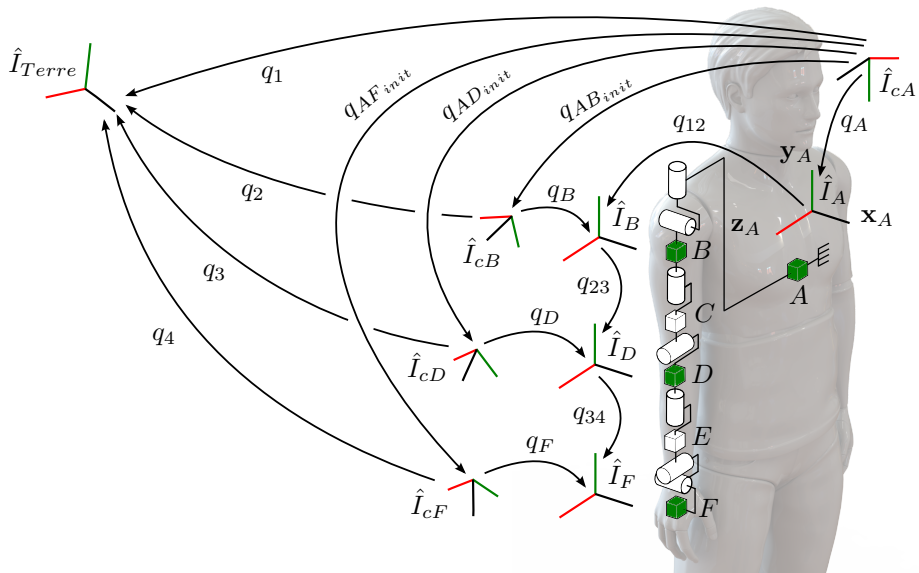


Fig. 3.4 – Modèle cinématique du membre supérieur avec les repères liés aux corps rigides ($\hat{I}_A$, $\hat{I}_B$, $\hat{I}_D$ et $\hat{I}_F$) et ceux liés aux capteurs ($\hat{I}_{cA}$, $\hat{I}_{cB}$, $\hat{I}_{cD}$ et $\hat{I}_{cF}$). Les quaternions q_A , q_B , q_D et q_F sont les orientations des capteurs par rapport aux corps rigides du modèle tandis que les quaternions q_{12} , q_{23} et q_{34} sont les orientations des DDL du modèle.

3.3.1 Initialisation statique

Dans cette procédure statique, le premier capteur est positionné sur la surface plane du sternum de manière à ce que le vecteur $\mathbf{z}_{cA}$ du repère lié au capteur soit aligné sur le vecteur $\mathbf{z}_A$ du repère lié au corps rigide A. Le premier axe d'orientation du capteur de référence est dès lors imposé. Les autres capteurs sont quant à eux orientés de manière aléatoire sur leur zone de fixation.

La détermination du second axe d'orientation requiert que le sujet soit debout ou assis avec un tronc aligné avec le vecteur de gravité. De cette manière, le vecteur $\mathbf{y}_A$ est directement obtenu en mesurant le vecteur gravité par les accéléromètres du premier capteur durant une phase statique de plusieurs secondes. Ce vecteur mesuré est ensuite rendu orthogonal à $\mathbf{z}_A$ par la méthode de Gram-Schmidt [114] afin de s'assurer que les axes d'orientation soient orthonormés. Le troisième axe $\mathbf{x}_A$ est alors déduit par le produit vectoriel $\mathbf{y}_A \times \mathbf{z}_A$. La matrice de rotation entre le premier capteur et le corps rigide A, le tronc, est donnée par $R_A = [\mathbf{x}_A^t \ \mathbf{y}_A^t \ \mathbf{z}_A^t]$. Le quaternion q_A équivalent à R_A est obtenu par des relations trigonométriques dont le détail n'est

pas présenté par souci de concision, mais qui peut être trouvé en [108].

Ensuite, l'orientation relative des trois autres capteurs doit être estimée. L'orientation relative q_B , q_D et q_F des autres capteurs peut être déduite sur la base de q_A par :

$$\begin{aligned} q_B &= q_A \otimes q_{ABinit}^* \\ q_D &= q_A \otimes q_{ADinit}^* \\ q_F &= q_A \otimes q_{AFinit}^* \end{aligned} \quad (3.6)$$

où q_{ABinit}^* , q_{ADinit}^* et q_{AFinit}^* représentent respectivement, dans une configuration de référence du membre supérieur, l'orientation relative du capteur A par rapport aux capteurs B, D et F. Cette configuration de référence est, dans notre cas, le bras le long du tronc, les orientations q_{12} , q_{23} et q_{34} y étant alors des identités. Les orientations relatives entre le premier et les autres capteurs sont calculées dans la configuration de référence par :

$$\begin{aligned} q_{ABinit} &= q_2^* \otimes q_1 \\ q_{ADinit} &= q_3^* \otimes q_1 \\ q_{AFinit} &= q_4^* \otimes q_1 \end{aligned} \quad (3.7)$$

où q_1 , q_2 , q_3 et q_4 sont les mesures des capteurs respectifs du repère lié à la Terre.

3.3.2 Initialisation fonctionnelle

Dans cette procédure fonctionnelle, tous les capteurs sont placés avec des orientations aléatoires sur les zones associées aux corps rigides A, B, D et F et deux mouvements simples du bras doivent être exécutés (Fig. 3.5) afin de déduire deux axes fonctionnels ou deux axes d'orientation. Ces axes sont calculés depuis les vitesses angulaires mesurées par les gyroscopes du capteur qui subit le mouvement fonctionnel, comme suggéré en [115].

Le premier mouvement est une répétition de mouvements d'abduction-adduction de l'épaule exécutés dans le plan frontal (voir Fig. 3.5) durant 8 secondes. Si ω_B représente le vecteur vitesse angulaire mesuré par le capteur B, $\mathbf{x}_B$ est obtenu depuis la moyenne normée des ω_B mesurées durant les mouvements, $\mathbf{x}_B = \omega_B / \|\omega_B\|$. Afin de maximiser le rapport signal-bruit de cette estimation, seules les vitesses supérieures à un seuil proportionnel à la vitesse maximale mesurée sont incluses dans la moyenne (seuil de 30 % comme suggéré en [116]).

Le second mouvement est une répétition de mouvements de flexion-extension de l'épaule exécutés dans le plan sagittal durant 8 secondes. Comme pour le premier mouvement, l'axe d'orientation est calculé par $\mathbf{z}_B = \omega'_B / \|\omega'_B\|$. La matrice de rotation entre le capteur B et le corps rigide B est donnée par $R_B = [\mathbf{x}_B^t \ \mathbf{y}_B^t \ \mathbf{z}_B^t]$ et le quaternion équivalent q_B est obtenu par trigonométrie.

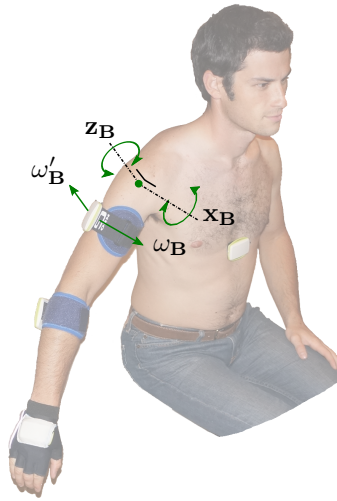


Fig. 3.5 – Les deux mouvements à réaliser pour l’initialisation fonctionnelle visant à estimer les axes $\mathbf{x}_B$ et $\mathbf{z}_B$ par rapport au capteur B : abduction-adduction et flexion-extension de l’épaule.

La configuration de référence est ensuite imposée comme dans le cas de l’initialisation statique, à savoir le bras le long du corps. Les orientations relatives des capteurs par rapport au corps rigide associé peuvent être calculées sur base du quaternion q_B par :

$$\begin{aligned} q_A &= q_B \otimes q_{ABinit} \\ q_D &= q_A \otimes q_{ADinit}^* \\ q_F &= q_A \otimes q_{AFinit}^* \end{aligned} \quad (3.8)$$

où les orientations relatives q_{ABinit} , q_{ADinit} et q_{AFinit} sont calculées comme dans le cas de l’initialisation statique.

3.3.3 Initialisation fonctionnelle hybride

Cette troisième procédure se base sur la procédure fonctionnelle mais qui est répétée pour chaque capteur disposé sur le membre supérieur. Une telle approche permet dès lors de segmenter le modèle cinématique du membre supérieur en trois modèles mis l’un à la suite de l’autre car l’exécution des six mouvements permet d’estimer les orientations q_A , q_B , q_{B_2} , q_D , q_{D_2} et q_F , illustrées à la Fig. 3.6.

Les trois paires de mouvements à réaliser pour cette initialisation sont présentées à la Fig 3.7 et chacune d’entre elles suit la méthode de calcul pour calculer les quaternions q_B , q_D et q_F , présentée en Section 3.3.2. Une fois ces orientations connues, les

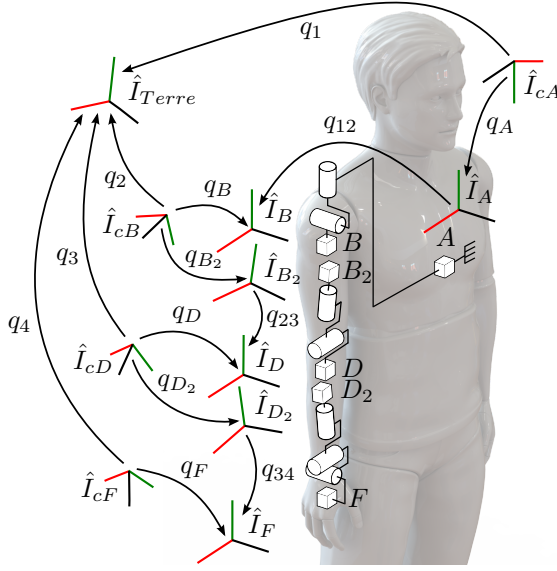


Fig. 3.6 – Modèle cinématique modifié pour l’initialisation fonctionnelle hybride. Grâce au fait que les orientations q_B , q_D et q_F sont estimés indépendamment durant l’initialisation, il est possible de segmenter le modèle en plusieurs sous-modèles.

orientations relatives manquantes sont calculées par :

$$\begin{aligned}
 q_A &= q_B \otimes q_{ABinit} \\
 q_{B2} &= q_D \otimes q_{ADinit} \\
 q_{D2} &= q_F \otimes q_{AFinit}
 \end{aligned}
 \tag{3.9}$$

où les q_{ABinit} , q_{ADinit} et q_{AFinit} sont mesurés lorsque le membre supérieur est placé dans la position de référence.

3.4 Cinématique

Les procédures d’initialisation ont permis de déduire les orientations relatives de chacun des capteurs par rapport au segment du sujet sur lequel ils sont attachés. Si l’on suppose que ces orientations ne varient pas durant la séance d’acquisition, la cinématique permet de déterminer l’orientation d’un segment du membre supérieur par rapport au précédent sur base de l’orientation relative des capteurs et de leurs mesures.

Dans le cas d’une initialisation statique ou fonctionnelle et sur la base de la

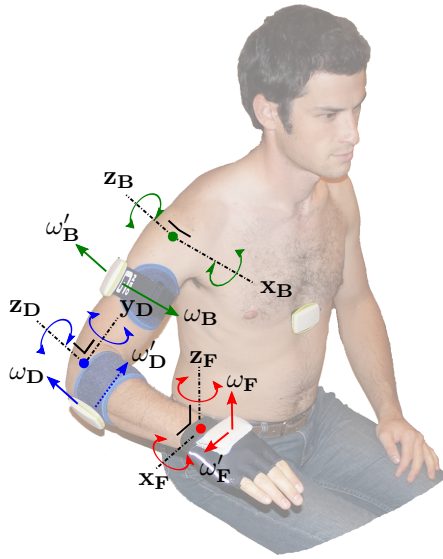


Fig. 3.7 – Les six mouvements à réaliser pour l’initialisation fonctionnelle hybride visant à estimer deux axes d’orientation des capteurs disposés sur le membre supérieur.

Fig. 3.4, les orientations relatives des segments peuvent être calculées par :

$$\begin{aligned} q_{12} &= q_B \otimes q_2^* \otimes q_1 \otimes q_A^* \\ q_{23} &= q_D \otimes q_3^* \otimes q_2 \otimes q_B^* \\ q_{34} &= q_F \otimes q_4^* \otimes q_3 \otimes q_D^* \end{aligned} \quad (3.10)$$

Dans le cas d’une initialisation fonctionnelle hybride et sur la base de la Fig. 3.6, cette cinématique est calculée de manière similaire par :

$$\begin{aligned} q_{12} &= q_B \otimes q_2^* \otimes q_1 \otimes q_A^* \\ q_{23} &= q_D \otimes q_3^* \otimes q_2 \otimes q_{B_2}^* \\ q_{34} &= q_F \otimes q_4^* \otimes q_3 \otimes q_{D_2}^* \end{aligned} \quad (3.11)$$

3.4.1 Configuration du membre supérieur

Sur la base des orientations relatives exprimées dans les bases liées aux segments du sujet, les angles articulaires constituant le modèle (Fig. 3.8) peuvent être calculés par les équations de cinématique inverse tirées de [108]. Le calcul de ces angles articulaires permet une représentation classique et plus intuitive de la cinématique du membre supérieur sans avoir de singularité suite à la démarche de placement des capteurs présentée à la Section 3.2. L’antépulsion-rétropulsion ϕ_1 et l’abduction-adduction ϕ_2 de l’épaule sont calculées sur la base de q_{12} :

$$\begin{aligned}\phi_1 &= \text{atan2}(-2 q_{12}(2) q_{12}(4) - 2 q_{12}(1) q_{12}(3), q_{12}^2(1) + q_{12}^2(2) - q_{12}^2(3) - q_{12}^2(4)) \\ \phi_2 &= \text{atan2}(-2 q_{12}(3) q_{12}(4) + 2 q_{12}(1) q_{12}(2), q_{12}^2(1) - q_{12}^2(2) + q_{12}^2(3) - q_{12}^2(4))\end{aligned}$$

où $q_{12}(i)$ désigne la $i^{\text{ème}}$ composante du quaternion q_{12} (cf. Éq. (3.1)). La rotation interne-externe ϕ_3 du bras et la flexion-extension du coude ϕ_4 sont calculées sur la base de q_{23} :

$$\begin{aligned}\phi_3 &= \text{atan2}(2 q_{23}(2) q_{23}(4) + 2 q_{23}(1) q_{23}(3), q_{23}^2(1) - q_{23}^2(2) - q_{23}^2(3) + q_{23}^2(4)) \\ \phi_4 &= \text{atan2}(2 q_{23}(2) q_{23}(3) + 2 q_{23}(1) q_{23}(4), q_{23}^2(1) - q_{23}^2(2) + q_{23}^2(3) - q_{23}^2(4))\end{aligned}$$

La pronation-supination ϕ_5 de l'avant-bras, l'abduction-adduction ϕ_6 et la flexion-extension ϕ_7 du poignet sont quant à elles calculées sur la base de q_{34} :

$$\begin{aligned}\phi_5 &= \text{atan2}(-2 q_{34}(3) q_{34}(4) - 2 q_{34}(1) q_{34}(2), q_{34}^2(1) - q_{34}^2(2) + q_{34}^2(3) - q_{34}^2(4)) \\ \phi_6 &= \text{asin}(2 q_{34}(2) q_{34}(3) + 2 q_{34}(1) q_{34}(4)) \\ \phi_7 &= \text{atan2}(-2 q_{34}(2) q_{34}(4) + 2 q_{34}(1) q_{34}(3), q_{34}^2(1) + q_{34}^2(2) - q_{34}^2(3) - q_{34}^2(4))\end{aligned}$$

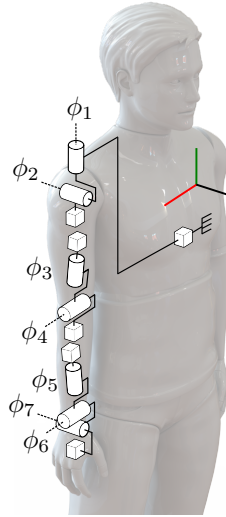


Fig. 3.8 – Définition des angles du membre supérieur.

3.4.2 Position de la main

La position cartésienne du centre de masse de la main par rapport au centre de l'articulation gléno-humérale de l'épaule exprimée dans le repère lié au tronc peut être calculée par :

$$\mathbf{v} = \sum_{i=1}^3 v_i^{rot} \quad (3.12)$$

où les vecteurs v_i^{rot} sont l'expression des vecteurs alignés sur les segments successifs du membre supérieur, qui sont calculés par :

$$\begin{aligned} v_1^{rot} &= q_{12}^* \otimes v_1 \otimes q_{12} \\ v_2^{rot} &= (q_{23} \otimes q_{12})^* \otimes v_2 \otimes (q_{23} \otimes q_{12}) \\ v_3^{rot} &= (q_{34} \otimes q_{23} \otimes q_{12})^* \otimes v_3 \otimes (q_{34} \otimes q_{23} \otimes q_{12}) \end{aligned} \quad (3.13)$$

où les vecteurs v_i sont l'expression des vecteurs alignés sur les segments du membre supérieur dans la configuration de référence et dont la norme est égale à la longueur du segment correspondant.

3.5 Hardware

Les capteurs MARG utilisés sont présentés en Fig. 3.9. Ces capteurs embarquent un magnétomètre, un accéléromètre et un gyroscope 3-D qui sont calibrés, filtrés et dont les données sont fusionnées au moyen d'un filtre à gradient descendant embarqué. Ils fournissent une estimation de l'orientation absolue du capteur avec une erreur inférieure à 3° selon le fabricant [117]. Cette orientation absolue est représentée au moyen d'un quaternion qui est envoyé à un ordinateur par Bluetooth avec un rafraîchissement des données pouvant aller jusqu'à 256 Hz si une antenne de classe 1 est utilisée (Sena Parani™ UD100 dans notre cas). Ces capteurs ont été équipés de batte-

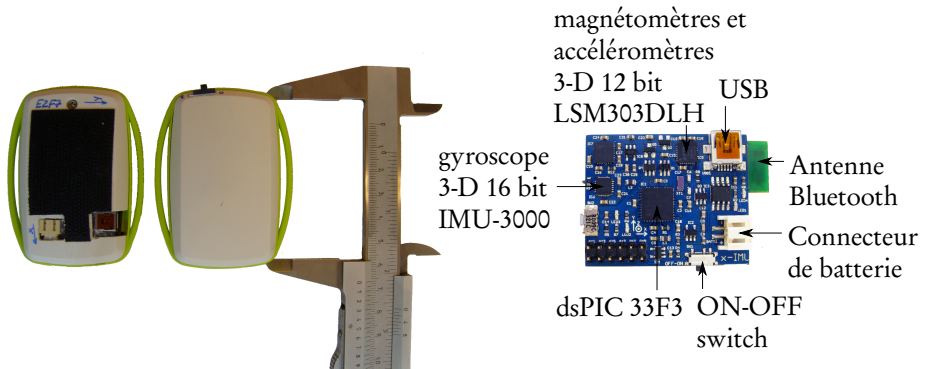


Fig. 3.9 – Capteurs MARG de la firme X-io [106] avec et sans boîtier et batterie.

ries LiPo permettant une autonomie de plus de 8 heures et ont été encapsulés dans des boîtiers plastiques afin de les fixer au corps humain au moyen de velcro. Un tel boîtier contenant un capteur et sa batterie pèse 42 g et a une taille de $69 \times 43 \times 17 \text{ mm}^3$.

3.6 Software

Les trois procédures d'initialisation, la récupération des données, les calculs cinématiques et les interfaces graphiques ont été implémentées dans un projet WinForm

écrit en C#¹ se basant sur les codes sources et l'interface de programmation applicative fournis par l'entreprise X-io. La réception des données provenant des *IMUs* a été parallélisée afin que ces données transitent au travers de quatre ports série virtuels. La Fig. 3.10 montre la page principale de l'interface qui permet de :

- choisir le type d'initialisation souhaité ;
- visualiser les quaternions relatifs du patient mesurés en temps réel ;
- visualiser les orientations estimées des capteurs par rapport aux corps rigides ;
- visualiser les angles du sujet calculés en temps réel ;
- interagir lors de l'exécution des procédures d'initialisation (dont les machines à état sont présentées à l'Annexe E) ;
- naviguer vers une autre fenêtre afin de configurer les *IMUs*, d'enregistrer ou encore de visualiser sur graphe la cinématique mesurée.

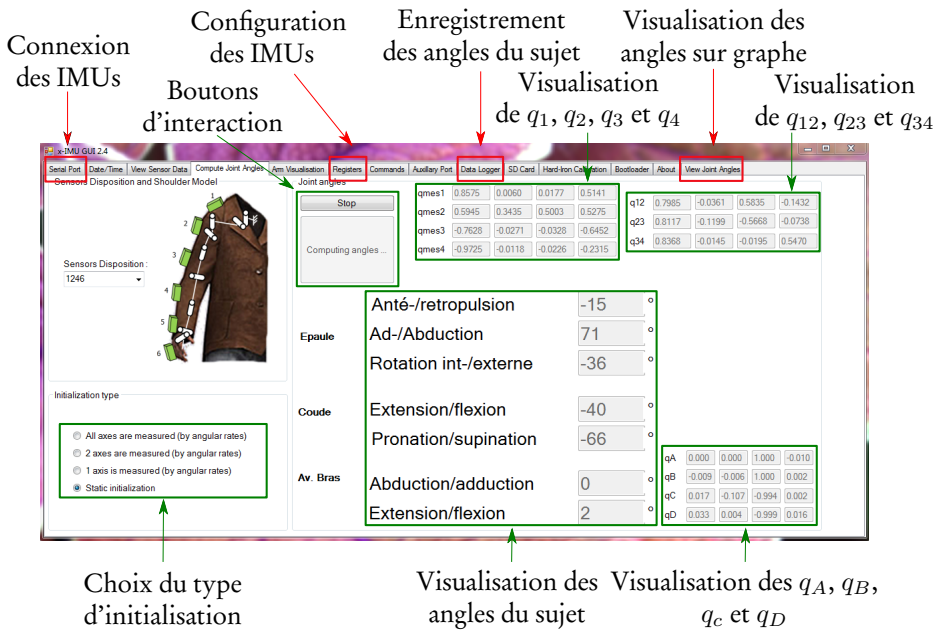


Fig. 3.10 – Vue principale de l'interface développée pour le système de mesure.

1. Langage de programmation orienté objet, créé par Microsoft [118].

Caractérisation expérimentale du système de mesure du membre supérieur

4

Trois procédures d'initialisation ont été élaborées et présentées en Section 3.3 sur la base des procédures utilisées dans la littérature. Toutefois, un manque de justification de la part des auteurs sur l'utilisation d'une procédure plutôt qu'une autre est à déplorer [86, 90, 119, 120]. Dans ce contexte, une étude a été réalisée en vue de comparer les procédures d'initialisation sur la base de l'erreur induite dans l'estimation de la cinématique du membre supérieur en tenant compte d'une exécution imparfaite de ces procédures et des erreurs des capteurs eux-mêmes. Cette estimation a été réalisée sur un bras artificiel plutôt qu'un bras réel afin de ne pas introduire le jeu de peau, qui pourrait être une source d'erreur inutile, dans l'évaluation des procédures d'initialisation. Le présent chapitre a pour but de détailler cette étude, par ailleurs présentée dans [121], qui a comparé deux des procédures d'initialisation les plus répandues, à savoir l'initialisation fonctionnelle et l'initialisation statique. L'initialisation fonctionnelle hybride n'est pas prise en compte dans cette comparaison car elle est constituée de plusieurs initialisations fonctionnelles, ce qui devrait induire des résultats sensiblement les mêmes du fait que le bras artificiel utilisé comme référence a des axes de rotation parfaitement orthogonaux entre eux.

Le banc expérimental développé pour l'occasion fait l'objet de la première section tandis que la méthodologie suivie est décrite dans la seconde section. Les critères de performance utilisés afin de décrire objectivement les performances de l'estimation de la cinématique sont décrits dans la troisième section et les résultats sont finalement discutés dans la dernière section.

4.1 Banc expérimental

L'évaluation de l'instrumentation de mesure et des procédures d'initialisation a été réalisée au moyen d'un bras artificiel plutôt qu'un bras réel. En effet, cela a permis d'évaluer les algorithmes d'initialisation indépendamment d'effets perturbateurs comme le jeu de peau ou des imprécisions du modèle cinématique inhérents à des essais qui seraient réalisés sur sujets. Le prototype du bras artificiel anthropomorphe conçu est illustré à la Fig. 4.1. La structure mécanique de celui-ci correspond exactement à celle du modèle présenté à la Fig. 3.2 (a). Tous les éléments ont été réalisés en aluminium ou en acier inoxydable amagnétique afin de ne pas perturber le champ magnétique capté par les magnétomètres des MARG. Les longueurs des segments de ce bras ont été définies comme les longueurs moyennes des segments reprises des données anthropométriques présentées dans [122] pour un homme : un bras long de 28.2 cm, un avant-bras long de 26.9 cm et le centre de masse de la main situé à 8.6 cm du centre articulaire du poignet. Les articulations sont matérialisées par des charnières freinées équipées d'encodeurs absolus capacitifs (CUI AMT-203) d'une résolution de 4096 coups par tour, qui définissent la référence angulaire $\phi_{1_{ref}}$ à $\phi_{7_{ref}}$ des sept DDL rotoïdes constituant le modèle cinématique.

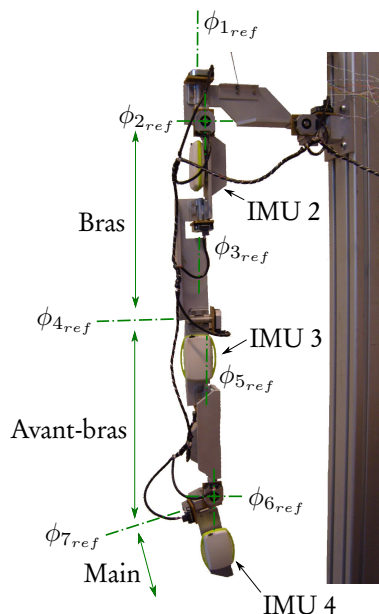


Fig. 4.1 – Membre supérieur artificiel équipé de codeurs absolus.

4.2 Méthode

Cinq essais ont été réalisés pour déterminer les performances de l'estimation cinématique. Pour chaque essai, les capteurs MARG ont d'abord été placés avec une orientation quelconque sur le bras artificiel, comme spécifié à la Section 3.3. Ensuite, quatre initialisations différentes ont été accomplies :

1. « Initialisation fonctionnelle idéale » : une initialisation fonctionnelle qui respecte au mieux la procédure exposée à la Section 3.3.2.
2. « Initialisation fonctionnelle non idéale » : une initialisation fonctionnelle où les deux mouvements d'initialisation sont à chaque fois réalisés avec un couplage de 10° avec l'autre axe et le membre supérieur est positionné avec une abduction de 10° pendant l'enregistrement de la configuration de référence.
3. « Initialisation statique idéale » : une initialisation statique qui respecte au mieux la procédure exposée à la Section 3.3.1.
4. « Initialisation statique non idéale » : une initialisation statique où le membre supérieur est positionné avec une abduction de 10° pendant l'enregistrement de la configuration de référence.

Lorsque les quatre initialisations ont été effectuées, quatre mouvements d'Activités de la Vie Quotidienne (AVQ) ont été réalisés dans le but d'évaluer la performance de la mesure de la cinématique dans des conditions réalistes :

1. Atteindre un verre situé au dessus du plan transversal de l'épaule et y boire plusieurs fois.
2. Atteindre plusieurs fois le périnée.
3. Se coiffer les cheveux plusieurs fois.
4. Atteindre une position de triple extension en partant d'une position de triple flexion de l'épaule, coude et poignet.

Ces mouvements d'AVQ ont été sélectionnés depuis les AVQ présentés dans [123] et [124] pour leur diversité et leur complémentarité par rapport à l'exploration de l'espace de travail du membre supérieur. Ceux-ci ont été exécutés manuellement sur le bras artificiel pour chaque nouvel essai.

4.3 Critère de performance

La qualité et la robustesse des procédures sur les estimations des angles du membre supérieur et de la position de la main sont évaluées au travers de deux critères. Le premier est l'erreur quadratique moyenne (ou *Root Mean Squared Error*, RMSE) des angles du membre supérieur déduits depuis les mesures des capteurs MARG et des

angles mesurés par les encodeurs absolus :

$$\text{RMSE}_\phi(i) = \sqrt{\frac{1}{T} \sum_{k=1}^T (\phi_{i_M}(k) - \phi_{i_{\text{ref}}}(k))^2} \quad (4.1)$$

où l'indice i fait référence au numéro du DDL, les indices M et ref font référence aux angles mesurés par les capteurs MARG et les codeurs, respectivement, et la variable k est le numéro de l'échantillon. Le second critère est le RMSE de la distance Δv représentant l'erreur entre la position distale de la main calculée au moyen des capteurs MARG ($\mathbf{v}_M$) et celle calculée au moyen des codeurs ($\mathbf{v}_{\text{ref}}$). Dans les deux cas, cette position distale est calculée sur base de l'Eq. (3.12) et des longueurs moyennes des segments présentées en [122]. La distance entre ces deux positions distales est calculée en chaque point de la trajectoire par :

$$\Delta v(k) = \sqrt{\sum_{i=1}^3 (\mathbf{v}_{\text{ref}}^i(k) - \mathbf{v}_M^i(k))^2} \quad (4.2)$$

où l'indice i fait référence à la composante du vecteur $\mathbf{v}$ respectif. La RMSE de la position distale est alors directement calculée par :

$$\text{RMSE}_v = \sqrt{\frac{1}{T} \sum_{k=1}^T \Delta v(k)^2} \quad (4.3)$$

4.4 Résultats et discussion

La Fig. 4.2 montre les estimations des angles du membre supérieur pour le mouvement « Atteindre un verre et y boire plusieurs fois » selon les quatre initialisations différentes. Ces résultats montrent une forte corrélation entre les angles déduits depuis les mesures des capteurs MARG et les mesures des codeurs. Cependant, ils révèlent aussi des déviations pour les deux types d'initialisation, même exécutées de manière idéale (Fig. 4.3). Les plus importantes sont observées pour l'angle de rotation interne-externe de l'épaule et la pronation-supination de l'avant-bras. Ces déviations peuvent être imputées à la précision et à la dérive du capteur lui-même mais elles révèlent aussi le fait que les initialisations ne peuvent pas être exécutées parfaitement, et ce, même dans des conditions optimales. Par rapport à l'initialisation fonctionnelle idéale, l'initialisation statique idéale montre des déviations plus importantes. Cela laisse à penser que cette initialisation est intrinsèquement plus difficile à exécuter correctement ou est plus sensible aux légères perturbations pouvant intervenir durant sa procédure d'initialisation. Enfin, il est possible d'observer sur la Fig. 4.3 que l'initialisation fonctionnelle est meilleure que l'initialisation statique même lorsque les procédures d'initialisation sont entachées d'erreurs. Cela est confirmé par la Fig. 4.4 qui fournit une analyse statistique des critères de performance sur l'exécution de vingt

mouvements de la vie quotidienne, c'est-à-dire cinq essais des quatre mouvements décrits en Section 4.2. Sur cette figure, les valeurs médianes sont illustrées par un $\odot$, les étendues interquartiles sont représentées par les limites inférieures et supérieures des lignes épaisses, l'étendue complète est représentée par les limites inférieures et supérieures des lignes étroites et les valeurs extrêmes le sont quant à elles par des $\circ$.

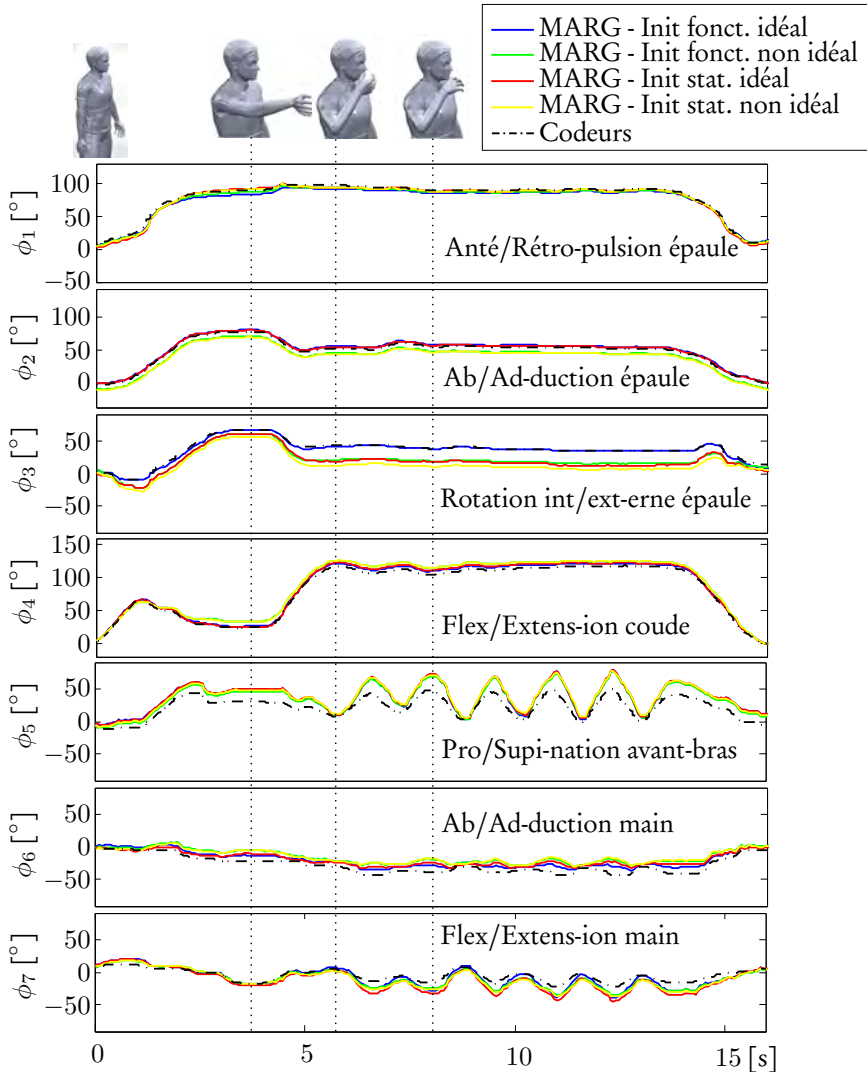


Fig. 4.2 – Estimation par les capteurs MARG des angles du membre supérieur selon deux procédures d'initialisation (avec une variante mal exécutée) versus la mesure par les codeurs pour une AVQ : « Atteindre un verre et y boire plusieurs fois ».

Conformément aux Fig. 4.2 à 4.4, l'estimation de la cinématique des mouvements

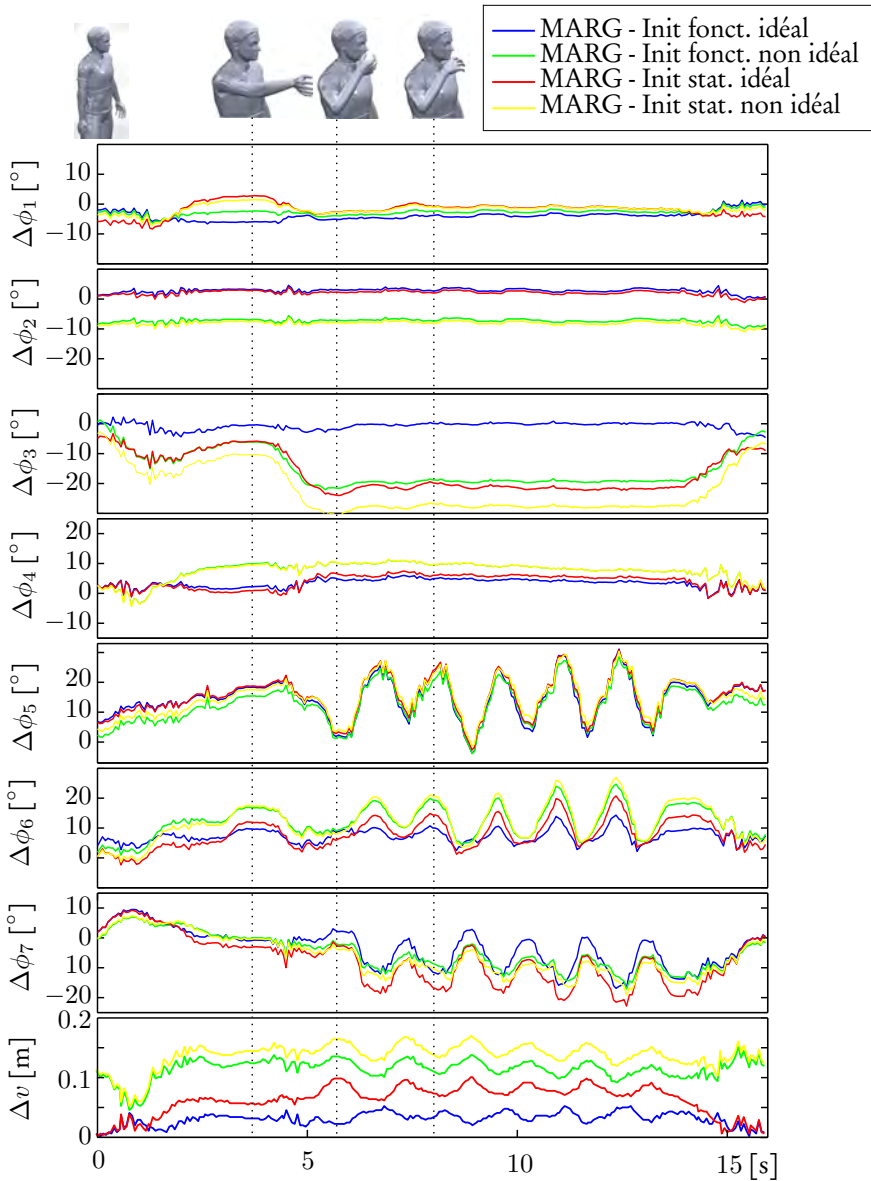


Fig. 4.3 – Erreur d'estimation des angles du membre supérieur par les capteurs MARG selon deux procédures d'initialisation (avec une variante mal exécutée) pour une AVQ : « Atteindre un verre et y boire plusieurs fois ».

de rotation interne-externe de l'épaule (ϕ_3), de pronation-supination de l'avant-bras (ϕ_5), d'abduction-adduction (ϕ_6) et de flexion-extension de la main (ϕ_7) semble présenter les déviations les plus importantes quelle que soit l'initialisation appliquée. Les essais complémentaires réalisés sur les capteurs MARG, présentés à l'Annexe B, permettent d'expliquer ces observations. D'une part, il est apparu que les capteurs

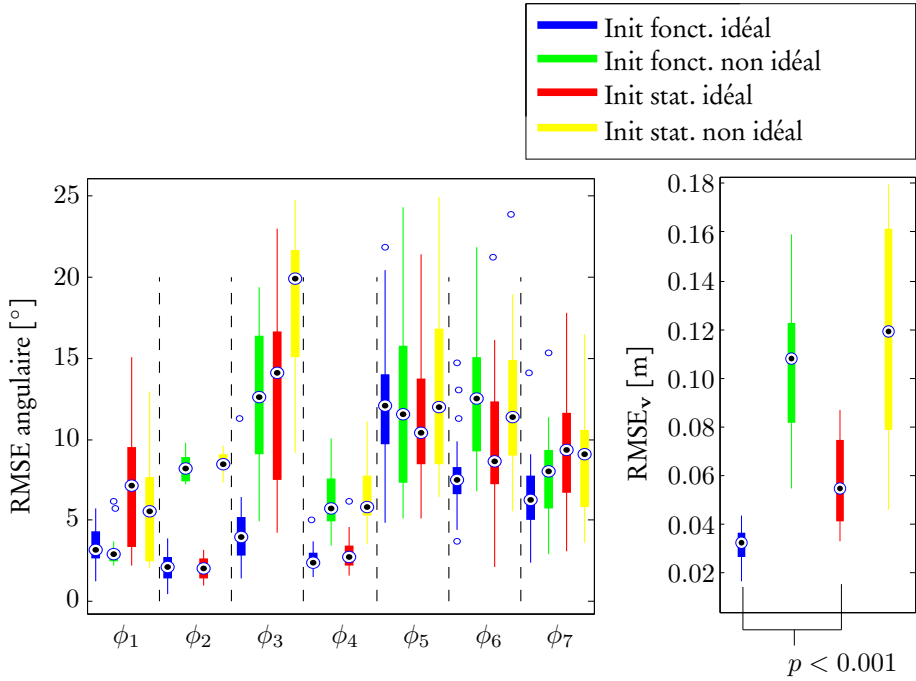


Fig. 4.4 – Box-plot des erreurs quadratiques moyennes de l'estimation de la cinématique du membre supérieur (angles et position distale).

parcourant la plus grande distance sont sujets à des dérives les plus importantes dans un champ magnétique perturbé, ce qui explique les déviations les plus importantes au niveau du capteur distal (c'est-à-dire en rapport avec les angles ϕ_5 , ϕ_6 et ϕ_7). D'autre part, les mouvements d'AVQ exécutés impliquent, dans l'ensemble, des configurations du bras avec une faible abduction (excepté pour l'AVQ « Se coiffer les cheveux plusieurs fois »), ce qui induit un bras souvent proche de la verticale. Cette observation explique en grande partie les déviations observées au niveau de l'angle ϕ_3 car elles sont dues à une dérive autour de l'axe vertical terrestre du capteur monté sur le bras.

Malgré ces déviations, l'initialisation fonctionnelle semble plus précise que l'initialisation statique pour le calcul de la position de la main ($p < 0.001$) et le calcul des angles du membre supérieur, excepté pour l'angle de pronation-supination. En effectuant une initialisation fonctionnelle, la RMSE sur la position de la main n'excède pas 4.36 cm alors qu'elle atteint 8.70 cm pour l'initialisation statique. La Fig. 4.4 montre quant à elle que les deux procédures d'initialisation ont une sensibilité semblable à une exécution non-idéale. De plus, il est important de souligner le fait que l'initialisation fonctionnelle requiert deux mouvements et ne requiert aucun alignement du tronc ou d'un segment avec le vecteur gravité, qui peut être une source d'erreurs supplémentaire durant la procédure d'initialisation statique.

4.5 Conclusion

Dans l'étude présentée dans ce chapitre, les deux principales procédures d'initialisation élaborées et présentées à la Section 3.3 ont été comparées sur la base de leurs effets sur l'estimation de la cinématique du membre supérieur au moyen de capteurs MARG. Leur robustesse par rapport à une exécution imparfaite de la procédure a aussi été discutée. Des effets dus à des mouvements de peau n'ont pas été discutés car ceux-ci pourraient affecter les mesures de la même manière quelle que soit la procédure d'initialisation choisie avec une grande variabilité entre les essais et entre les sujets. Leur inclusion dans l'étude aurait dès lors compliqué inutilement la discussion sur le choix d'une procédure plutôt qu'une autre.

Les résultats ont montré qu'une initialisation faite au travers d'axes fonctionnels est moins dépendante du respect strict de la procédure d'initialisation. Cependant, une initialisation faite au travers d'un alignement sur le vecteur gravité peut avoir un sens pour des patients faibles car celle-ci n'exige pas de mouvements, alors que les mouvements peuvent être une source d'erreur s'ils sont mal exécutés par des patients ayant des déficiences motrices. Sur la base de cela et de l'analyse présentée précédemment, il semble clair qu'une initialisation faite au moyen d'axes fonctionnels est recommandée si des mouvements fonctionnels corrects peuvent être exécutés par le patient.

Deuxième partie

Exosquelette pour la rééducation du membre supérieur

Design électromécanique du robot

5

Dans les chapitres suivants, le développement d'un nouvel exosquelette destiné à prendre en charge les mouvements d'abduction-adduction et antépulsion-rétropulsion du bras est présenté. Dans le cadre global de ce travail, toute l'attention a été focalisée sur les DDL de l'épaule pour deux raisons. Premièrement, ceux-ci subissent les plus grandes conséquences de la gravité et sont dès lors les plus pénalisants dans l'exécution de mouvements. Deuxièmement, la mobilisation des DDL de l'épaule au moyen d'un exosquelette reste toujours un défi à l'heure actuelle.

Le présent chapitre porte sur la conception. La première section présente une analyse, au travers de leur mode d'action, de l'état de l'art des robots de type exosquelette dédiés à la rééducation du membre supérieur, afin de justifier le choix du mode d'action du type *alignment-free*. La seconde section décrit et critique le robot duquel nous nous sommes directement inspirés pour concevoir le robot finalement utilisé dans cette étude. Les troisième et quatrième sections présentent les méthodes d'optimisation et de simulation utilisées, pour mener cette conception en deux étapes respectives, à savoir une optimisation topologique et une optimisation dimensionnelle, pour finalement déterminer la géométrie et la cinématique du nouveau robot.

Le Chapitre 6 décrit pour sa part le schéma de contrôle en boucle fermée adopté pour le robot. Le prototype matérialisant la géométrie et la cinématique déduites des optimisations est détaillé dans le Chapitre 7. Enfin, le Chapitre 8 présente la caractérisation effectuée afin d'évaluer objectivement les performances du nouveau robot.

5.1 État de l'art des exosquelettes pour membre supérieur

Les exosquelettes existants peuvent être regroupés, selon leur mode de mobilisation du membre supérieur, en trois grandes catégories, à savoir les exosquelettes

classiques, *self-aligning* et *alignment-free*. La première catégorie, dite classique, correspond aux exosquelettes tentant de reproduire la chaîne cinématique du membre supérieur et d'aligner les DDL du robot avec ceux du patient. Les robots CADEN-7 [125], L-EXOS [126] ou encore le ArmeoPower de Hocoma™ [54] sont des robots qui appartiennent à cette catégorie. La principale faiblesse de ces robots réside dans le maintien de l'alignement entre les DDL du robot et ceux du patient. En effet, les fixations du robot ne sont pas à même de garantir un non-glissement du membre par rapport au robot au cours des exercices. De plus, les articulations des patients peuvent rarement être considérées comme des articulations mécaniques idéales, en particulier sur la totalité de leur amplitude de mouvement (cf. Annexe A). Ceci entraîne alors un défaut d'alignement, comme l'illustre la Fig. 5.1, qui peut causer des efforts parasites au niveau des articulations et des interfaces avec le robot et entraîner des douleurs ou même blesser le patient.

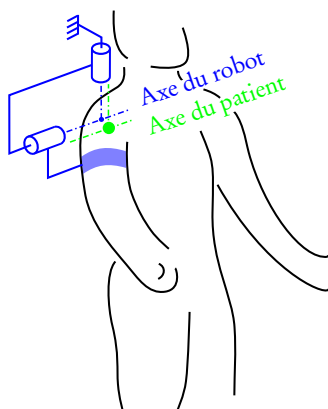


Fig. 5.1 – Illustration du problème de mauvais alignement pouvant survenir lors de l'utilisation d'un robot exosquelette à conception classique.

En réponse à ce problème, de nombreux exosquelettes ont été équipés de DDL additionnels dans la partie proximale de leur chaîne cinématique afin d'aligner au mieux les DDL actionnés avec ceux du patient. Dans ces exosquelettes dits *self-aligning* (Fig. 5.2 (a)), les DDL additionnels peuvent être soit actifs, soit passifs. Le robot Armin III [104] a un DDL linéaire actionné pour la compensation de l'élévation-abaissement scapulaire (EAS) alors que le Pneu-WREX [127] a un DDL rotoïde actionné pour la compensation de la protraction-rétraction scapulaire (PRS). Le robot développé par Stienen et al. [128] présente deux DDL linéaires passifs pour compenser la EAS et la PRS. La conception de l'IntelliArm [129] a un DDL linéaire actionné pour la compensation de la EAS et deux DDL linéaires passifs additionnels pour faire coïncider au mieux les articulations du robot sur ceux du patient. D'autre part, l'exosquelette développé par Koo et al. [130] intègre deux DDL rotoïdes actionnés et un DDL actionné linéaire pour la compensation respective de la EAS et de la PRS. En

sus de ces DDL actionnés, un DDL linéaire passif est introduit dans la chaîne cinématique afin de faire coïncider aussi au mieux les articulations du robot avec celles du patient. Le robot AssistOn-SE [131] a, au travers d'une conception innovante, un DDL linéaire actionné et un DDL rotoïde actionné pour la compensation de la PRS et un DDL linéaire actionné pour la compensation de la EAS. Une approche similaire est adoptée dans l'exosquelette MEDARM [132] où deux DDL rotoïdes actionnés et un DDL linéaire passif permettent de compenser la EAS et la PRS mais avec une conception plus encombrante.

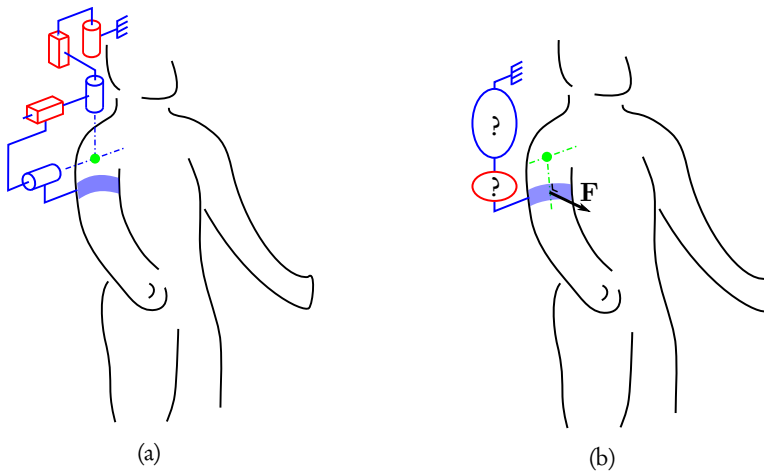


Fig. 5.2 – Illustration de deux méthodes d'insertion de DDL supplémentaires dans la chaîne cinématique du robot pour éviter l'apparition d'un défaut d'alignement lors de la mobilisation du membre supérieur : le mode d'action *self-aligning* (a) et le mode d'action *alignment-free* (b).

Une autre approche pour répondre à ce problème consiste à ajouter des DDL passifs au niveau distal, à l'interface entre le patient et le robot. La présence de ces articulations passives permet de ne transmettre que les efforts désirés aux articulations du patient, et ce, quelle que soit la structure du robot et, a fortiori l'alignement des DDL actionnés du robot sur ceux du patient. Les exosquelettes implémentant ce genre de DDL passifs sont appelés *alignment-free* en raison du fait qu'ils mobilisent les articulations du patient sans nécessiter un alignement des DDL actionnés du robot sur les articulations du patient (Fig. 5.2 (b)). Une analyse théorique du type de DDL passifs qui devraient être placés à l'interface a été présentée en [133]. Cette analyse a montré, au travers d'expérimentations, qu'une telle stratégie réduit significativement les efforts parasites à l'interface entre le robot et le patient même en cas d'importants désalignements. L'exosquelette de l'ESA [134], l'exosquelette Shouldero [135] et l'exosquelette ABLE [133] adoptent une stratégie *alignment-free* pour le complexe articulaire de l'épaule.

La position distale des DDL additionnels dans les exosquelettes *alignment-free* leur confère un avantage notable sur les exosquelettes *self-aligning*. En effet, lorsque les DDL additionnels sont proximaux, le poids du robot doit être supporté par des contrepoids s'ils sont passifs ou au travers d'une boucle de contrôle à force nulle agissant sur la commande des actionneurs entraînant ces DDL s'ils sont actifs, ce qui complexifie fortement le robot. Au vu de tout cela, la stratégie *alignment-free* est probablement la façon la plus efficace et la plus compacte d'éviter les conséquences d'un défaut d'alignement dans les exosquelettes destinés à la rééducation de l'épaule. C'est donc à ce type de robot que nous nous intéresserons dans la suite.

Notons que le mode d'action *alignment-free* présente également des désavantages. Premièrement, la configuration de l'articulation mobilisée doit être, à tout moment, estimée du fait que la position des articulations n'est pas contrainte par le robot. Il en découle une complexité du schéma de contrôle des robots *alignment-free* pour réaliser un contrôle dans l'espace articulaire du patient.

Deuxièmement, en ne contraignant pas cette position, la partie proximale de l'articulation en question doit reprendre des efforts de réaction dus aux efforts appliqués à la partie distale de celle-ci lors de la génération des mouvements. Dès lors, il est essentiel d'harnacher soigneusement au robot les parties proximales des articulations afin de limiter leur mouvement.

Enfin, les DDL passifs, placés au plus proche de l'interface avec le patient, en combinaison avec un jeu ou une déformation au niveau de la fixation du robot sur le patient, peuvent conduire à une perte de contrôlabilité des articulations du patient dans des configurations critiques. Il est dès lors primordial de soigner les interfaces mécaniques distales afin d'y limiter les jeux et les déformations des tissus mous tout en garantissant un niveau de confort acceptable.

5.2 Design initial

Un nombre important de structures ou de solutions différentes, mais implémentant le mode d'action *alignment-free*, pourraient être considérées comme base d'un nouvel exosquelette. Le choix de partir d'un robot existant, et en particulier du robot Shouldero [65], a été guidé par la volonté de capitaliser sur l'expérience acquise au laboratoire dans le cadre de son développement.

Ce robot est constitué d'une structure poly-articulée qui lui permet de prendre en charge deux des trois DDL de l'épaule, à savoir la flexion-extension et l'abduction-adduction. Celui-ci est léger et compact en raison de l'actionnement qui est déporté en dehors de la structure du robot au moyen d'une transmission par câbles Bowden¹.

1. Un câble Bowden est un assemblage constitué d'un câble en acier (pouvant transmettre des efforts de traction) placé concentriquement à l'intérieur d'une gaine (pouvant transmettre des efforts de com-

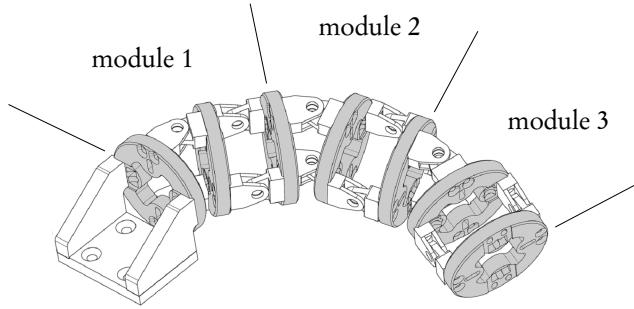


Fig. 5.3 – Vue de l'ensemble de la structure poly-articulée du robot ShouldeRO [65].

À sa partie distale, le robot est connecté au bras du patient au travers de plusieurs DDL passifs qui lui assurent un comportement *alignment-free*.

5.2.1 Structure mécanique

La structure de ShouldeRO est une structure poly-articulée composée de trois modules de base mis en série afin de former une structure à six DDL (Fig. 5.3). Chaque module de base est lui-même composé de deux bagues (en gris) et de quatre charnières (en blanc) placées en série et en quadrature deux par deux afin d'avoir deux DDL rotoïdes autour des axes perpendiculaires à chaque module [65].

5.2.2 Transmission et actionnement

Pour des raisons de taille et de poids, l'actionnement des DDL de la structure est déporté, au moyen d'une transmission par câbles Bowden, vers un bloc d'actionnement constitué de moteurs électriques linéaires. Chaque module de la structure poly-articulée est contrôlé par deux paires de câbles Bowden, de manière à contrôler indépendamment les deux DDL du module. Chaque demi-module est actionné selon le principe illustré à la Fig. 5.4. Du côté de l'actionnement, les moteurs induisent une rotation d'un angle $\Delta\theta_1$ dans une charnière, qui est une copie conforme de la charnière distale, afin de déplacer les deux câbles de la paire d'une même distance mais dans une direction opposée. Le système d'inversion mécanique permet d'assurer une tension constante dans les câbles et gaines, quelle que soit la configuration de $\Delta\theta_2$, ce qui garantit qu'il n'y ait pas de perte de contrôlabilité de l'angle $\Delta\theta_2$ et que $\Delta\theta_2 = \Delta\theta_1$ sur la totalité du débattement.

Le principe d'actionnement décrit est reproduit pour chaque demi-bague de la structure. L'actionnement des articulations ayant des axes de rotation parallèles (dans la configuration droite) a été regroupé via la transmission afin d'obtenir une structure finalement à deux DDL actionnés où tous les axes parallèles forment le même angle.

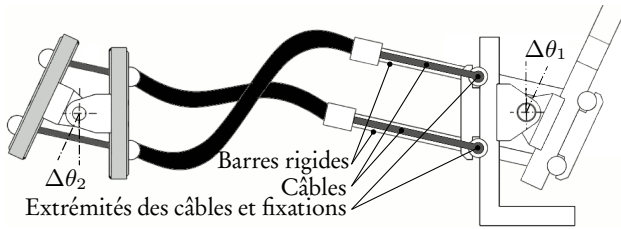


Fig. 5.4 – Actionnement d’une paire de câbles avec inverseur mécanique [65].

La Fig. 5.5 illustre le module d’actionnement des câbles Bowden avec le mécanisme d’inversion mis en parallèle sur toutes les paires de câbles. Ce module d’actionnement est composé de deux vérins électriques qui sont équipés de codeurs incrémentaux au niveau de leur moteur et de codeurs absolus au niveau de leur sortie, afin de respectivement réaliser un contrôle sur la vitesse des moteurs et mesurer la configuration angulaire de toute la structure sans nécessiter d’initialisation.

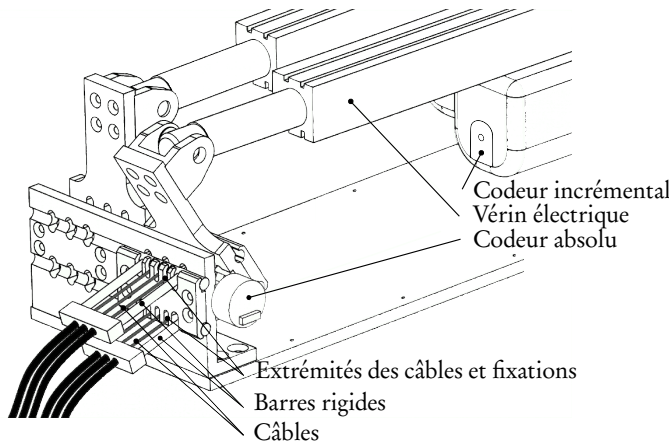


Fig. 5.5 – Design du mécanisme d’actionnement équipé d’un codeur incrémental au moteur et d’un codeur absolu à l’articulation de départ des câbles [65].

5.2.3 Prototype

La dernière version du prototype de ShouldeRO est présentée à la Fig. 5.6 [136]. La Fig. 5.6 (b) montre une vue de l’intérieur du coffret reprenant l’actionnement et tous les composants électriques et électroniques, et en particulier :

1. Les vérins électriques Linak™ LA-36 équipés d’un codeur incrémental au moteur et de vérins à gaz pour reprendre le jeu dans leur transmission.
2. L’unité de contrôle temps réel, l’électronique de conditionnement des jauges de contrainte, les alimentations et les contrôleurs des moteurs des vérins.

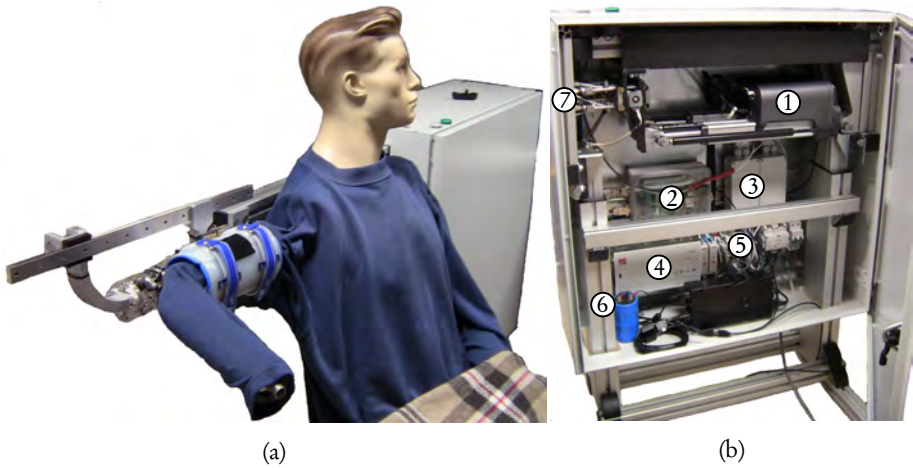


Fig. 5.6 – Vue d'un mannequin placé sur une chaise roulante et harnaché à ShouldeRO (a) et vue du coffret contenant le bloc d'actionnement et l'électronique (b).

6. Le module de levée du robot pour positionner aisément en hauteur le robot par rapport au patient.
7. La sortie des câbles vers la structure poly-articulée.

Le sujet peut être installé en chaise roulante devant le robot et son bras harnaché au robot au travers d'une coque et d'une interface mécanique visible à la Fig. 5.7, où apparaissent :

8. Les câbles Bowden longeant le dos du patient jusqu'au début de la structure.
9. La structure poly-articulée.
10. Le joint de Cardan.
11. Le guide linéaire à billes.
12. La coque cylindrique renforcée par un squelette en aluminium pour le bras.
13. Le capteur d'effort permettant de mesurer les forces d'interaction entre le patient et le robot.

Les articulations passives de cette interface distale assurent le comportement *alignment-free* de ShouldeRO. En effet, le joint de Cardan (10) permet de ne pas transmettre de couple selon les axes X et Y tandis que le guide linéaire passif (11) permet de ne pas transmettre de force selon l'axe Z entre l'extrémité de la structure poly-articulée et la coque du patient. De plus, l'ensemble composé par la coque et le bras forme, en raison de la rotation relativement libre des tissus autour de l'humérus, l'équivalent d'une articulation passive suivant l'axe Z évitant la transmission d'un couple parasite suivant cet axe. La Fig. 5.7 résume ce principe, les flèches rouges et vertes indiquant les composantes de force et de couple respectivement transmises ou

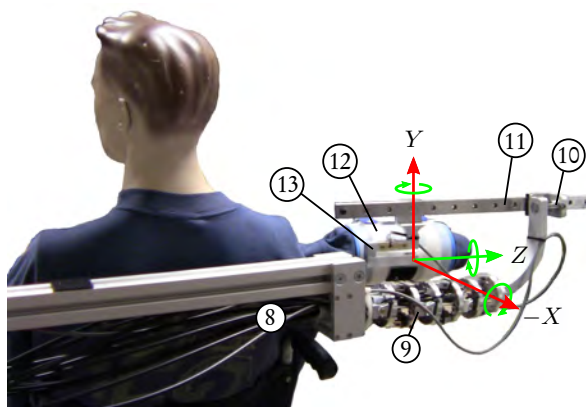


Fig. 5.7 – Vue de la fixation du patient à l'extrémité distale du robot.

non au bras. Il apparaît ainsi que seules les forces dans les directions Y et X , c'est-à-dire les composantes utiles à la génération d'un mouvement du bras, sont transmises de l'extrémité du robot au patient.

5.2.4 Critique de la solution

Bien que la caractérisation du robot ShouldeRO ait montré des résultats prometteurs par rapport à la mobilisation du bras et à des aspects ergonomiques, de nombreux défauts ont été mis en évidence et rendent son utilisation impossible en routine clinique [135]. Tout d'abord, le robot présente une capacité de charge limitée et une hystérèse dans le positionnement de son extrémité à cause d'une rigidité relativement faible de la transmission et de frottements importants au niveau des câbles Bowden la constituant. Ensuite, l'espace de travail du robot s'est avéré être limité et ne répond pas au cahier des charges initialement établi.

5.3 Optimisation topologique

Tous les essais effectués sur le prototype ShouldeRO et les observations qui en découlent indiquent qu'il était nécessaire d'envisager un redimensionnement plus global, basé sur des méthodes d'optimisation, afin de diminuer la sollicitation des câbles Bowden et d'augmenter l'espace de travail pour répondre au cahier des charges, avant d'espérer l'essayer en milieu clinique.

Cette section présente une étude, menée sur la base du travail fait en [137], visant à rechercher les paramètres dimensionnels du robot ShouldeRO permettant d'améliorer ses performances et de pallier les défauts mis en évidence durant les essais. Au vu de la complexité du robot et du nombre important de paramètres le caractérisant, une méthode d'optimisation a été utilisée pour mener cette recherche. De pair avec cette méthode, des outils de simulation ont été mis en œuvre pour évaluer objectivement et automatiquement les performances du robot. Bien que cette méthode constitue une optimisation dimensionnelle de ShouldeRO, nous l'avons toutefois qualifiée d'optimisation topologique en raison du fait que l'analyse des résultats nous a essentiellement amené à faire évoluer la topologie du robot.

À cette fin, la Section 5.3.1 présente en premier le modèle de l'ensemble formé par le robot et l'épaule du sujet. Ensuite, les paramètres de l'optimisation et les contraintes imposées sur ceux-ci sont présentés à la Section 5.3.2. Les fonctions objectif et l'algorithme d'optimisation sont ensuite présentés aux Section 5.3.4 et 5.3.5 respectivement. Enfin, les résultats de cette optimisation et leur discussion sont proposés à la Section 5.3.6.

5.3.1 Modèle et paramètres

La structure cinématique en boucle fermée de ShouldeRO est illustrée à la Fig. 5.8 et est détaillée dans les sous-sections suivantes.

Exosquelette

Le modèle de l'exosquelette considéré dans cette étude est une transposition directe de la structure de ShouldeRO. Le principe *alignment-free*, qui consiste à produire des forces perpendiculaires au bras, est obtenu grâce aux trois DDL passifs θ_{p1} , θ_{p2} et T_p situés sur la partie distale du robot et, un quatrième DDL passif θ_{peau} obtenu par le mouvement « libre » des tissus autour de l'humérus. D'un point de vue géométrique, ce robot peut être complètement caractérisé au travers des paramètres $\mathbf{l} = (l_1 \dots l_5)^t$, $\mathbf{h} = (h_1 \dots h_3)^t$ et $\mathbf{d} = (d_1 \dots d_6)^t$:

- les longueurs l_1 à l_5 définissent les distances relatives entre les DDL actionnés ;
- la longueur h_1 est la distance entre le centre du bras et le DDL prismatique passif ;

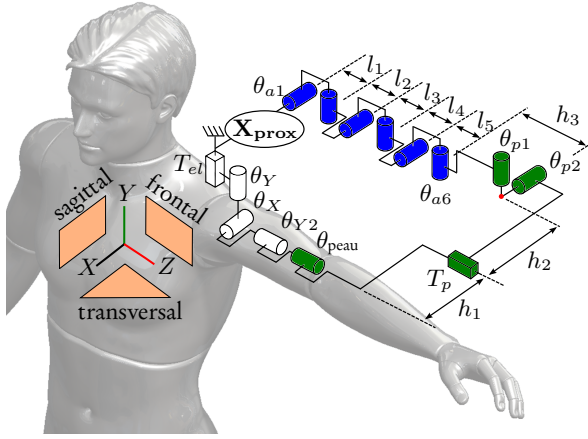


Fig. 5.8 – Modèle de l'exosquelette et de l'épaule en boucle fermée. Les variables T_{el} , θ_Y , θ_X , θ_{Y2} et θ_{peau} composent le modèle du membre supérieur tandis que les variables de θ_{a1} à θ_{a6} sont des DDL actionnés et les variables θ_{p1} , θ_{p2} et T_p sont des DDL passifs de l'exosquelette. Le vecteur $\mathbf{X}_{prox}$ caractérise l'orientation et la position du premier DDL actionné par rapport au centre de l'articulation gléno-humérale XYZ .

- la longueur h_2 est la distance entre le DDL prismatique passif et le centre du Cardan ;
- la longueur h_3 est la distance entre le centre du Cardan et le dernier DDL actionné ;
- les longueurs d_1 à d_6 définissent les diamètres respectifs des six bagues matérialisant les DDL actionnés θ_{a1} à θ_{a6} .

Enfin, la position et l'orientation du premier DDL actionné θ_{a1} par rapport au centre de l'articulation gléno-humérale, dénommé par la suite comme la position proximale du robot, est caractérisée au travers du vecteur $\mathbf{X}_{prox} = (l_X \ l_Y \ l_Z \ \beta_Y \ \beta_Z)^t$, où :

- les longueurs l_X , l_Y , l_Z sont respectivement les distances selon les axes X , Y et Z de la base liée au tronc ;
- les orientations β_Y et β_Z sont respectivement l'orientation du DDL θ_{a1} par rapport à l'épaule selon les axes Y et Z de la base liée au tronc.

D'un point de vue cinématique, les six DDL actionnés θ_{a1} à θ_{a6} sont couplés entre eux afin d'obtenir une structure cinématique polypivot possédant deux DDL actionnés, à l'instar de ShouldERO. En revanche, contrairement à ShouldERO, un rapport de réduction différent entre le premier, le deuxième et le troisième module actionné est considéré au travers du vecteur $\mathbf{k} = (k_1 \ k_2)^t$, où :

- $k_1 = \frac{\theta_{a1}}{\theta_{a3}} = \frac{\theta_{a2}}{\theta_{a4}}$ définit le rapport de réduction entre le premier module actionné et le deuxième module ;

- $k_2 = \frac{\theta_{a1}}{\theta_{a5}} = \frac{\theta_{a2}}{\theta_{a6}}$ définit le rapport de réduction entre le premier module actionné et le troisième module.

Épaule

Le modèle adopté pour représenter le complexe articulaire de l'épaule dans cette étude est dérivé du modèle cinématique général du membre supérieur présenté à la Section 1.4.1. La rétraction-protraction scapulaire, qui correspond à un DDL prismatique aligné avec l'axe X , est négligé en raison de sa bien plus faible amplitude de mouvement que l'élévation-abaissement scapulaire, qui correspond à un DDL prismatique aligné avec l'axe Y . En première approximation, cet élévation-abaissement scapulaire est considéré comme linéairement couplé à l'angle d'abduction θ_X au travers de la loi :

$$T_{el} = \begin{cases} 0 & \text{si } \theta_X \leq 90^\circ, \\ c (\theta_X - 90^\circ) [\text{m}] & \text{si } \theta_X > 90^\circ. \end{cases} \quad (5.1)$$

où la constante $c = 0.0018 \text{ m}/^\circ$ a été identifiée expérimentalement sur un sujet sain.

5.3.2 Variables d'optimisation

Le processus d'optimisation a pour but de trouver les valeurs des variables sélectionnées qui maximisent ou minimisent des fonctions objectif. Dans ce cadre, cette sous-section a pour but de définir les variables dont la valeur sera définie par le processus d'optimisation.

Les variables d'optimisation sont une sélection des paramètres caractérisant la géométrie et la cinématique de la structure présentée à la section précédente. Il a été décidé de choisir les distances entre bagues $\mathbf{l}$ (cinq variables), les diamètres $\mathbf{d}$ des bagues (six variables) et les rapports de réduction $\mathbf{k}$ (deux variables) comme variables d'optimisation, pour un total de treize variables indépendantes. Afin de ne pas surcharger le processus d'optimisation avec un nombre trop important de variables, les distances h_1 à h_3 ont été imposées à des valeurs réalistes pour matérialiser l'interface avec le patient alors que huit différentes positions proximales du robot $\mathbf{X}_{\text{prox}}$ ont été sélectionnées et imposées, chacune entraînant une optimisation indépendante.

À cette fin, quatre positions proximales du robot les plus représentatives de toutes les possibilités de positionnement et d'orientation autour de l'épaule ont été sélectionnées et illustrées à la Fig. 5.9 :

- $\mathbf{X}_{\text{prox}_1}$: le robot est 14 cm derrière l'épaule et l'axe de θ_{a1} est aligné avec l'axe de θ_X .
- $\mathbf{X}_{\text{prox}_3}$: le robot est 14 cm derrière l'épaule et l'axe de θ_{a1} est décalé de 10 cm vers la colonne vertébrale selon l'axe Z .

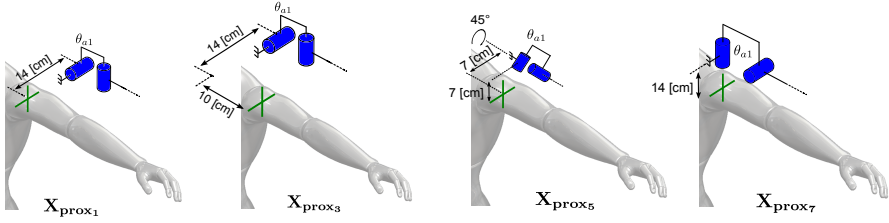


Fig. 5.9 – Illustration des quatre principales positions proximales considérées.

- $\mathbf{X}_{\text{prox}_5}$: le robot est 7 cm derrière, 7 cm au dessus de l'épaule et est tourné de 45° selon l'axe Z .
- $\mathbf{X}_{\text{prox}_7}$: le robot est 14 cm au dessus de l'épaule et est tourné de 90° selon l'axe Z .

Chacune de ces quatre positions proximales a été également déclinée dans une version où le robot est tourné d'un angle de 10° selon l'axe Y , pour permettre d'écarter quelque peu le robot du corps afin de réduire le risque de collisions. Ces positions proximales « orientées » constituent alors les positions respectives $\mathbf{X}_{\text{prox}_2}$, $\mathbf{X}_{\text{prox}_4}$, $\mathbf{X}_{\text{prox}_6}$ et $\mathbf{X}_{\text{prox}_8}$.

5.3.3 Contraintes

Des bornes inférieures et supérieures sont posées sur les variables d'optimisation afin de limiter la taille de l'espace des solutions de l'algorithme et de tenir compte de contraintes physiques sur ces variables :

- Les limites de variation du diamètre d des bagues sont 1 cm et 20 cm.
- Les limites de variation des rapports de réduction k entre les premières articulations θ_{a1} et θ_{a2} et les articulations successives correspondantes sont 0.1 et 999.
- L'extrémité distale du robot est contrainte de ne pas dépasser le coude, ce qui se traduit par l'expression :

$$\sum_{i=1}^5 l_i \leq l_{\text{bras}} - l_Z \quad (5.2)$$

où l_Z est la composante de $\mathbf{X}_{\text{prox}}$ définissant la distance entre le robot et le centre de l'épaule selon l'axe Z et où $l_{\text{bras}} = 30$ cm représente la longueur du bras.

5.3.4 Fonctions objectif

L'évaluation de chaque solution générée par l'algorithme d'optimisation, dont le résultat sont deux fonctions objectif F_1 et F_2 détaillées ci-après, est réalisée via le logiciel ROBOTRAN dont l'objet est la modélisation symbolique de systèmes multicorps [138, 139].

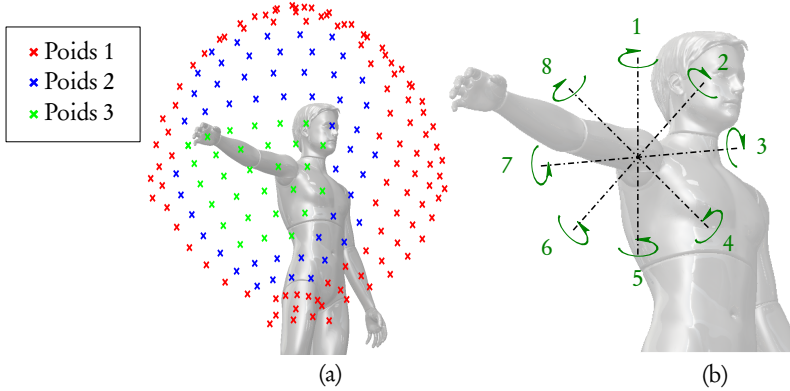


Fig. 5.10 – Illustration des configurations évaluées (a) et des huit directions de couple générées par l'épaule (b).

F_1 : Espace de travail

La première fonction objectif est directement liée à l'espace de travail de l'épaule (ou aux débattements des DDL θ_X et θ_Y). En considérant une configuration du bras le long du tronc comme référence, le débattement idéal des DDL θ_X et θ_Y est supposé être de 0° (adduction) à $+150^\circ$ (abduction) et de -20° (rétropulsion) à $+90^\circ$ (antépulsion), respectivement. Afin d'évaluer l'espace de travail atteignable, celui-ci a été discrétisé en 94 configurations réparties uniformément comme montré à la Fig. 5.10 (a) où les 'x' indiquent les différentes positions considérées du centre de la main. Chaque configuration de l'épaule est caractérisée par un poids, exprimé via un vecteur $\mathbf{W}$, proportionnel à son importance. Les configurations qui sont dans la zone la plus centrale de l'espace de travail sont considérées comme les plus importantes (poids de 3) car ces configurations du bras permettent d'accomplir une part importante des activités de la vie quotidienne [68, 123, 124] et constituent les configurations que le patient essaie en premier lieu d'atteindre lors de sa rééducation. Les configurations qui sont dans la zone la plus périphérique de l'espace de travail sont quant à elles considérées comme de plus faible importance (poids de 1) car ces configurations sont jugées comme moins cruciales dans l'exécution des activités de la vie quotidienne.

La fonction objectif F_1 est alors calculée via la relation :

$$F_1 = - \frac{(\mathbf{F} \cdot \mathbf{P} \cdot \mathbf{C} \cdot \mathbf{D})^t \mathbf{W}}{\sum_i \mathbf{W}_i} \quad (5.3)$$

où le vecteur $\mathbf{W}$ est le poids de la configuration correspondante et où les vecteurs $\mathbf{F}$, $\mathbf{P}$, $\mathbf{C}$ et $\mathbf{D}$ sont respectivement les scores des évaluations de convergence, d'interpénétration, du Cardan et des collisions, détaillés ci-après.

Convergence

Dans chaque configuration i de l'épaule, une cinématique inverse est opérée afin de déterminer la configuration des DDL du robot permettant de fermer la boucle cinématique formée avec le bras. Si cette cinématique inverse a convergé, le robot est *a priori* susceptible d'atteindre cette configuration et un score de 1 lui est attribué. Si la cinématique inverse n'a pas convergé, un score de 0 lui est attribué. L'ensemble des scores de convergence correspondant à chaque position est repris dans le vecteur $\mathbf{F}$.

Interpénétration

Le vecteur $\mathbf{P}$, exprimant le score d'interpénétration des bagues du robot entre elles en chaque configuration i de l'épaule, est obtenu par :

$$\mathbf{P} = \prod_{j=1}^6 p_j^i \quad (5.4)$$

où p_j^i est le score de collision de la bague j avec la bague $j + 1$ et est calculé par :

$$p_j^i = \begin{cases} 1 & \text{si } \Delta\theta_j - \|\theta_{aj}^i\| \geq 0, \\ 0 & \text{sinon} \end{cases} \quad (5.5)$$

où θ_{aj}^i est l'orientation du $j^{\text{ème}}$ DDL actionné dans la configuration i de l'épaule et où $\Delta\theta_j$ est le débattement maximal admis pour le $j^{\text{ème}}$ DDL actionné. En se basant sur la Fig. 5.11, si l'on suppose que la structure est constituée de bagues de diamètre d_j qui sont placées à mi-distance entre deux articulations successives séparées d'une longueur l_j , le débattement maximal $\Delta\theta_j$ est défini par :

$$\Delta\theta_j = \pi - \arctan\left(\frac{d_j}{l_j}\right) - \arctan\left(\frac{d_{j+1}}{l_{j+1}}\right) \quad (5.6)$$

Cardan

Les DDL passifs θ_{p1} et θ_{p2} correspondent à une liaison rotule à doigt et sont matérialisés par un Cardan. En chaque configuration de l'épaule, il faut s'assurer que le débattement de ces derniers ne dépasse pas le débattement maximal possible d'un

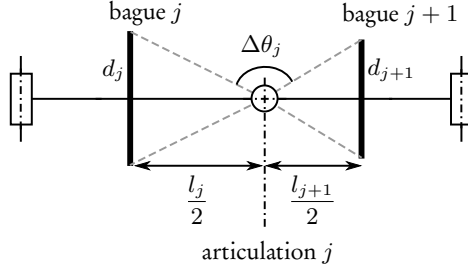


Fig. 5.11 – Illustration du débattement maximal choisi $\Delta\theta_j$.

Cardan, qui est usuellement de $\pm 30^\circ$ par rapport à sa position neutre. Le vecteur $\mathbf{C}$, exprimant le score de dépassement du débattement du Cardan, est obtenu par :

$$\mathbf{C} = \prod_{k=1}^2 c_k^i \quad (5.7)$$

où c_k^i est le score de dépassement du $k^{\text{ème}}$ DDL du Cardan en chaque configuration i de l'épaule et est calculé par :

$$c_k^i = \begin{cases} 1 & \text{si } \|\theta_{pk}^i\| \leq 30^\circ, \\ 0 & \text{sinon} \end{cases} \quad (5.8)$$

où θ_{pk}^i est l'orientation simulée, pour la configuration i de l'épaule, du $k^{\text{ème}}$ DDL du Cardan par rapport à la position neutre.

Collision

Au vu du volume occupé par l'épaule et le bras, il faut s'assurer que le robot n'entre pas en collision avec ces derniers. Le volume du robot est supposé directement lié au diamètre des bagues j et peut être modélisé par une succession de cylindres de diamètre d_j et de longueur l_j . Le bras est quant à lui modélisé par un cylindre de diamètre 13 cm et de longueur 30 cm et l'épaule est modélisée par une sphère de rayon $R_{\text{bras}} = 6.5$ cm. Sur cette base, deux types d'évaluation de distances¹ ont été effectuées pour chaque configuration i de l'épaule. D'une part, la distance la plus courte entre les axes des six cylindres liés aux bagues j et l'axe du bras a été évaluée, ce qui représente six distances. D'autre part, la distance la plus courte entre les axes des cylindres liés aux trois premières bagues j et le centre de l'épaule a été évaluée, ce qui représente trois distances. Le vecteur $\mathbf{D}$, exprimant le score de collision du robot avec le sujet, est obtenu par :

$$\mathbf{D} = \prod_{m=1}^9 d_m^i \quad (5.9)$$

1. En pratique, ces distances ont été évaluées vectoriellement sur la base des résultats de la cinématique inverse de ROBOTRAN.

où d_m^i est le score de collision pour les neuf distances possibles en chaque configuration i de l'épaule et est calculé par :

$$d_m^i = \begin{cases} 1 & \text{si } \text{distance}_m > \frac{d_j}{2} + R_{\text{bras}}, \\ 0 & \text{sinon} \end{cases} \quad (5.10)$$

où distance_m est une des neuf distances évaluées et d_j est le diamètre de la bague j correspondante.

F_2 : Efforts de transmission

La seconde fonction objectif est liée aux efforts induits dans la transmission lorsque le sujet produit des couples maximaux à l'épaule. En effet, comme des câbles Bowden sont utilisés pour déporter l'actionnement des DDL θ_{a1} à θ_{a6} et que ceux-ci constituent la cause de nombreux défauts identifiés dans le prototype Shouldero (cf. Section 5.2.4), il est préférable de limiter autant que possible les efforts à reprendre dans ceux-ci tout en limitant leur nombre s'ils sont mis en parallèle.

Lorsque la cinématique inverse a convergé avec succès, pour une configuration de l'épaule i donnée, une dynamique inverse¹ permet de calculer les couples C_j^{is} dans les DDL actionnés θ_{aj} lorsque le mannequin virtuel applique un couple de 50 Nm selon une direction, désignée par s , parmi les huit illustrées à la Fig. 5.10 (b). La fonction F_2 est alors calculée par :

$$F_2 = \frac{\mathbf{N}^T \mathbf{V}}{\sum_j \mathbf{V}_j} \quad (5.11)$$

où le vecteur $\mathbf{V}$ est un vecteur de pénalité et où le vecteur $\mathbf{N}$ exprime la moyenne du nombre de câbles nécessaires en chaque articulation j du robot pour tenir le couple imposé à l'épaule. Le vecteur $\mathbf{V}$ pénalise les articulations distales car il y est plus difficile de placer plusieurs câbles en parallèle que dans les articulations proximales. Ce vecteur a été arbitrairement imposé à :

$$\mathbf{V} = (1 \quad 1.5 \quad 2 \quad 2.5 \quad 3 \quad 3.5)^t \quad (5.12)$$

Le vecteur $\mathbf{N}$ est, quant à lui, obtenu par :

$$\mathbf{N} = \left\langle \langle n_j^{is} \rangle_s \right\rangle_i \quad (5.13)$$

où $\langle x \rangle_l$ représente la moyenne de x selon l'indice l et où n_j^{is} est le nombre de câbles nécessaire pour reprendre le couple C_j^{is} au niveau de l'articulation θ_{aj} considérant une direction s du couple appliqué à l'épaule. Le nombre de câbles n_j^{is} nécessaire est

1. Nous adoptons ce terme bien qu'il s'agisse plutôt d'un calcul de l'équilibre inverse des efforts à vitesse et accélération nulle.

calculé sur base de C_j^{is} tout en posant un choix d'une structure d'articulation permettant de produire le couple dans l'articulation θ_{aj} avec la transmission par câble. La structure considérée est illustrée à la Fig. 5.12 où les fixations des câbles Bowden sont situés de part et d'autre et à une distance de $0.8 \frac{d_j}{2}$ de l'axe neutre du robot. Le nombre de câbles nécessaires, pour chaque articulation j , est calculé par :

$$n_j^{is} = \frac{C_j^{is}}{0.8 \frac{d_j}{2} F_{\max}} \quad (5.14)$$

où $F_{\max}$ représente la capacité de charge d'un câble¹.

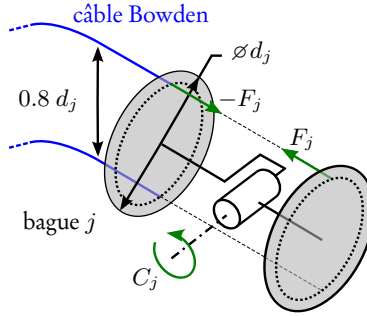


Fig. 5.12 – Pré-matérialisation de la structure permettant de produire un couple C_j dans l'articulation θ_{aj} avec une transmission par câbles Bowden, basée sur les DDL actionnés de ShouldeRO.

5.3.5 Algorithme d'optimisation

Un algorithme génétique a été sélectionné comme algorithme d'optimisation pour plusieurs raisons. Le nombre de variables est relativement élevé et l'optimisation présentée est de type multi-objectif. En outre, il n'est pas possible de calculer un gradient des fonctions objectif en raison du caractère non-linéaire de leur calcul. Enfin, la nature non convexe du problème impose d'utiliser une méthode de recherche globale dans l'espace des solutions.

Un algorithme génétique multi-objectifs NSGA-II [140] implémenté sous Matlab™ a été utilisé dans cette étude. La population initiale a été créée aléatoirement et l'algorithme a été exécuté sur une population de 40 individus. L'évolution des fonctions objectif au travers des itérations a été observée périodiquement afin de détecter la convergence de l'algorithme, c'est-à-dire lorsque les valeurs des fonctions objectif de chaque individu ne changent plus durant plusieurs itérations. Il a été observé que 750 itérations étaient suffisantes pour converger.

1. Les câbles pris en compte ici sont des câbles 1x19 en acier galvanisé de Velda Cable Technics™, à l'instar de ceux utilisés dans le prototype ShouldeRO. Des essais de traction ont montré une limite au flambement de l'ensemble câble-gaine de 1100 [N] tandis que des essais réalisés sur dispositif ont montré qu'il est préférable de ne pas dépasser 900 [N] en pratique afin de se prémunir d'une usure prématurée de la gaine, de ses embouts de terminaison et des fixations des câbles.

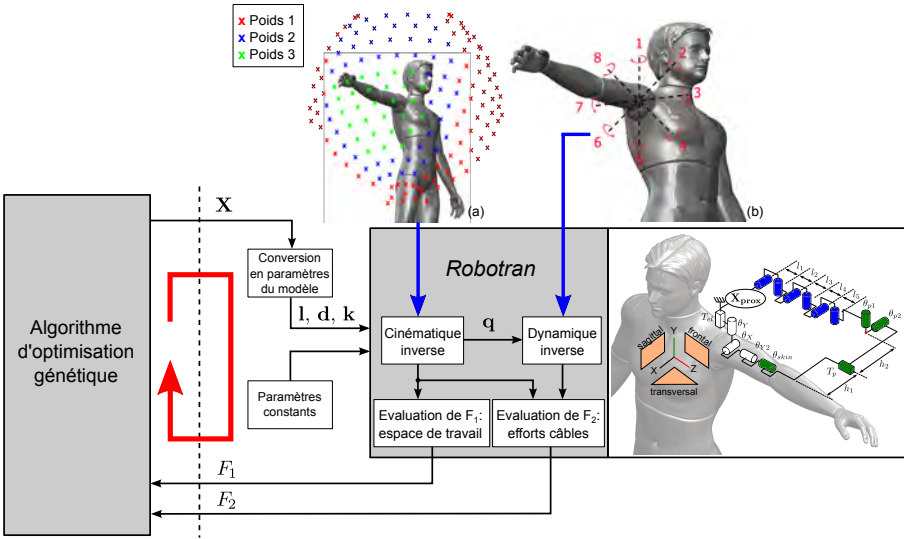


Fig. 5.13 – Schéma d’optimisation et d’évaluation du robot exosquelette.

5.3.6 Résultats et discussion

Le schéma d’optimisation et d’évaluation mis en œuvre dans cette étude est résumé à la Fig. 5.13. Une fois toutes les optimisations terminées, la Fig. 5.14 présente respectivement le front de Pareto des optimisations réalisées pour les positions proximales $\mathbf{X}_{\text{prox}_1}$ à $\mathbf{X}_{\text{prox}_4}$ tandis que la Fig. 5.15 présente le front de Pareto des optimisations réalisées pour les positions proximales $\mathbf{X}_{\text{prox}_5}$ à $\mathbf{X}_{\text{prox}_8}$. Pour chacune des positions proximales, ShoulderO a été simulé et les résultats F_1 et F_2 de l’évaluation sont indiqués par une croix bleue sur les espaces des fonctions objectif. On peut observer que les fronts résultant de l’optimisation sont plus ou moins marqués selon la position proximale considérée et que le robot ShoulderO initial est loin du front de Pareto (c’est-à-dire sous-optimal) pour toutes les positions proximales. À noter qu’il existe aussi un certain nombre d’individus, dans toutes les positions proximales, où la fermeture de boucle ne converge pas du tout ($F_1 = 0$). Quoiqu’il en soit, les trois individus les plus proches de ($F_1 = -1$, $F_2 = 0$) ont été sélectionnés dans chacune des huit positions proximales et ont été repris dans la Table. 5.1 où leurs caractéristiques principales sont mises en évidence.

L’analyse de ces résultats conduit principalement à trois observations. Premièrement, au vu des scores de F_1 proches de -1 , les individus sélectionnés sont aptes à parcourir la quasi totalité de l’espace de travail évalué. Deuxièmement, on peut observer que les longueurs l_1 , c’est-à-dire la distance entre la première et la deuxième bague du robot, sont faibles mais assez variables selon les individus. Par contre, la limite maximale de la contrainte sur les longueurs l_j est atteinte dans plus de 50 %

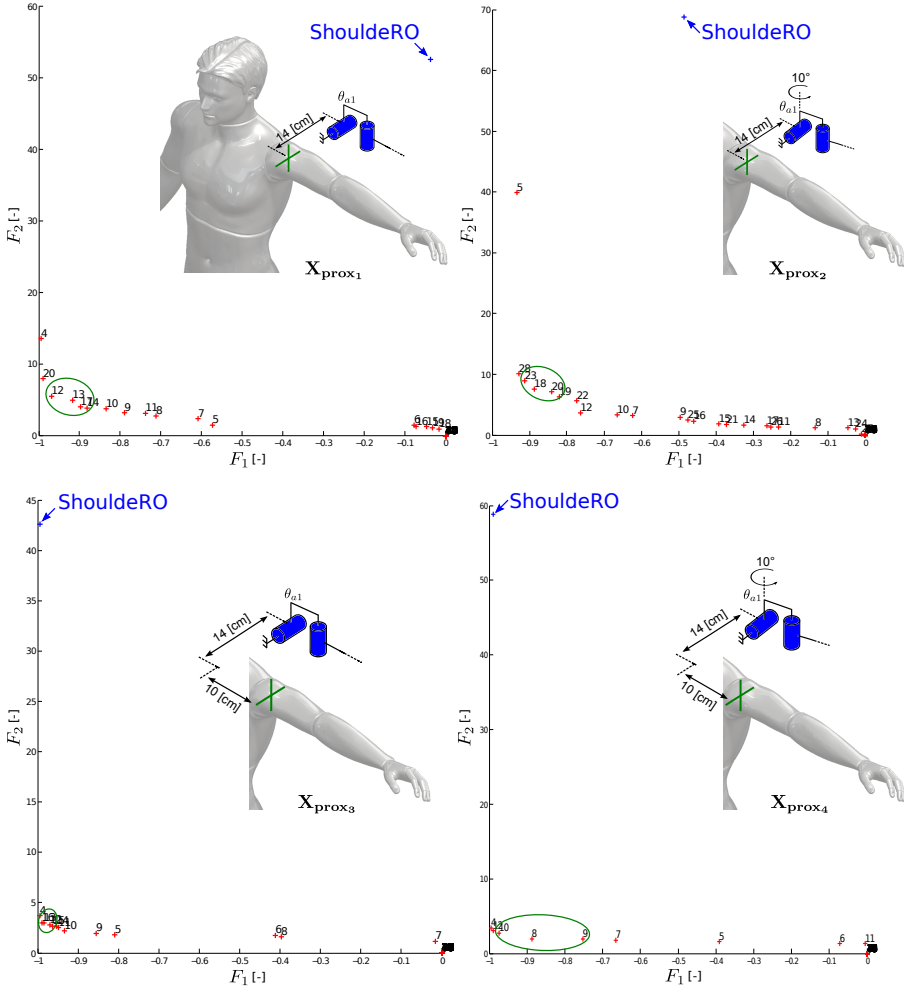


Fig. 5.14 – Résultats de l'optimisation pour les positions proximales X_{prox_1} à X_{prox_4} . Les individus entourés sont ceux qui sont retenus pour analyse détaillée.

des cas. Troisièmement, les rapports de réduction k_1 et k_2 sont plus élevés que l'unité dans 100 % des cas et supérieurs à 50 (en vert dans la Table 5.1) dans près de 92 % des cas. Comme le débattement du DDL actionné θ_{a1} ou θ_{a2} ne sera jamais supérieur à 180° , on peut affirmer que les DDL actionnés θ_{a3} à θ_{a6} deviennent inutiles puisque leur débattement est alors au maximum de quelques degrés. C'est le signe qu'ils peuvent dès lors être remplacés par de simples éléments rigides où θ_{a2} est séparé d'une distance l_1 de θ_{a1} et est prolongé par une poutre, jusqu'à l'interface avec le patient, dont la longueur vaut $\sum_{j=2}^5 l_j$. Cette observation révèle que l'optimisation a changé la structure cinématique du robot pour privilégier une structure, plus simple, à deux DDL actionnés, tout en améliorant sensiblement les performances, et en particulier la taille de l'espace de travail. Ceci permet dès lors de qualifier l'optimi-

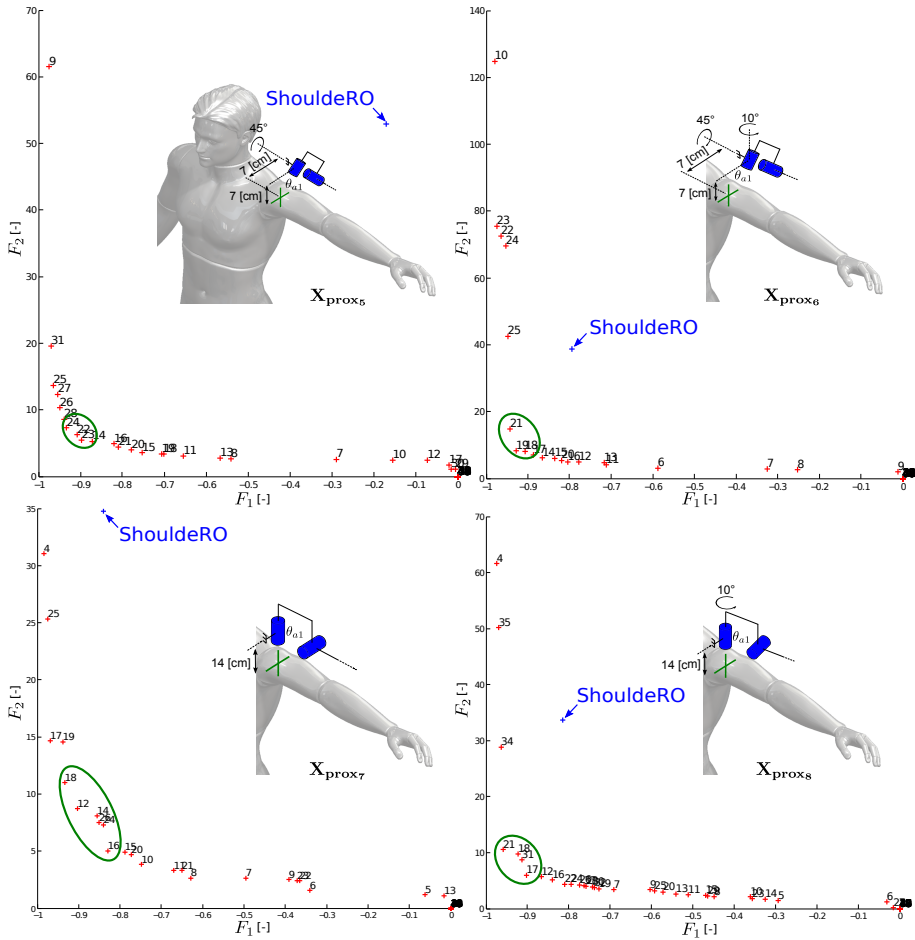


Fig. 5.15 – Résultats de l’optimisation pour les positions proximales $X_{\text{prox}5}$ à $X_{\text{prox}8}$. Les individus entourés sont ceux qui sont retenus pour analyse détaillée.

sation réalisée d’optimisation topologique en raison de la modification de structure que celle-ci a induite.

5.3.7 Conclusion

Dans cette section, une optimisation ayant pour but de déterminer les paramètres optimaux caractérisant la structure du robot ShoulderRO dans différentes positions proximales a été présentée. Les fonctions objectif établies pour cette optimisation reflètent la capacité du robot à atteindre l’espace de travail et la capacité des articulations actionnées à produire les efforts au moyen de la transmission choisie, en tenant compte de contraintes liées à la matérialisation dans les deux cas.

X_{prox}	indiv. n°	F_1	F_2	k_1	k_2	l_1 [cm]	$\sum_{j=2}^5 l_j$ [cm]
1	12	97 %	5.5	742.5	60.5	2.6	26.3
	13	92 %	4.9	371.9	895.6	1.7	27.4
	17	87 %	4.0	179.4	60.5	2.6	25.7
2	23	91 %	8.9	39.8	57.2	1.9	28.1
	18	89 %	7.6	70.4	180.9	2.7	27.3
	20	84 %	7.1	89.7	57.2	3.1	26.9
3	11	95 %	2.6	515.6	179.6	6.5	24.3
	10	93 %	2.2	304.1	195.1	1.5	38.5
	9	86 %	1.9	515.6	179.6	6.5	33.5
4	10	97 %	2.7	352.8	397.7	1.9	35.2
	8	89 %	2.0	326.7	198.9	2.1	37.9
	9	75 %	1.9	912.4	397.7	13.3	24.1
5	24	93 %	7.3	250.6	103.9	3.3	26.4
	22	91 %	6.3	204.2	400.3	2.6	27.4
	23	90 %	5.5	122.6	48.3	6.3	20.8
6	21	94 %	14.7	490.5	20.6	7.9	16.1
	19	93 %	8.3	344.6	622.0	2.3	26.7
	18	91 %	8.2	272.7	751.4	3.4	18.9
7	18	93 %	11.0	434.5	276.9	2.2	27.8
	12	90 %	8.7	328.6	31.1	1.7	28.3
	16	83 %	5.0	902.6	845.9	1.6	28.3
8	21	96 %	10.5	169.8	65.9	3.2	21.7
	31	91 %	8.7	122.4	269.7	3.1	21.8
	17	90 %	6.0	119.3	268.0	3.4	22.5

Table 5.1 – Synthèse des solutions sélectionnées dans les huit positions proximales étudiées. Les cases vertes indiquent un rapport de réduction élevé (> 50) alors que les cases rouges indiquent que la limite maximale de la contrainte sur les longueurs l_j a été atteinte.

Ce processus d'optimisation a produit des solutions qui sont meilleures que le prototype ShoulderRO, et ce, quelle que soit la position proximale considérée. L'analyse plus poussée des individus retenus a montré que cette amélioration est essentiellement due au fait que les DDL actionnés θ_{a3} à θ_{a6} sont devenus inutiles et peuvent être remplacés par un élément rigide. Ce résultat inattendu conduit dès lors à la remise en question de la structure mécanique de base à six DDL actionnés, pourtant motivée par sa capacité à éviter des collisions avec le membre supérieur, pour la simplifier en une nouvelle structure de robot à seulement deux DDL actionnés. Pour cette nouvelle topologie, les contraintes imposées sur la transmission dans le cadre de

cette optimisation ne sont plus de mise puisqu'au vu de la simplification importante de la cinématique, l'ensemble transmission-guidage-actionnement peut, lui aussi, être complètement revu afin de se passer d'une transmission par câbles Bowden.

5.4 Optimisation dimensionnelle

L'optimisation topologique a montré que la suppression des DDL actionnés redondants, couplé à un choix optimal des dimensions du robot, permet d'améliorer considérablement les performances du prototype initial Shouldero. La nouvelle structure, qui est désormais considérée dans la suite de ce travail, est dès lors constituée de deux DDL actionnés et est liée au patient au moyen de quatre DDL passifs (trois DDL mécaniques et un DDL du patient obtenu par la rotation des tissus autour de l'humérus) afin d'assurer le comportement *alignment-free* du robot.

Au vu de la présence de seulement deux DDL actionnés dans cette structure, il a été décidé de ne plus déporter l'actionnement (suppression des câbles Bowden) et d'utiliser plutôt une transmission à prise directe¹. Un tel choix de transmission procure d'importants avantages par rapport à une transmission par câbles, comme une plus grande capacité de charge et une plus grande rigidité, tout en réduisant la complexité et en augmentant la fiabilité de celle-ci.

L'optimisation dimensionnelle de conception de ce nouvel exosquelette a été réalisée en deux temps. Dans un premier temps, un processus d'optimisation visant à déterminer les meilleurs paramètres caractérisant le robot et sa position proximale sur base de deux fonctions objectif est mis en œuvre. Celles-ci reflètent l'espace de travail du membre supérieur et les efforts parasites induits à l'interface avec le patient, deux critères fondamentaux lors de l'évaluation de la performance d'un exosquelette de rééducation. Dans un deuxième temps, un processus de comparaison visant à sélectionner la meilleure solution parmi les meilleures générées par l'optimisation est opéré sur la base de plusieurs critères. Certains de ces critères sont quantitatifs mais d'autres sont qualitatifs et reflètent des aspects pratiques de matérialisation.

À cette fin, la Section 5.4.1 présente le modèle de l'ensemble formé par le nouvel exosquelette et l'épaule du sujet. Ensuite, les variables d'optimisation et les contraintes imposées sur celles-ci sont présentées à la Section 5.4.2. Les fonctions objectif considérées font l'objet de la Section 5.4.3. Enfin, les résultats de cette optimisation et la comparaison objective des meilleures solutions sont respectivement détaillés à la Section 5.4.4 et 5.4.5.

l_X [cm]	l_Y [cm]	l_Z [cm]
$[-14; 0]$	$[0; 13]$	$[-10; 0]$

β_Y	β_Z	β
$[-10^\circ; 10^\circ]$	$[0^\circ; 90^\circ]$	$[-90^\circ; 90^\circ]$

l_1 [cm]	l_2 [cm]	l_3 [cm]
$[0; 15]$	$[0; l_{\text{bras}} - l_1 + l_Y]$	$[-5; 5]$

Table 5.2 – Intervalles de variation des variables pour l’optimisation dimensionnelle.

- β est l’angle entre les axes de la seconde articulation actionnée θ_{a2} et la première articulation passive θ_{p1} .

La position et l’orientation de la première articulation actionnée θ_{a1} par rapport au centre de l’articulation gléno-humérale sont toujours caractérisées par les paramètres l_X , l_Y , l_Z , β_Y et β_Z , qui sont les composantes du vecteur $\mathbf{X}_{\text{prox}}$, désigné comme position proximale.

À noter que le modèle adopté pour représenter le complexe articulaire de l’épaule est le même que celui présenté à la Section 5.3.1.

5.4.2 Variables d’optimisation et contraintes

Les variables d’optimisation sont les paramètres caractérisant la géométrie du robot et sa position proximale présentés à la Section 5.4.1. Les intervalles de variation de ces variables durant le processus d’optimisation sont présentés à la Table. 5.2. Une contrainte a été imposée sur la variable l_2 afin que la position du centre du Cardan ne dépasse pas le coude lorsque le bras est en abduction de 90° dans le plan frontal, comme à la Fig. 5.16. Cette contrainte peut être formulée par :

$$l_1 + l_2 \leq l_{\text{bras}} - l_Z \tag{5.15}$$

où la longueur du bras l_{bras} est supposée égale à 30 cm. Les contraintes sur les variables l_4 et l_5 ne sont pas reprises dans la Table 5.2 car il a été jugé intéressant de considérer deux cas distincts pour contraindre la position du Cardan par rapport au centre du membre.

Cas 1 : Cardan libre

Le centre du Cardan peut se situer à l’intérieur du bras et les intervalles de variation des variables l_4 et l_5 sont dès lors : $l_4 \in [-5; 5]$ cm et $l_5 \in [0; 10]$ cm.

Cas 2 : Cardan extérieur

Le Cardan doit être positionné à l’extérieur du bras. Cette possibilité est considérée car il est plus facile de matérialiser le Cardan lorsqu’il est à l’extérieur du membre.

Pour ce cas spécifique, deux autres variables polaires r et γ sont utilisées dans l'algorithme d'optimisation. Ces dernières sont reliées aux paramètres du modèle par :

$$l_4 = r \sin(\gamma) \quad (5.16)$$

$$l_5 = r \cos(\gamma) \quad (5.17)$$

Pour assurer la position du Cardan à l'extérieur du membre, les intervalles de variation des variables intermédiaires r et γ sont : $r \in [7; 15]$ cm et $\gamma \in [-45^\circ; 45^\circ]$.

5.4.3 Fonctions objectif

L'évaluation des fonctions objectif F_1 et F_2 de chaque solution est réalisée par ROBOTRAN selon un schéma identique à celui présenté précédemment à la Fig. 5.13 où seules les fonctions objectif et les variables diffèrent dans le cas présent.

F_1 : Espace de travail

À l'instar de l'évaluation de l'espace de travail présentée à la Section 5.3.4, la première fonction objectif est directement liée à l'espace de travail de l'épaule, dont le débattement idéal est de 0° (adduction) à $+150^\circ$ (abduction) et de -20° (rétropulsion) à $+90^\circ$ (antépulsion).

La fonction objectif F_1 est cette fois calculée par la relation :

$$F_1 = -\frac{\mathbf{F}^T \mathbf{W}}{\sum_i \mathbf{W}_i} \quad (5.18)$$

où le vecteur $\mathbf{W}$ est le poids de la configuration correspondante et $\mathbf{F}$ est le vecteur de convergence. Dans chaque configuration i , une cinématique inverse est opérée afin de fermer la boucle cinématique formée avec le bras. Le succès ou l'échec de cette fermeture permet de définir à nouveau les composantes du vecteur de convergence $\mathbf{F}$.

F_2 : Efforts parasites

Comme expliqué précédemment, les DDL passifs introduits à l'extrémité distale sont destinés à assurer au robot un comportement *alignment-free*. Cependant, ce comportement n'est pas toujours exactement rencontré. En effet, lorsque l'articulation θ_{p2} n'est plus dans sa position neutre (comme exagéré en Fig. 5.17), une composante du couple C_{car} transmis par le Cardan est appliquée sur le membre. Cette composante du couple, notée $C_{\text{car}}^\perp$, correspond à la projection du couple C_{car} sur un axe orthogonal au membre, la composante parallèle au membre, notée $C_{\text{car}}^\parallel$, n'étant pas transmise grâce à l'articulation passive θ_{peau} . La seconde fonction objectif F_2 est donc une image de cette composante indésirable de couple $C_{\text{car}}^\perp$.

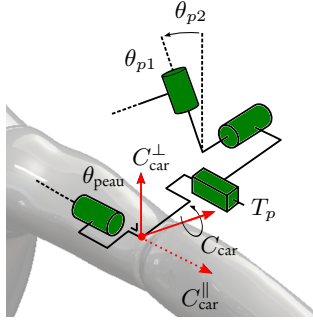


Fig. 5.17 – Dans des conditions spécifiques et lorsque θ_{p2} est grand, un couple parasite $C_{car}^{\perp}$ peut apparaître à l'interface.

Pour évaluer les couples parasites induits à l'interface avec le patient, une dynamique inverse est exécutée en considérant que le patient virtuel applique un couple de 50 Nm sur les articulations θ_X et θ_Y selon les huit directions possibles de la Fig. 5.10 (b), ce qui permet d'évaluer le couple parasite induit $C_{car}^{\perp is}$ pour une position i et une direction s donnés. La fonction F_2 est alors calculée de manière semblable à (5.18) :

$$F_2 = \frac{\mathbf{G}^T \mathbf{W}}{\sum_i \mathbf{W}_i} \quad (5.19)$$

où le vecteur $\mathbf{W}$ est le poids de la configuration i du bras correspondante et le vecteur des efforts parasites $\mathbf{G}$ est la moyenne, sur les huit directions s , du couple simulé $C_{car}^{\perp}$ dans la configuration i . À noter que lorsque les couples parasites, pour une configuration donnée, sont importants (c'est-à-dire plus grands que 50 Nm), cela signifie que la configuration en question est proche d'une singularité. Dans ce cas, la première fonction objectif est affectée, en attribuant une valeur nulle au vecteur $\mathbf{F}$ dans la configuration i considérée, et la moyenne des efforts parasites $\mathbf{G}$ est saturée en la configuration correspondante afin de limiter son impact sur la fonction objectif F_2 .

5.4.4 Résultats et discussion

Pour les mêmes raisons que dans le cas de l'optimisation topologique, un algorithme génétique a été utilisé. Cet algorithme a été exécuté sur une population de 40 individus et il a été observé que 1000 itérations étaient suffisantes pour converger vers les solutions présentées à la Fig. 5.18.

Cas 1 : Cardan libre

La Fig. 5.18 (a) présente le front de Pareto des solutions résultant d'une optimisation avec un positionnement libre du Cardan. Ce front n'est pas très marqué puisque la meilleure valeur possible pour la fonction objectif F_1 , c'est-à-dire -1 , est atteinte

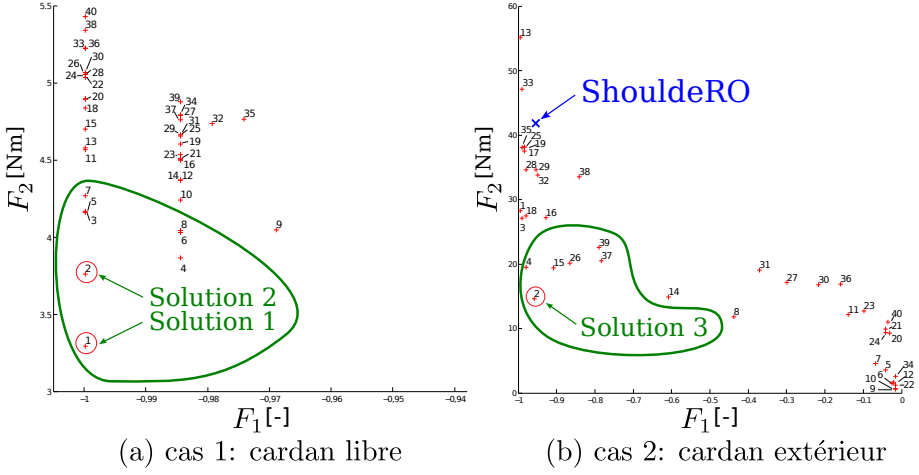


Fig. 5.18 – Espace des solutions avec une position libre du Cardan (a) et avec la contrainte d’une position extérieure au bras (b).

par la plupart des solutions. Dès lors, la fonction F_1 n’est plus discriminante dans le choix des individus.

Trois observations principales peuvent être faites suite à l’analyse des résultats de toutes les solutions, dont les paramètres des meilleures (entourées en vert dans la Fig. 5.18) sont présentés à la Table F.1 de l’Annexe F. Premièrement, le Cardan est positionné dans tous les cas au centre du membre puisque les distances l_4 et l_5 tendent vers zéro. Deuxièmement, la distance l_1 entre les deux articulations actionnées θ_{a1} et θ_{a2} est petite ou proche de zéro, ce qui est cinématiquement équivalent à une liaison sphérique à doigt actionnée. Troisièmement, les positions proximales de tous les robots sont loin du centre articulaire de l’épaule puisque les variables l_X et l_Z tendent vers -10 cm. Il a été observé que ceci est dû à l’élévation/abaissement scapulaire introduit dans le modèle du membre supérieur. Cela est confirmé par le processus d’optimisation qui, lorsque le paramètre d’élévation c de l’Eq. (5.1) est mis à zéro, converge vers des solutions où $l_X = l_Z = 0$ cm, ce qui revient à aligner la position proximale avec le centre de l’articulation gléno-humérale. Dans ce cas, les DDL passifs du robot deviennent inutiles. Cette observation est très intéressante puisqu’elle confirme que les exosquelettes dits classiques sont la solution la plus appropriée dans ce cas spécifique mais non réaliste où l’on néglige l’élévation de la scapula.

Les différences entre les solutions portent uniquement sur l’orientation proximale β_Y, β_Z et l’élévation proximale l_Y du robot par rapport au patient, l’orientation β du Cardan et la distance l_1 entre les articulations actionnées. Les deux candidats les plus prometteurs, nommés Solution 1 et Solution 2 dans la Fig. 5.18 (a), sont dès lors retenus pour discussion ultérieure puisqu’ils montrent des différences significatives pour ces paramètres, en particulier dans les paramètres l_1, β and β_Z .

Cas 2 : Cardan à l'extérieur

La Fig. 5.18 (b) présente le front de Pareto des solutions résultant d'une optimisation avec une contrainte sur la position du centre du Cardan. Il peut être observé que les solutions sont beaucoup plus dispersées dans l'espace des fonctions objectif et moins performantes dans l'absolu que dans le cas précédent.

Trois observations principales peuvent également être réalisées en analysant les résultats de la Table F.1. Premièrement, la distance l_1 entre les deux actionneurs est généralement grande. Deuxièmement, la distance l_2 entre l'articulation actionnée θ_{a2} et le Cardan tend vers sa valeur maximale, à savoir $l_{\text{bras}} - l_1 - l_Z$. Troisièmement, il existe une famille de solutions où la position proximale est alignée avec le centre gléno-huméral. Cette observation est en contraste avec les observations faites dans le cas précédent mais leur nombre est faible et ces solutions ne sont pas les plus performantes. Toutes les autres solutions ont leur position proximale située derrière l'épaule et à une distance importante de celle-ci. L'individu le plus prometteur, nommé Solution 3 dans la Fig. 5.18 (b), est retenu pour discussion ultérieure.

5.4.5 Comparaison

Les paramètres et les valeurs des deux fonctions objectif qui caractérisent les trois solutions retenues des résultats d'optimisation sont présentés dans la première partie de la Table. 5.3. Ces solutions sont comparées à ShouldeRO, qui est considéré dans cette comparaison-ci comme la solution de référence.

La détermination de la meilleure solution sur base uniquement des deux fonctions objectif n'est pas suffisante car une telle démarche ne prendrait pas en compte, par exemple, des aspects liés à la matérialisation du robot ou encore la nécessité d'éviter des collisions entre le patient et le robot. Pour cela, des critères objectifs additionnels ont été introduits dans le processus de comparaison :

- *Amplitude des DDL passifs* : l'amplitude de mouvement de toutes les articulations passives, à savoir θ_{p1} , θ_{p2} , θ_{p3} and T_p , devrait être minimisée afin de simplifier la matérialisation du robot et de le rendre le plus léger possible ou encore de limiter les sollicitations du jeu de peau. Des résultats présentés dans la Table. 5.3, il peut être observé que toutes les solutions sont grossièrement équivalentes exceptées pour le DDL linéaire passif. En effet, pour ce dernier, les Solutions 1 et 2 sont les meilleures.
- *Manipulabilité* : la manipulabilité de l'épaule au travers du robot doit être maximisée afin de garantir la meilleure contrôlabilité possible des articulations de l'épaule. En accord avec [141], la manipulabilité M est donnée par $M = \det(\mathbf{J})$, où $\mathbf{J}$ est, dans notre cas, la matrice Jacobienne liant les vitesses des articulations actionnées $\dot{\theta}_{a1}$ et $\dot{\theta}_{a2}$ aux vitesses des articulations de l'épaule

$\dot{\theta}_Y$ et $\dot{\theta}_X$:

$$\begin{pmatrix} \dot{\theta}_Y \\ \dot{\theta}_X \end{pmatrix} = \mathbf{J} \begin{pmatrix} \dot{\theta}_{a1} \\ \dot{\theta}_{a2} \end{pmatrix} \quad (5.20)$$

Cette matrice Jacobienne est dépendante des dimensions et de la position proximale du robot, mais aussi de l'orientation des articulations de l'épaule. Elle doit donc être calculée pour chaque solution et pour les 94 configurations considérées pour le membre supérieur lors du calcul de cinématique inverse. Les Solutions 1 et 2 sont équivalentes sur ce critère mais surpassent les deux autres.

- *Sensibilité* : la sensibilité des fonctions objectif à des perturbations de la position proximale du robot doit être minimisée puisqu'il est difficile de maîtriser ce positionnement avec une grande précision en pratique. Cette sensibilité a été évaluée pour chaque solution en perturbant la position et l'orientation proximale du robot respectivement dans une gamme de ± 1 cm and $\pm 5^\circ$ et en calculant les variations relatives des deux fonctions objectif. Une analyse statistique du résultat pour chaque solution a montré que les Solutions 1, 2 et 3 sont très peu sensibles aux perturbations par rapport à ShouldeRO.

En plus de ces critères additionnels, une première matérialisation a été esquissée pour chacune des solutions afin d'évaluer l'ergonomie générale de la solution et de se convaincre de l'absence de collisions entre le robot et le patient dans la totalité de l'espace de travail. Sur base de cette première esquisse, il semble également intéressant d'évaluer les solutions selon les critères qualitatifs suivants :

- *Rigidité distale* : la rigidité du robot doit être aussi grande que possible afin de contrôler au mieux la configuration du bras quelques soient les forces d'interaction entre le patient et le robot. Ce critère peut être lié à la forme et la taille des composants mécaniques constituant le robot, au type de transmission utilisée entre les actionneurs et les articulations actionnées mais aussi à la manière de matérialiser les articulations passives. De ce point de vue, la matérialisation d'un Cardan dont le centre est positionné à l'extérieur du bras, comme dans le cas de la Solution 3 et ShouldeRO, est plus simple et plus rigide qu'un Cardan dont le centre coïncide avec le centre du bras, comme pour les Solutions 1 et 2. De plus, la transmission par câbles Bowden utilisés dans le prototype ShouldeRO est bien moins rigide que la transmission en prise directe prise en compte dans les trois nouvelles solutions.
- *Complexité* : la complexité générale du robot est aussi un facteur-clé car celle-ci affecte directement les coûts et indirectement la fiabilité globale du robot. Sur ce point spécifique, ShouldeRO est sans aucun doute le plus complexe en raison du nombre élevé de DDL de sa structure mécanique et en raison de la transmission utilisée. La Solution 3 est la moins complexe car la matérialisation du Cardan à l'extérieur du bras est la plus simple.

- *Reconfiguration en version gauche/droite* : la facilité avec laquelle un robot peut être reconfiguré pour passer d'une version gauche à une version droite est aussi un critère intéressant à prendre en compte lors du choix de la meilleure solution. De ce point de vue, la Solution 1 est jugée comme complexe due à la configuration géométrique des moteurs nécessitant un retournement non trivial de plusieurs pièces. Le prototype ShouldeRO est jugé également complexe par le fait qu'il faille retourner un certain nombre de pièces et placer le patient derrière le robot pour changer de côté de bras. La facilité de reconfiguration des Solutions 2 et 3 a reçu une évaluation positive car seulement certaines pièces de ces robots doivent être tournées afin de changer de bras.

Sur la base de ces critères quantitatifs et qualitatifs, il apparaît que la Solution 2 est la meilleure du point de vue de la performance et de l'ergonomie même si elle est en étroite compétition avec la Solution 1, qu'elle surpasse dans la facilité de reconfiguration en version gauche/droite.

5.4.6 Conclusion

L'optimisation dimensionnelle d'une nouvelle structure de robot exosquelette, établie sur la base des résultats de l'optimisation topologique, a permis de déterminer les dimensions caractéristiques et la position proximale constitutifs du robot qui maximise des fonctions objectif et qui répond à divers critères d'ordre pratique. Ces fonctions objectif sont un reflet des performances les plus représentatives d'un robot de rééducation destiné au complexe articulaire de l'épaule, à savoir le débattement maximal de l'épaule et la capacité à engendrer des efforts parasites minimaux à l'interface entre le patient et le robot. Les meilleures solutions ont alors été évaluées sur la base de critères additionnels de plus faible importance en post-process, afin de ne pas surcharger le processus d'optimisation. Ces critères sont secondaires du point de vue de la performance mais sont significatifs pour la matérialisation ou l'ergonomie du robot. En outre, une analyse plus poussée des résultats de l'optimisation a permis de mettre en évidence l'intérêt que représente un mode d'action *alignment-free* dans la mobilisation du complexe articulaire de l'épaule.

Cette approche de design optimal de la structure considérée a conduit à une solution surpassant les performances de ShouldeRO sur plusieurs aspects comme une faible transmission d'efforts parasites au patient, la possibilité d'atteindre tout l'espace de travail défini, une faible sensibilité au positionnement exact du robot, une grande manipulabilité dans l'espace de travail et plusieurs avantages liés à la matérialisation. Même si le débattement du Cardan est plus grand que dans ShouldeRO, la solution retenue est beaucoup moins compliquée et constitue la base pour la matérialisation du successeur de ShouldeRO.

Table 5.3 – Synthèse des solutions choisies et comparaison à ShouldeRO [135].
* L’optimisation topologique a montré (Fig. 5.15) que cette position proximale était la plus favorable à ShouldeRO.
† Les valeurs des variables sont présentées dans la forme moyenne $\pm$ déviation standard.

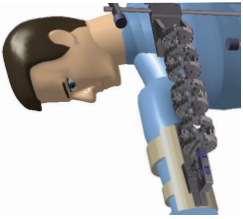
	Solution 1	Solution 2	Solution 3	ShouldeRO [135]
Variables				
l [cm]	(2.2; 25.1; -2.0; 0; 0) -80°	(0; 28.4; -3.9; 0; 0) 0°	(13.7; 26.2; -5.1; 5.0; 5.0) 10°	N/A 0°
$\mathbf{X}_{prox}$ [cm] ([-])	(-10; 3.5; -10) (-10°; 83°)	(-10; 1.5; -10) (-10°; 10°)	(-12; 0; -10) (7°; 0°)	(-14; 10; 0) (0; 0)*
Fonctions objectif				
F_1 [-]	-1	-1	-0.96	-0.95
F_2 [Nm]	3.29	3.76	14.58	42.63
RoM				
θ_{p1} [-]†	4.0° $\pm$ 17.8°	-0.6° $\pm$ 16.0°	-9.2° $\pm$ 20.1°	7.4° $\pm$ 6.9°
θ_{p2} [-]†	6.9° $\pm$ 17.2°	-9.2° $\pm$ 13.8°	14.9° $\pm$ 27.5°	13.2° $\pm$ 5.2°
T_p [cm]†	2.3 $\pm$ 1.2	2.2 $\pm$ 1.2	24.2 $\pm$ 19.1	5.0 $\pm$ 3.2
θ_{peau} [-]†	43.0° $\pm$ 14.3°	113.4° $\pm$ 20.0°	94.5° $\pm$ 26.4°	25.8° $\pm$ 10.3°
Manipulabilité [-]†	0.88 $\pm$ 0.14 moyenne	0.88 $\pm$ 0.15 faible	0.68 $\pm$ 0.31 moyenne	0.64 $\pm$ 0.26 grande
Sensibilité				
Matérialisation				
Rigidité distale				
Complexité générale	moyenne moyenne complexe	moyenne moyenne facile	grande faible facile	faible grande complexe
Gauche/droite	+	+	+	0
SYNTHÈSE	4 ‘+’	6 ‘+’	1 ‘+’	référence

Schéma de contrôle du robot

6

Le robot de rééducation, composé de la structure issue de l'optimisation topologique et dimensionnelle, doit être capable de mobiliser et de guider le membre supérieur avec souplesse, à l'image de ce que ferait un thérapeute lors d'une séance de rééducation. Plus spécifiquement en robotique, on parle de comportement « compliant » de la structure du robot et/ou de son schéma de contrôle pour qualifier ce comportement lorsqu'un robot est en interaction souple avec son environnement. Cette compliance peut être réalisée de différentes manières sur un dispositif robotisé et est obtenue, dans le cas présent, au moyen du schéma de contrôle qui, par l'intermédiaire des actionneurs, simule des lois de comportement compliantes. Le lecteur intéressé est invité à consulter les références [65, 142, 143] pour trouver la classification et le détail des structures des différents schémas de contrôle permettant le comportement compliant d'un robot.

Le présent chapitre a pour but de présenter et de détailler le schéma de contrôle adopté. Les premières sections détaillent la structure du schéma de contrôle, ses variantes et la manière d'obtenir le comportement compliant désiré du robot. Ensuite, les transformations qui permettent le changement nécessaire d'espace articulaire au niveau du schéma de contrôle sont détaillées. Enfin, la manière de calibrer ces transformations lors de l'installation du patient dans le robot est présentée.

6.1 Structure du schéma de contrôle

Suite à l'expérience acquise par l'équipe du laboratoire lors de la conception de ShouldeRO et la revue de la littérature traitant du contrôle de systèmes de robotisés en interaction avec un humain, des choix préliminaires à la conception et en rapport avec le schéma de commande ont été faits. La démarche de conception a conduit le nouveau robot à être composé d'une structure rigide munie d'actionneurs avec une transmission à rigidité très élevée et sans jeu, afin que l'on puisse transmettre des

efforts sur une large bande passante depuis les actionneurs vers l'interface avec le patient. Aussi, le capteur mesurant les forces d'interaction entre le robot et le patient a été placé le plus proche possible de celui-ci car il a été montré que cette stratégie permet d'augmenter la transparence¹ du dispositif en boucle fermée [38]. Tous ces choix font que le contrôleur compliant le plus approprié pour ce type de structure est un contrôleur en impédance avec une boucle de rétroaction explicite en force [142, 143, 145].

Le contrôleur en impédance qui a été adopté est illustré à la Fig. 6.1. Les DDL actionnés du robot n'étant pas alignés avec ceux du patient, le schéma de contrôle est scindé en deux parties principales selon que les variables sont exprimées dans l'espace articulaire lié au patient ou à celui du robot. Cette scission est possible grâce à l'intégration dans le schéma d'un ensemble de transformations dynamiques et cinématiques permettant le changement de l'espace de représentation des variables. Au sein de la partie liée à l'espace articulaire du patient, il existe un sous-espace à représentation vectorielle où toutes les variables sont des vecteurs exprimés dans le repère lié au centre de l'articulation gléno-humérale, ce qui permet d'avoir un contrôle dans l'espace dans l'espace articulaire lié à l'épaule sans aucune singularité de représentation de l'épaule [146].

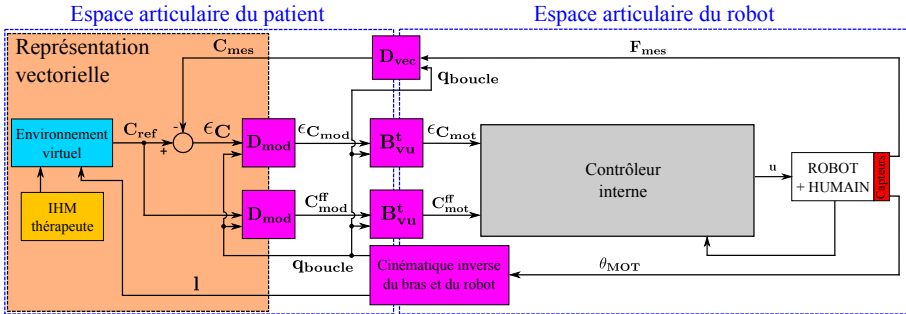


Fig. 6.1 – Contrôleur en impédance avec boucle de rétroaction explicite en force.

L'orientation des axes moteurs θ_{MOT} , mesurée sur le robot, constitue l'entrée d'un bloc de cinématique inverse qui a pour but l'estimation de la configuration des articulations mécaniques passives du robot et des articulations du patient qui sont toutes incluses dans le vecteur :

$$\mathbf{q}_{\text{boucle}} = (\theta_Y \ \theta_X \ \theta_{\text{peau}}^* \ T_p \ \theta_{p1} \ \theta_{p2} \ \theta_{a1} \ \theta_{a2})^t \quad (6.1)$$

où l'articulation θ_{peau}^* représente la somme du jeu de peau θ_{peau} , dont la rotation est considérée comme libre, et du troisième DDL du bras θ_{Y2} , à savoir la rotation

1. La transparence d'un robot muni d'un contrôle en impédance est définie comme le rapport entre l'impédance ressentie (mesurée) et l'impédance de référence [144]. Idéalement, elle vaut l'unité sur une bande passante la plus large possible.

interne-externe de l'épaule dont la valeur est imposée à zéro dans le contrôleur. Ce bloc calcule également les coordonnées d'un vecteur $\mathbf{l}$ aligné sur le bras et exprimé dans un repère lié au centre de l'articulation gléno-humérale. Ce bloc de cinématique inverse est détaillé dans la Section 6.4.

Au travers d'une Interface Homme-Machine (IHM), un utilisateur peut introduire plusieurs paramètres destinés au bloc nommé Environnement virtuel. Cet Environnement virtuel a pour but de produire le couple vectoriel de référence $\mathbf{C}_{\text{ref}}$ à imposer sur l'articulation du patient sur la base du mouvement du bras et des paramètres venant de l'IHM qui définissent le type d'interaction souhaitée entre le robot et le patient.

Les forces d'interaction $\mathbf{F}_{\text{mes}}$, transversales au bras et mesurées au niveau de l'interface mécanique avec le bras du patient, sont exprimées dans l'espace articulaire du robot. Celles-ci sont les entrées du bloc $\mathbf{D}_{\text{vec}}$ qui calcule le couple vectoriel $\mathbf{C}_{\text{mes}}$, exprimé au centre de l'articulation gléno-humérale. L'erreur de suivi ϵ_C entre le couple mesuré $\mathbf{C}_{\text{mes}}$ et le couple de référence $\mathbf{C}_{\text{ref}}$ produit par l'Environnement virtuel est l'entrée du bloc $\mathbf{D}_{\text{mod}}$. Ce dernier permet d'exprimer cette erreur de suivi ϵ_C dans l'espace articulaire du patient mais avec une représentation basée sur un modèle de l'articulation de l'épaule. Cette erreur de suivi $\epsilon_{C_{\text{mod}}}$, exprimée dans l'espace articulaire du patient, est alors l'entrée d'un autre bloc $\mathbf{B}_{\text{vu}}^t$ qui calcule l'erreur de suivi $\epsilon_{C_{\text{mot}}}$ dans l'espace articulaire du robot, c'est-à-dire au niveau des moteurs. Tous ces blocs de transformation $\mathbf{C}_{\text{vec}}$, $\mathbf{C}_{\text{mod}}$ et $\mathbf{B}_{\text{vu}}^t$ sont dépendants des variables contenues dans le vecteur $\mathbf{q}_{\text{boucle}}$ et sont détaillés dans la Section 6.5. En parallèle à ces transformations effectuées sur l'erreur de suivi de couple, les mêmes transformations sont appliquées directement sur le couple de référence $\mathbf{C}_{\text{ref}}$ à appliquer sur l'articulation de l'épaule afin de calculer un terme de *feedforward* $\mathbf{C}_{\text{mot}}^{\text{ff}}$.

Ces deux termes, $\epsilon_{C_{\text{MOT}}}$ et $\mathbf{C}_{\text{mot}}^{\text{ff}}$, sont les entrées d'un contrôleur interne qui a pour but de calculer les consignes de tension $\mathbf{u}$ à envoyer aux moteurs. Le contrôleur interne est explicitement détaillé dans la Section 6.2 car deux variantes, de structure différente, ont été implémentées.

6.2 Contrôleur interne

Le contrôleur interne génère, sur base de ses entrées $\epsilon_{C_{\text{MOT}}}$ et $\mathbf{C}_{\text{mot}}^{\text{ff}}$, les consignes appropriées à imposer aux moteurs afin d'amener le système le plus efficacement dans un état où l'erreur $\epsilon_{C_{\text{MOT}}}$ serait nulle. Pour cela, deux contrôleurs internes, l'un en courant et l'autre en vitesse, ont été considérés et implémentés, afin de comparer leurs performances lors de caractérisations présentées au Chapitre 8. Bien que leur structure soit différente, ils sont tous les deux équipés du même type de régulateur simple, à savoir un Proportionnel-Intégral. En effet, le terme Intégral doit être présent dans tous les cas pour que le régulateur soit en mesure de contrer une erreur

statique de la force. La mesure de cette force $\mathbf{F}_{\text{mes}}$ est un signal avec un bruit plus ou moins important et aux multiples sources, qui peut être amplifié par les transformations cinématiques et dynamiques présentes dans le schéma [142]. Il a été montré que ce signal est difficile à filtrer et qu'il est donc préférable de ne pas le dériver, pour intégrer un terme Dérivée dans le contrôleur, si l'on veut maximiser la stabilité du système à contrôler [142].

6.2.1 Contrôleur en courant

La première structure de contrôleur interne considérée est un contrôleur en courant, comme l'illustre la Fig. 6.2. La composante *feedforward* du couple à imposer aux moteurs est multipliée par un coefficient Proportionnel k_{ff} [A/Nm] dont la sortie est le courant *feedforward* $i_{\text{MOT}_{ff}}$ à imposer aux moteurs. En outre, l'erreur de couple dans les moteurs est quant à elle l'entrée d'un régulateur PI, paramétré par les gains k_P [A/Nm] et k_I [A/Nm.s], et dont la sortie est un terme correctif de courant $i_{\text{MOT}_{PI}}$. Ces deux composantes de courant sont alors sommées pour obtenir la consigne de courant qui est imposée aux moteurs via la contrôleur en courant.

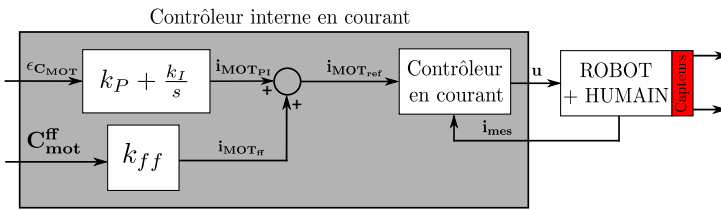


Fig. 6.2 – Contrôleur interne dans le cas d'un contrôle en courant.

6.2.2 Contrôleur en vitesse

La seconde structure de contrôleur interne considérée est basée sur un contrôleur en vitesse lui-même basé sur un contrôleur en courant, comme l'illustre la Fig. 6.3. L'erreur de couple dans les moteurs est l'entrée d'un régulateur PI, paramétré par les gains k_{P_ω} [rpm/Nm] et k_{I_ω} [rpm/Nm.s], et dont la sortie est directement la consigne de vitesse $\omega_{\text{MOT}_{ref}}$ imposée aux moteurs via le contrôleur en vitesse. Une composante *feedforward* de vitesse n'a pas été implémentée dans ce cas afin de ne pas imposer des variations brusques dans les consignes de vitesses, qui pourraient entraîner une déstabilisation du système.

6.3 Environnement virtuel

Dans le cadre de ce travail, seul un mode *libre* a été implémenté (cf. Section 1.2) car ce mode est le plus révélateur des performances de la boucle de contrôle explicite

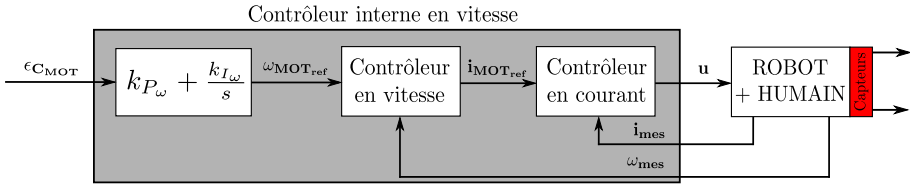


Fig. 6.3 – Contrôleur interne dans le cas d'un contrôle en vitesse.

en force et celui-ci est suffisant pour que le schéma de contrôle du robot puisse bénéficier de la compensation active de la gravité. Ce mode est obtenu en imposant une impédance désirée nulle $\mathbf{Z}_{\text{vir}}(s) = 0$ ou une consigne de couple nulle $\mathbf{C}_{\text{ref}} = 0$.

6.4 Transformations cinématiques

6.4.1 Principe

Le schéma cinématique de l'ensemble formé par le robot et le bras du patient est rappelé à la Fig. 6.4.

La position et l'orientation proximale du robot relative à l'épaule $\mathbf{X}_{\text{prox}}$ est supposée fixée et connue après le processus de calibration présenté dans la Section 6.6. La configuration des articulations actionnées θ_{a1} et θ_{a2} est mesurée par les encodeurs montés sur les actionneurs. Le vecteur $\mathbf{u} = (\mathbf{X}_{\text{prox}} \theta_{a1} \theta_{a2})^t$ est dès lors considéré comme indépendant.

La configuration des articulations mécaniques θ_{p1} , θ_{p2} et T_p et des articulations de l'épaule θ_{peau}^* , θ_X et θ_Y n'est pas connue. Le vecteur $\mathbf{v} = (\theta_{p1} \theta_{p2} T_p \theta_{\text{peau}}^* \theta_X \theta_Y)^t$ est quant à lui considéré comme dépendant.

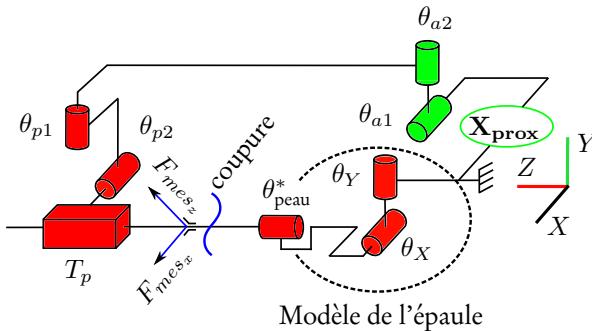


Fig. 6.4 – Schéma cinématique en boucle fermée de l'épaule et de l'exosquelette. La configuration des variables θ_{a1} , θ_{a2} et $\mathbf{X}_{\text{prox}}$ (en vert) sont connues tandis que la cinématique inverse a pour but de résoudre les variables θ_{p1} , θ_{p2} , T_p , θ_{peau}^* , θ_X et θ_Y (en rouge).

Les équations symboliques de la chaîne cinématique décrite à la Fig. 6.4 ont été générées à l'aide de ROBOTRAN. Comme cette chaîne a une structure en boucle, celle-ci doit être virtuellement coupée pour obtenir deux structures ouvertes. Cela permet l'écriture des contraintes cinématiques de fermeture et leur résolution, en vue de calculer les variables dépendantes $\mathbf{v} = (\theta_{p1} \ \theta_{p2} \ T_p \ \theta_{\text{peau}}^* \ \theta_X \ \theta_Y)^t$, pour toute configuration des variables indépendantes $\mathbf{u} = (\mathbf{X}_{\text{prox}} \ \theta_{a1} \ \theta_{a2})^t$. L'interface entre le patient et le robot a été choisie comme endroit de coupure. Cette coupure entraîne la nécessité l'imposition de six contraintes indépendantes sur l'orientation et la position des terminaisons des deux structures ouvertes pour respecter les conditions de fermeture de boucle. Ces contraintes sont exprimées dans un vecteur $\mathbf{h}$ dont la norme vaut zéro lorsqu'elles sont toutes respectées. Comme il y a six contraintes, il est possible de les résoudre en les six variables dépendantes $\mathbf{v}$ pour respecter ces contraintes à l'interface [138]. La méthode de Newton-Raphson a été utilisée pour résoudre les contraintes de manière itérative (Algorithme 1).

Mesure de la valeur des composantes indépendantes $\mathbf{u}$;

itérations = 0;

while *erreur* > 10^{-6} **do**

 Calcul de $\mathbf{h}(\mathbf{u}, \mathbf{v})$ et de $\mathbf{J}_{\mathbf{v}}(\mathbf{u}, \mathbf{v})$;

erreur = norme de $\mathbf{h}$;

 Décomposition LU de $\mathbf{J}_{\mathbf{v}}$;

 Résolution du système linéaire $\mathbf{J}_{\mathbf{v}} \Delta \mathbf{v} = -\mathbf{h}$;

$\mathbf{v} = \mathbf{v} + \Delta \mathbf{v}$;

itérations = *itérations* + 1;

if *itérations* > 50 **then**

 Génération d'une exception de non-convergence;

 Arrêt algorithmique;

end

end

Algorithme 1 : Algorithme de Newton-Raphson pour la fermeture de boucle et la détermination des variables dépendantes.

Le vecteur de contraintes $\mathbf{h}$ et la matrice Jacobienne $\mathbf{J}_{\mathbf{v}} \triangleq \frac{\partial \mathbf{h}}{\partial \mathbf{v}^t}$ liée aux variables $\mathbf{v}$ sont calculés symboliquement sur la base des équations générées par ROBOTRAN. La décomposition LU [147] de $\mathbf{J}_{\mathbf{v}}$ est effectuée de façon préliminaire afin de résoudre le système $\mathbf{J}_{\mathbf{v}} \Delta \mathbf{v} = -\mathbf{h}$ le plus efficacement possible sans nécessiter d'inversion. Le code source de cette décomposition a été repris de [148]. Une fois que l'Algorithme 1 a convergé, le vecteur des variables dépendantes $\mathbf{v}$ est connu. Le vecteur de configuration $\mathbf{q}_{\text{boucle}} \triangleq (\mathbf{u} \ \mathbf{v})^t$ peut être constitué et le vecteur aligné sur le bras est calculé

par :

$$1 = \begin{pmatrix} \sin \theta_X \sin \theta_Y \\ -\cos \theta_X \\ \cos \theta_Y \sin \theta_X \end{pmatrix} \quad (6.2)$$

À noter que la détection de la non-convergence de l'algorithme de Newton-Raphson est réalisée via le suivi du nombre d'itérations de celui-ci. Dans ce cas, lorsque l'algorithme ne converge pas en moins de 50 itérations, une exception est générée afin d'arrêter l'algorithme et d'enclencher une procédure de sécurité.

6.4.2 Gestion des singularités

Le bras ayant un espace de travail important, la chaîne cinématique de la Fig. 6.4 présente des singularités lorsque $\theta_X \rightarrow 0^\circ$ ou 180° . Dans ce cas, l'Algorithme 1 ne peut pas converger à cause de la perte de rang des matrices Jacobienne. Une manière de contourner ce problème est d'utiliser localement un second modèle de représentation de l'épaule et de passer d'un modèle de représentation à l'autre lorsque la configuration de l'épaule s'approche d'une singularité.

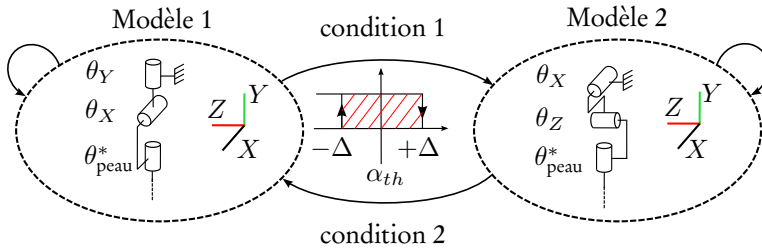


Fig. 6.5 – Stratégie de changement de modèle permettant d'éviter les singularités lors des calculs. Les deux modèles sont présentés dans une configuration du bras le long du tronc.

```

if modèle 1 en utilisation then
    if  $\cos \theta_X < \alpha_{th} - \Delta$  ou  $\cos \theta_X > -\alpha_{th} + \Delta$  then
        |   modèle 2 en utilisation;
    end
else
    if  $\cos \theta_Z \cos \theta_X < -\alpha_{th} + \Delta$  et  $\theta_X < 90^\circ$  then
        |   modèle 2 en utilisation;
    end
    if  $\cos \theta_Z \cos \theta_X > \alpha_{th} - \Delta$  et  $\theta_X > 90^\circ$  then
        |   modèle 1 en utilisation;
    end
end

```

Algorithme 2 : Conditions de commutation entre les deux modèles de l'épaule.

Le second modèle de l'épaule est une représentation $\theta_X - \theta_Z - \theta_{\text{peau}}^*$, comme le suggère le modèle 2 illustré à la Fig. 6.5, dont les configurations singulières sont différentes du premier modèle. Les conditions de commutation entre ces deux modèles sont présentées dans l'Algorithme 2 où α_{th} est le seuil de commutation et Δ est l'hystérésis de commutation. La variable α_{th} a été imposée à $\cos(45^\circ)$ afin de commuter entre les modèles loin de leurs singularités et la variable Δ a été imposée à 0.05, pour éviter des commutations multiples et inutiles dues au bruit lorsqu'on est proche des conditions de commutation. Lorsque le modèle 2 est en cours d'utilisation, le vecteur $\mathbf{l}$ lié au bras est alors calculé par :

$$\mathbf{l} = \begin{pmatrix} -\sin \theta_Z \\ -\cos \theta_X \cos \theta_Z \\ \sin \theta_X \cos \theta_Z \end{pmatrix} \quad (6.3)$$

6.5 Transformations dynamiques

Bloc $\mathbf{D}_{\text{vec}}$

Ce bloc permet d'obtenir le couple vectoriel $\mathbf{C}_{\text{mes}}$ localisé au centre de l'articulation gléno-humérale sur la base du vecteur $\mathbf{l}$ lié au bras et les forces d'interaction $\mathbf{F}_{\text{mes}}$ mesurées à l'interface selon les composantes X et Z , transversales au bras. Ce couple est calculé au travers de l'expression matricielle du produit vectoriel $\mathbf{C}_{\text{mes}} = \mathbf{l} \times \mathbf{F}_{\text{mes}}$:

$$\mathbf{C}_{\text{mes}} = \mathbf{D}_{\text{vec}} \mathbf{F}_{\text{mes}} \quad (6.4)$$

où la matrice $\mathbf{D}_{\text{vec}}$ vaut :

$$\mathbf{D}_{\text{vec}} = l_{\text{cont}} \begin{pmatrix} 0 & 0 & l_2 \\ l_3 & 0 & -l_1 \\ -l_2 & 0 & 0 \end{pmatrix} \quad (6.5)$$

où l_1 , l_2 , l_3 sont les composantes de $\mathbf{l}$ et où l_{cont} est la distance entre le centre de l'épaule et le capteur de force bi-axial intégré dans l'extrémité distale du robot. Cette distance a été imposée à 15 cm suite à sa mesure sur un sujet sain.

Bloc $\mathbf{D}_{\text{mod}}$

Ce bloc permet de calculer l'erreur de couple $\epsilon_{\mathbf{C}_{\text{mod}}}$ dans les articulations du modèle de l'épaule par projection de l'erreur $\epsilon_{\mathbf{C}}$ par la relation :

$$\epsilon_{\mathbf{C}_{\text{mod}}} = \mathbf{D}_{\text{mod}} \epsilon_{\mathbf{C}} \quad (6.6)$$

où la matrice $\mathbf{D}_{\text{mod}}$ vaut :

$$\mathbf{D}_{\text{mod}} = \begin{cases} \begin{pmatrix} 0 & 1 & 0 \\ \cos \theta_Y & 0 & \sin \theta_Y \\ 1 & 0 & 0 \end{pmatrix}, & \text{si modèle 1 en utilisation} \\ \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & -\sin \theta_X & \cos \theta_X \end{pmatrix}, & \text{si modèle 2 en utilisation} \end{cases} \quad (6.7)$$

où θ_X et θ_Y sont les configurations des articulations dans les modèles en question.

Bloc $\mathbf{B}_{\text{vu}}^t$

Ce bloc permet de calculer l'erreur de couple $\epsilon_{\text{C}_{\text{MOT}}}$ dans l'espace articulaire du robot correspondant à l'erreur $\epsilon_{\text{C}_{\text{mod}}}$ dans l'espace articulaire du patient par la relation :

$$\epsilon_{\text{C}_{\text{MOT}}} = \mathbf{B}_{\text{vu}}^t \epsilon_{\text{C}_{\text{mod}}} \quad (6.8)$$

où la matrice de couplage $\mathbf{B}_{\text{vu}}^t$ peut être calculée par la relation [138] :

$$\mathbf{B}_{\text{vu}} \triangleq -(\mathbf{J}_{\text{v}})^{-1} \mathbf{J}_{\text{u}} \quad (6.9)$$

où $\mathbf{J}_{\text{v}}$ et $\mathbf{J}_{\text{u}}$ sont les matrices Jacobienne liées respectivement aux variables dépendantes et indépendantes. Une fois encore, pour éviter l'inversion de la matrice $\mathbf{J}_{\text{v}}$, la matrice $\mathbf{B}_{\text{vu}}$ est calculée en faisant d'abord une décomposition LU de la matrice $\mathbf{J}_{\text{v}}$ et en résolvant ensuite autant de systèmes linéaires qu'il y a de variables indépendantes¹ :

$$\mathbf{J}_{\text{v}} \mathbf{B}_{\text{vu}} = -\mathbf{J}_{\text{u}} \quad (6.10)$$

6.6 Calibration

Idéalement, le sujet devrait être placé par rapport au robot en respectant exactement les paramètres l_X , l_Y , l_Z , β_Y et β_Z , résultant de l'optimisation dimensionnelle présentée à la Section 5.4. Cependant, en pratique, un positionnement exact est impossible et de petites déviations peuvent apparaître. Une procédure de calibration est alors requise pour estimer celles-ci et ainsi maximiser la précision de l'estimation des variables dépendantes $\mathbf{v}$ et en particulier celles liées à la configuration du bras. En pratique, seules les paramètres l_X et l_Y c'est-à-dire, respectivement, la profondeur et l'élévation du robot par rapport au centre de l'épaule, sont estimées au travers de la procédure de calibration. Ce choix est motivé par le fait que la positionnement latéral l_Z et les orientations β_Y et β_Z sont plus faciles à respecter en pratique.

La procédure consiste à positionner le bras du patient horizontalement dans le plan frontal. De cette manière, les variables θ_X et θ_Y sont connues et sont respectivement égales à 90° et 0° . Le vecteur des variables indépendantes $\mathbf{u}$ est, dans ce cas, composé des variables θ_Y , θ_X , θ_{a1} , θ_{a2} , l_Z , β_Y , β_Z .

1. C'est-à-dire le nombre de colonnes de la matrice Jacobienne $\mathbf{J}_{\text{u}}$, soit huit dans ce cas.

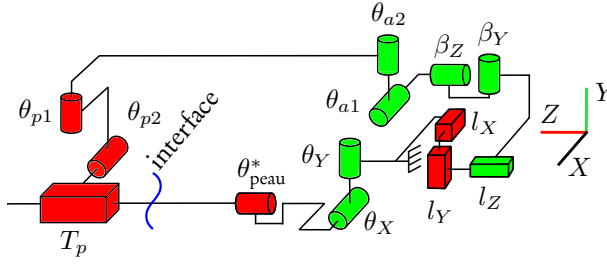


Fig. 6.6 – Chaîne cinématique en boucle fermée de l'exosquelette et de l'épaule mettant en avant les variables indépendantes (en vert) et les variables dépendantes (en rouge) durant la procédure de calibration.

Le vecteur des variables dépendantes $\mathbf{v}$ est pour sa part composé des variables θ_{p1} , θ_{p2} , T_p , θ_{peau}^* , l_X , l_Y , qui peuvent être estimées au travers de la cinématique inverse proposée dans l'Algorithme 1.

6.7 Conclusion

Dans ce chapitre, le schéma de contrôle retenu pour l'exosquelette destiné à la rééducation de l'épaule a été décrit en détail. Celui-ci est basé sur le schéma d'un contrôle en impédance avec une boucle de rétroaction explicite en force, avec deux variantes possibles pour le contrôleur interne. Grâce à la mise en œuvre de transformations cinématiques et dynamiques appropriées, la stratégie proposée permet de contrôler le couple au niveau de l'épaule de manière vectorielle, c'est-à-dire avec un couple dont les composantes sont exprimées dans la base positionnée au centre de l'articulation gléno-humérale, afin de s'affranchir de tout modèle de représentation de l'épaule dans le schéma de contrôle.

Prototype du robot

7

L'étape de prototypage consiste en la matérialisation d'un robot conçu sur base des meilleurs résultats issus des optimisations présentées dans le Chapitre 5. Ce chapitre vise à présenter les aspects de conception électromécanique et implémentation software de la matérialisation de la solution retenue.

Ce premier prototype a été nommé AFREXOS comme l'acronyme de *Alignment-Free Rehabilitation EXOskeleton for the Shoulder complex* et est désigné comme tel dans la suite de cette recherche.

7.1 Design électromécanique

7.1.1 Vue d'ensemble

Sur la base des paramètres dimensionnels du meilleur candidat des optimisations faites et de sa première esquisse présentée à la Table 5.3, le robot AFREXOS a été conçu et dessiné en détail à l'aide de l'outil de CAO SolidWorks™. La Fig. 7.1 montre le résultat final de cette conception. Cette vue CAO met en évidence les principaux éléments constitutifs d'AFREXOS, dont tous les éléments de très basse tension¹ :

1. Modules d'actionnement.
2. Capteurs inductifs pour l'initialisation de la position des DDL actionnés.
3. Contrôleurs des moteurs.
4. Électronique de conditionnement des jauges de contrainte.
5. Unité de contrôle temps réel.
6. Bras principal du robot.
7. Interface robot-patient.
8. Colonne de levée.

1. C'est-à-dire tous les éléments électriques/électroniques travaillant, dans ce cas, avec des tensions inférieures à 48 V.

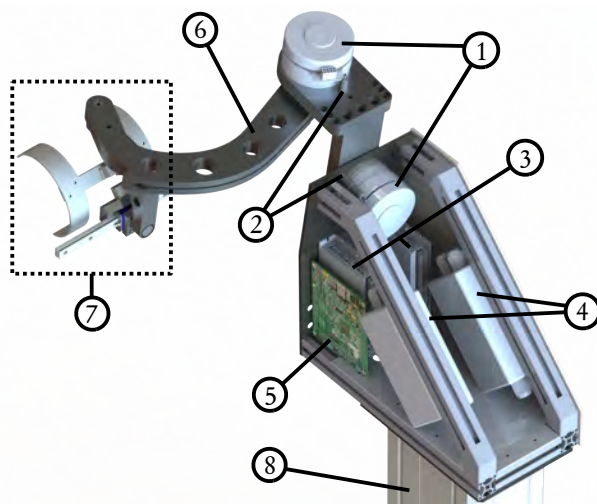


Fig. 7.1 – Vue CAO de la structure d'AFREXOS sans carénage.

Le second module d'actionnement est disposé en quadrature et à axe concourant avec le premier module d'actionnement afin de respecter les paramètres dimensionnels issus de l'optimisation. Le bras principal du robot relie alors la sortie de ce deuxième module d'actionnement à l'interface robot-patient (cf. Section 7.1.4). Dans la conception proposée, le patient est amené au robot en chaise roulante et le bras principal du robot peut être retourné, au moyen de deux vis à molettes (non représentées), afin de permuter le bras pris en charge. L'ensemble de la structure du robot est monté sur une colonne de montée électrique qui permet d'adapter la hauteur du robot afin de respecter la position proximale du patient l_Y résultant de l'optimisation, pour des patients et/ou des chaises roulantes de tailles différentes. La Fig. 7.2 montre des vues CAO des positions extrêmes de l'espace de travail d'un mannequin lié au robot.

Partant de la capacité de couple de 48 Nm à l'épaule, tous les éléments structuraux et de guidage ont été dimensionnés pour résister au pire cas¹ des efforts résultant de l'interaction entre le patient et le robot. Le critère de dimensionnement des pièces a été une déflexion inférieure à $1/300^{\text{ième}}$ de la portée, tout en essayant de minimiser autant que possible la masse des pièces. Étant donné la forme complexe de ces pièces, ce dimensionnement a été basé sur des calculs par éléments finis réalisés au moyen de SolidWorks™.

Au niveau du matériau, nous avons porté notre choix sur l'utilisation d'aluminium allié EN AW-7075 pour deux raisons. Premièrement, sa limite élastique élevée de 430 MPa assure que, même en cas d'efforts d'interaction bien plus importants que

1. Par pire cas, on parle des charges extérieures les plus défavorables sur la déformée qui s'appliquent sur les éléments lorsque le robot est dans ses configurations les plus défavorables, du point de vue des articulations actionnées ou passives.

ceux initialement prévus (spasme du patient, etc), les éléments n'entrent pas en plasticité. Deuxièmement, pour tous les éléments où cela était possible, nous avons opté pour des matériaux qui ne perturbent pas le champ magnétique car le robot est utilisé en parallèle avec les *IMUs* dont le fonctionnement repose notamment sur la mesure du champ magnétique terrestre (cf. Section 2.2.3).



(a) Abduction maximale.



(b) Adduction maximale.



(c) Antépulsion maximale.



(d) Rétrépulsion maximale.

Fig. 7.2 – Vues CAO d'AFREXOS monté dans une configuration bras gauche et placé dans des configurations extrêmes de l'espace de travail.

7.1.2 Actionnement et transmission

Comme le nombre d'articulations actionnées a été réduit à deux suite aux optimisations réalisées, il est possible d'envisager l'utilisation d'un actionnement à prise directe afin d'augmenter la raideur, la fiabilité et le rendement de la transmission. Les spécifications de l'actionnement sont supposées les mêmes que les capacités considérées de l'épaule [65], à savoir un couple de 30 Nm en continu et de 48 Nm en pointe à une vitesse pouvant aller jusqu'à 15 rpm. Cette hypothèse peut être justifiée par le fait qu'il existe un couplage quasi direct entre l'articulation de l'épaule et les DDL actionnés lorsque le bras est en abduction de 90° dans le plan frontal. En plus de ces spécifications, il est primordial que les articulations actionnées soient les plus compactes et légères possibles afin de minimiser le poids et l'encombrement et d'améliorer l'ergonomie. Tout cela impose de faire une démarche de conception pour composer des solutions réalistes incluant actionnement, transmission et guidage. Cette démarche a permis de générer une douzaine de solutions valables pour l'application, qui sont présentées à la Table C.1 de l'Annexe C. Chacune de ces solutions a été dimensionnée, pré-matérialisée et évaluée sur base de critères de performances d'actionnement, de guidage, de compacité, de masse et de coût total (cf. Annexe C).

La solution présentant le meilleur compromis parmi tous les critères évalués est un assemblage composé d'un moteur sans balais EC90 flat de Maxon Motor™ [149] couplé à un Harmonic Drive™ CPU-17M [150] d'un rapport de 120 : 1. Cet assemblage est capable de générer un couple continu de 39 Nm et un couple de pointe répété de 54 Nm, ce qui correspond aux limites de couple de sortie de l'Harmonic Drive¹. En outre, cet assemblage est en mesure d'atteindre une vitesse de sortie de 22 rpm. Cependant, la performance la plus intéressante de cet assemblage émane de la capacité de charge de sortie de l'Harmonic Drive est suffisante pour résister aux efforts de guidage résultant des forces d'interaction entre le robot et le patient. Dès lors, aucun élément de guidage supplémentaire n'est nécessaire, ce qui réduit drastiquement la complexité mécanique et améliore la compacité et le poids du robot. Chaque articulation actionnée pèse 1.4 kg et a une taille de $\varnothing$ 90 mm x 71 mm, comme illustré à la Fig. 7.3. Un encodeur de 1600 coups par tour est intégré sur chaque moteur pour mesurer précisément l'orientation des articulations actionnées².

7.1.3 Prototypage

La Fig. 7.4 montre le prototype AFREXOS monté dans une configuration pour bras droit. Le module de levée repose sur une base dont la forme a été spécialement découpée afin qu'une chaise roulante puisse venir contre celle-ci en positionnant au mieux, le patient par rapport au robot. Un coffret électrique a lui aussi été disposé sur

1. Le moteur n'est pas l'élément limitant dans cette combinaison.

2. En effet dans cette combinaison, la résolution de la mesure de l'orientation, ramenée à la sortie du réducteur, est de 0.00046875°.

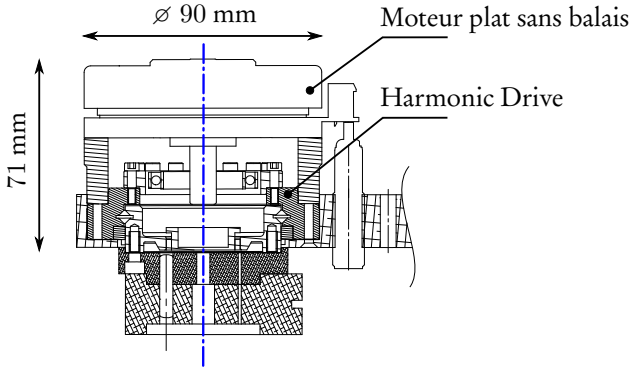


Fig. 7.3 – Coupe d’une articulation actionnée. Ces articulations sont composées d’un moteur plat sans balais et d’un réducteur Harmonic Drive.

cette base pour contenir tous les éléments de basse tension (disjoncteur, contacteur, alimentations et contrôleur de la colonne). Un soin particulier a été apporté aux finitions du prototype développé, comme les parois latérales en Plexiglass blanc ou la coque du second module d’actionnement faite en prototypage rapide.

7.1.4 Interface robot-patient

Le patient est harnaché au bras principal du robot par l’intermédiaire d’une interface mécanique contenant les articulations passives. Cette interface mécanique est composée de deux articulations passives rotoïdes et d’un guide linéaire passif, à l’instar de l’interface de Shouldero. La présence de ces derniers et du jeu de peau assure le comportement *alignment-free* du robot, en ne permettant que la transmission de forces transversales au bras (comme l’illustre les flèches rouges à la Fig. 7.4).

La Fig. 7.5 représente une coupe de l’interface entre le robot et le patient. Les deux DDL rotoïdes passifs sont matérialisés par des axes supportés par des paliers lisses et sont situés à l’extérieur du membre avec leur axe de rotation concourant au centre de celui-ci. Ainsi, cet ensemble est cinématiquement équivalent à la structure cinématique résultant de l’optimisation, à savoir les deux articulations situées au centre du membre. Le DDL prismatique passif est matérialisé par un guide linéaire miniature à billes et est situé le plus près possible du membre.

Le bras peut être solidarisé au robot au moyen de deux boucles micrométriques (Fig. 7.4) qui viennent de part et d’autre du biceps, comme le montre la Fig. 7.6. Un capteur de forces bi-axial est intégré entre la partie distale du robot et ces boucles afin de mesurer les forces transverses résultant de l’interaction entre le patient et le robot. Ce capteur a été conçu par la société Sensy™ [151] pour cette application consi-

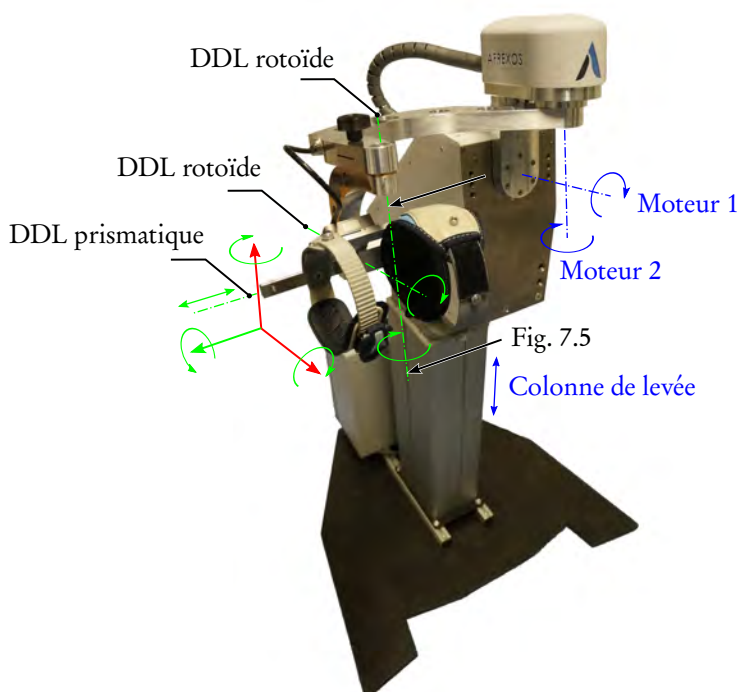


Fig. 7.4 – Vue du prototype AFREXOS monté dans une configuration pour bras droit. Les deux articulations actionnées et les articulations passives sont représentées respectivement par des lignes pointillées bleues et vertes. Le patient peut être fixé au robot au moyen des deux boucles micrométriques.

dérant une capacité de charge de maximum 350 N^1 . Comme le montre la Fig. 7.6, l'ensemble de cette partie distale du robot peut être détachée de la structure du robot afin que le patient puisse être équipé des boucles micrométriques en dehors du robot. Ensuite, cet ensemble peut être rattaché rapidement au robot en effectuant les étapes suivantes :

1. Enfichage de la partie distale sur les goupilles.
2. Serrage de la poignée au moyen du serrage rapide.
3. Insertion du connecteur dans son réceptacle.

7.2 Implémentation software

Une fois l'implémentation électromécanique d'AFREXOS présentée, cette section présente les caractéristiques les plus importantes de son implémentation électronique et software.

1. Ce qui correspond à un couple au niveau de l'épaule de 52.5 Nm si l'on suppose que le capteur est situé à 15 cm du centre de l'épaule.

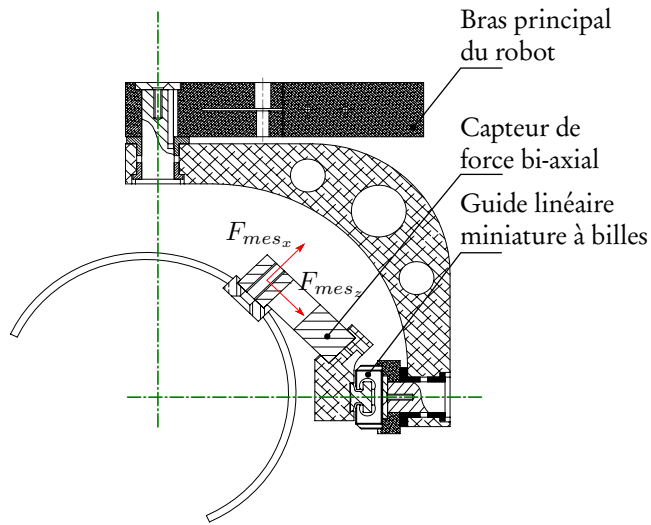


Fig. 7.5 – Coupe de la partie distale du robot. Les articulations passives à axes concourants sont situées à l’extérieur du bras tandis que le guide passif linéaire est situé au plus proche du membre. Un capteur de force bi-axial permet de mesurer les forces d’interaction entre le patient et le robot.

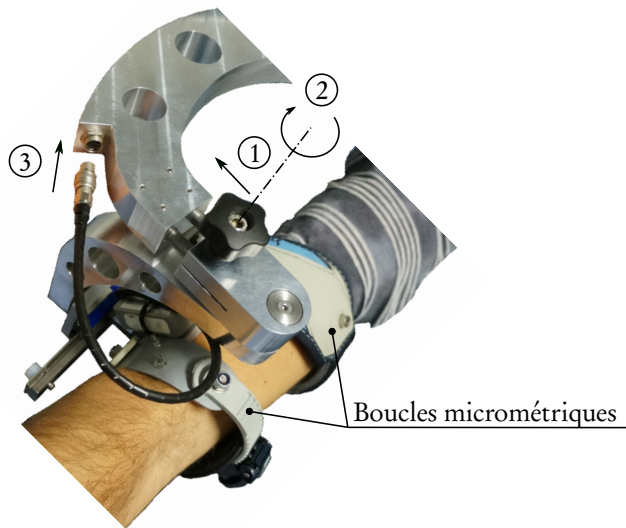


Fig. 7.6 – Vue de la partie distale du robot qui peut être enfichée sur la structure du robot en trois étapes simples.

7.2.1 Principe

Le contrôleur en boucle fermée, les transformations cinématiques et dynamiques présentés au Chapitre 6 ont tous été codés en C et implémentés dans une carte de développement Hercules RM48 de Texas Instruments™. La fréquence d'échantillonnage a été fixée à 250 Hz et résulte d'un compromis entre les capacités de calcul de la carte de développement (une fréquence de processeur de 220 MHz pouvant atteindre une puissance de calcul de 365 DMIPS¹) et de la dynamique relativement faible du membre supérieur (fréquence de coupure de la dynamique des mouvements inférieure à 5 Hz, [152]).

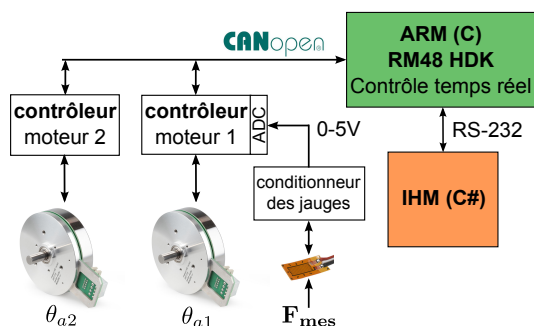


Fig. 7.7 – Illustration des principaux échanges d'informations entre les modules électroniques d'AFREXOS.

Le schéma de la Fig. 7.7 illustre les principales communications existant entre les différents contrôleurs et entre le contrôleur principal et l'Interface Homme-Machine logicielle (IHM). Le contrôleur principal communique, au travers du protocole CANopen [153], avec les contrôleurs moteur EPOS2 70/10 de Maxon Motor pour envoyer de nouvelles consignes de courant (ou de vitesse) mais aussi pour lire les orientations des moteurs et les forces d'interaction mesurées. En outre, ce contrôleur communique, au travers d'un protocole RS-232 émulé sur USB, avec l'IHM pour recevoir et envoyer des informations et des commandes de haut-niveau. Cette IHM est présentée dans la Section 7.2.4.

7.2.2 Aspects temps-réel

Le temps nécessaire à l'exécution du bloc de calcul le plus important en termes du nombre d'opérations a été observé au travers d'expériences simples. L'algorithme de Newton-Raphson (Algorithme 1) de fermeture de boucle constitue un bloc gourmand au vu de la quantité d'opération à réaliser et de son caractère itératif. Pour tester sa vitesse de convergence, la résolution de cet algorithme a été stoppée et l'orientation du bras modifiée d'une amplitude supérieure à 90°. Une fois relancé, il a été observé

1. Dhystone Millions d'Instructions Par Seconde.

que l'Algorithme 1 convergeait toujours en moins de huit itérations et en un temps plus faible que 1 ms. Cet algorithme étant exécuté toutes les 4 ms, la modification de l'orientation du bras est extrêmement faible durant la période d'échantillonnage et la convergence de l'algorithme est toujours obtenue en moins de deux itérations, ce qui permet d'affirmer que cette opération ne dépasse pas la période d'échantillonnage de 4 ms et que le temps réel des calculs de fermeture de boucle est assuré.

7.2.3 Réglage des paramètres du contrôleur

Les paramètres k_P , k_I et k_{ff} (respectivement k_{P_ω} et k_{I_ω}) du contrôleur interne en courant (respectivement du contrôleur interne en vitesse) du schéma de contrôle d'AFREXOS peuvent être ajustés par des méthodes, comme celles présentées en [154] ou [155], pour améliorer les performances du système en boucle fermée. Comme la structure et la transmission du robot sont très raides, il devrait être possible d'ajuster ces paramètres afin d'obtenir une performance en boucle fermée très rapide en fixant de manière rigide l'extrémité du robot [142]. Toutefois, cette condition ne peut jamais être respectée dans le cas d'un contact avec le membre supérieur pour deux raisons. Premièrement, le bras est fixé au robot au moyen de boucles micrométriques qui n'assurent pas un lien rigide entre l'extrémité du robot et l'humérus. Ce système de fixation a son impédance propre et un certain jeu peut apparaître entre la surface du bras et les boucles micrométriques en fonction de la contraction musculaire durant les mouvements. Ce phénomène conduit alors à un système non-linéaire ayant des cycles limites pour certaines valeurs de gains [156]. Deuxièmement, l'impédance inhérente des articulations humaines est beaucoup moins raide que celle des articulations du robot et est difficilement prédictible en raison de la variabilité intra- et inter-sujets.

En conséquence, les gains k_P et k_I (ou k_{P_ω} et k_{I_ω}) ont été ajustés par essai-erreur afin d'obtenir un système en boucle fermée stable en présence de ces non-linéarités mais suffisamment rapide pour l'application visée. Le gain k_{ff} de *feedforward* a été quant à lui égalé à :

$$\frac{1}{k_\phi \eta} \quad (7.1)$$

où k_ϕ représente la constante de couple des moteurs et η le rapport de réduction des réducteurs utilisés.

7.2.4 Interface Homme-Machine logicielle

Comme décrit précédemment, l'IHM permet à l'utilisateur du robot d'avoir une interaction bidirectionnelle avec le contrôleur temps réel par l'intermédiaire de commandes de haut-niveau. Cette interface a été codée en C# dans un environnement

WPF et MVVM¹ sous Visual Studio de Microsoft^{TM 2}.

En pratique, l'utilisateur est en premier lieu prié de sélectionner le port COM du robot et de le connecter à l'IHM, comme montré en haut de la fenêtre « 1 » de la Fig. 7.8. Une fois le robot connecté, la fenêtre « 1 » donne les instructions pour le placement du sujet afin de réaliser la calibration du calcul de cinématique inverse de la boucle cinématique (cf. Section 6.6). Une fois cette initialisation terminée, les fenêtres « 2 » à « 5 » invitent le sujet à se positionner en quatre points extrêmes afin de définir les butées software de l'espace de travail du bras. Enfin, la fenêtre « 6 » de la Fig. 7.8, présente un récapitulatif de ces butées software et permet à l'utilisateur de les confirmer ou de recommencer la procédure.

Choix du port COM et connexion au robot

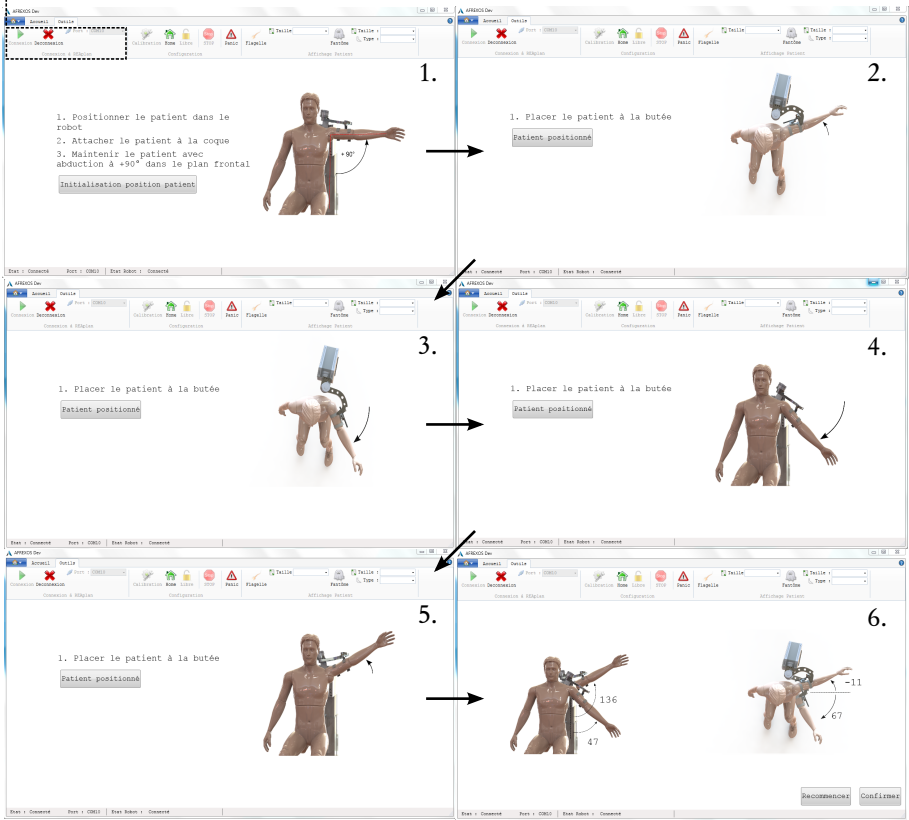


Fig. 7.8 – Succession des fenêtres des étapes préliminaires à l'utilisation d'AFREXOS. Ces étapes sont, dans l'ordre, la calibration, la définition des butées et la confirmation des butées enregistrées.

1. Windows Presentation Foundation et Model-View-ViewModel [118].
2. La solution développée se base sur la solution du robot à effecteur distal REAplan développé au sein du laboratoire.

Un fois les butées confirmées, l'utilisateur peut interagir avec le robot au moyen de la fenêtre présentée à la Fig. 7.9. Il peut, par ce moyen, changer les paramètres k_P et k_I (ou k_{P_ω} et k_{I_ω}) du contrôleur interne en temps réel, lancer et arrêter l'enregistrement de certaines données reçues du robot, visualiser les orientations des angles θ_X et θ_Y du sujet et le couple d'interaction C_{mes} en temps réel sur des graphes ou encore lancer et arrêter le mode libre.

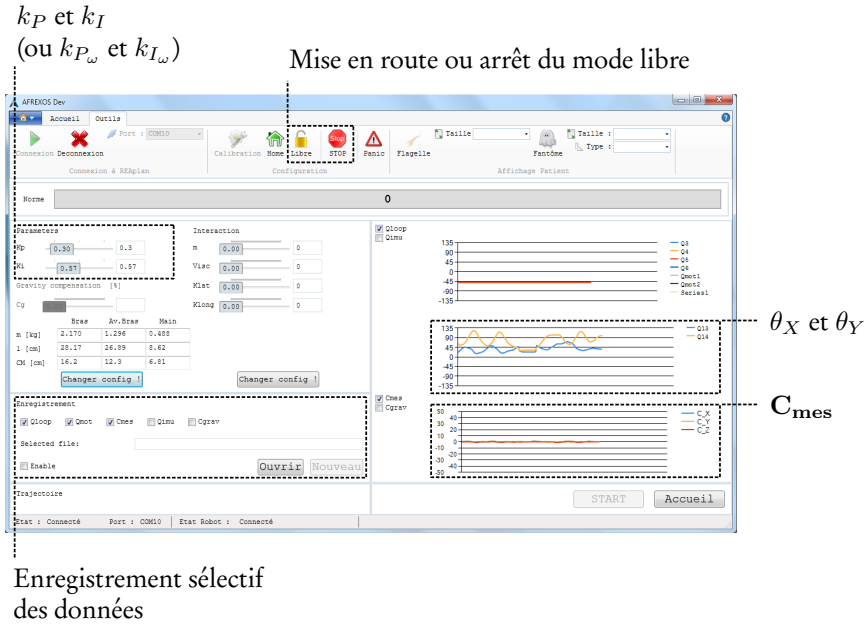


Fig. 7.9 – Fenêtre visible lors de l'utilisation d'AFREXOS. Celle-ci permet de modifier, en temps réel, les paramètres du contrôleur interne, d'enregistrer une sélection de variables, de visualiser sur graphes θ_X , θ_Y et C_{mes} et de lancer ou d'arrêter le mode libre.

7.3 Conclusion

Le processus de conception de détail et de matérialisation ont conduit à un prototype en rupture avec la conception de ShouldeRO sur plusieurs points en capitalisant sur l'expérience acquise lors de l'utilisation de ShouldeRO et en tenant compte des besoins cliniques dès les premières phases de conception. Le prototype AFREXOS intègre un actionnement en prise directe très compact, ce qui lui confère une grande rigidité et une grande compacité car il est capable de générer un couple de pointe de 54 Nm à une vitesse pouvant atteindre 22 rpm. L'intégration électromécanique de l'ensemble a été soignée dans le but de rendre le robot le plus compact possible, visuellement attrayant et de permettre au patient de l'utiliser depuis sa chaise roulante. Le patient en question peut être harnaché au robot au moyen d'une interface

mécanique amovible et qui permet à l'ensemble un mode d'action du bras du type *alignment-free*, car elle ne transmet que les forces strictement nécessaires à la génération du mouvement.

En plus de l'implémentation électromécanique d'AFREXOS, ce chapitre a également décrit plusieurs aspects liés à l'implémentation software du robot. La structure de communication entre les différents composants industriels fait appel à des protocoles de communication éprouvés et il a été montré, au moyen d'essais conservateurs, que le temps des communications et des calculs était suffisamment faible pour garantir l'exécution en temps réel du schéma de contrôle du robot. En outre, une interface homme-machine logicielle a été développée spécifiquement pour le robot afin d'exécuter les tâches de calibration, de paramétrage du robot, de visualisation et d'enregistrement de données rapidement et de manière intuitive et ergonomique.

Caractérisation expérimentale du robot

8

Le prototype du robot AFREXOS et son contrôleur, décrits dans les chapitres précédents, ont été développés avec pour objectif de répondre, au mieux, aux spécifications imposées au départ. Le prototype a dès lors été caractérisé au travers de différentes expérimentations afin d'évaluer objectivement sa capacité à exécuter des exercices de rééducation avec une compensation active de la gravité.

La première section de ce chapitre décrit les conditions expérimentales des essais. Les trois suivantes décrivent la méthode et les résultats des essais réalisés sur sujets sains portant successivement sur l'estimation de l'orientation du bras par le robot, l'amplitude de mouvement du membre supérieur et la raideur des interfaces robot-patient. Ensuite, la cinquième section décrit la méthode, la modélisation du système et les résultats de l'évaluation de l'impédance du robot dans un mode libre. Enfin, la sixième section présente les résultats d'essais mettant en évidence la transparence du robot lors de l'exécution de mouvements.

8.1 Conditions expérimentales

Pour les essais, le bras des sujets a été fixé au robot et leur tronc a été maintenu contre la chaise au moyen d'une ceinture pour automobile pour minimiser les mouvements de compensation de celui-ci. Trois *IMUs* ont été placées sur les sujets, comme illustré à la Fig. 8.1. La première a été placée sur le sternum au moyen de bande collante double face et est considérée comme la référence. La seconde, nommée *IMU 1*, a été placée sur la première boucle micrométrique du robot et la troisième, nommée *IMU 2*, a été placée sur la partie proximale de l'avant-bras en utilisant du Velcro. Ces *IMUs* ont été utilisées pour estimer la cinématique de l'épaule par la mesure des angles θ_Y et θ_X , de manière indépendante de l'estimation faite par le contrôleur du robot, selon la méthode décrite à la Section 3.4. Les essais visant à caractériser l'estimation

de l'orientation du bras par le robot, l'amplitude de mouvement du membre supérieur et la raideur des interfaces robot-patient ont été réalisés sur cinq sujets sains.

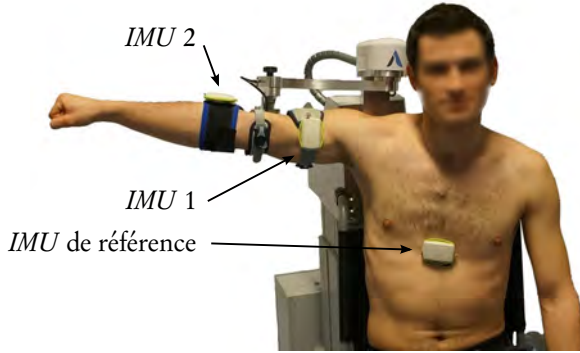


Fig. 8.1 – Vue du banc d'essai. Les sujets étaient connectés au robot et équipés de trois *IMUs*, nommées l'*IMU* de référence, l'*IMU* 1 et l'*IMU* 2, afin d'estimer la cinématique de l'épaule. Les sujets étaient sanglés à la chaise au moyen de ceintures de siège (non représentés sur cette vue).

8.2 Estimation de l'orientation du bras du patient

Le premier essai a consisté à évaluer la qualité de l'estimation de l'orientation du bras du sujet au travers du contrôleur, et par là, la capacité du robot à mobiliser précisément le membre supérieur lors des exercices de rééducation.

8.2.1 Méthode

Pour réaliser cet évaluation, les sujets, équipés du système inertiel de mesure (cf. Section 8.1), pouvaient réaliser des mouvements libres dans l'espace de travail et les estimations d'orientations faites par le contrôleur ont été comparées aux mesures obtenues par le système inertiel.

8.2.2 Résultats

Les mesures obtenues pour un sujet sont illustrées à la Fig. 8.2. Même si le système inertiel ne peut pas être considéré comme une référence absolue, on peut toutefois observer qu'il existe une forte corrélation entre l'estimation de l'orientation du membre supérieur faite par le robot et le système inertiel. Pour chacun des essais, l'écart entre les deux mesures a été évalué comme l'angle entre le vecteur $\mathbf{l}$, estimé par le contrôleur du robot, et le vecteur $\mathbf{l}_{IMU}$, mesuré par les *IMUs*, alignés sur le bras :

$$\bar{\epsilon} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \arccos(\mathbf{l}(i) \cdot \mathbf{l}_{IMU}(i)) \quad (8.1)$$

où n est le nombre de points échantillonnés et i le numéro de l'échantillon. La moyenne de l'écart des orientations s'est avérée être de 6.1° avec une écart-type de 3.5° . L'écart le plus important est observé lorsque le bras se situe au dessus du plan transversal, c'est-à-dire avec une abduction plus grande que 90° . Ce constat pourrait motiver la prise en compte de l'élévation-abaissement de l'épaule dans le contrôleur du robot car celle-ci joue un rôle important sur la cinématique du bras dans ces configurations et pourrait expliquer cette différence. Toutefois, la précision des estimations faites par le contrôleur du robot semble acceptable à l'égard de la compensation de la gravité mais ne semble pas suffisante pour mobiliser avec précision le patient dans l'exécution de tâches fonctionnelles.

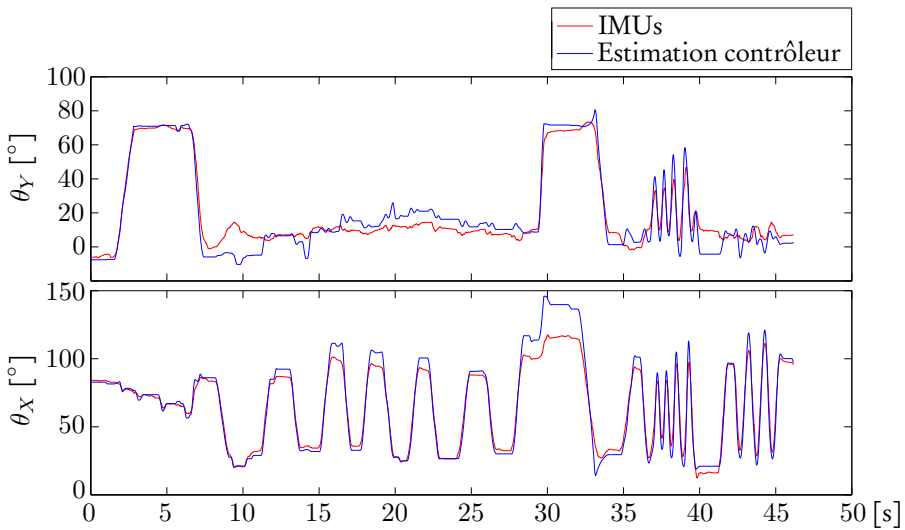


Fig. 8.2 – Orientation du membre supérieur estimée par le contrôleur du robot et par le système inertiel durant des mouvements libres.

8.3 Espace de travail du patient

Le deuxième essai a consisté en l'évaluation de l'amplitude de mouvement du bras permise par le robot afin de valider que celui-ci ne limite pas l'espace de travail naturel de manière excessive.

8.3.1 Méthode

Pour réaliser cette mesure, chaque sujet, équipé du robot, devait déplacer son membre supérieur jusqu'à une rétropulsion et une antépulsion maximale dans le plan transversal et jusqu'à une abduction et une adduction maximale dans le plan frontal (Fig. 8.3) alors que le robot était configuré en mode libre. Les sujets arrêtaient leur

mouvement lorsqu'ils ressentait une gêne ou lorsqu'ils atteignaient une butée mécanique.

L'estimation de la configuration du membre supérieur faite par le contrôleur du robot a été utilisée pour évaluer les butées sur la rétropulsion et l'antépulsion dans le plan transversal. Cependant, pour l'estimation des butées dans le plan frontal, c'est-à-dire l'abduction et l'adduction, l'estimation des *IMUs* a été préférée en raison de leur plus grande précision dans le plan frontal. En effet, comme les *IMUs* peuvent mesurer le vecteur gravité dans le plan frontal, leur mesure ne dérive pas et peut constituer une référence fiable.

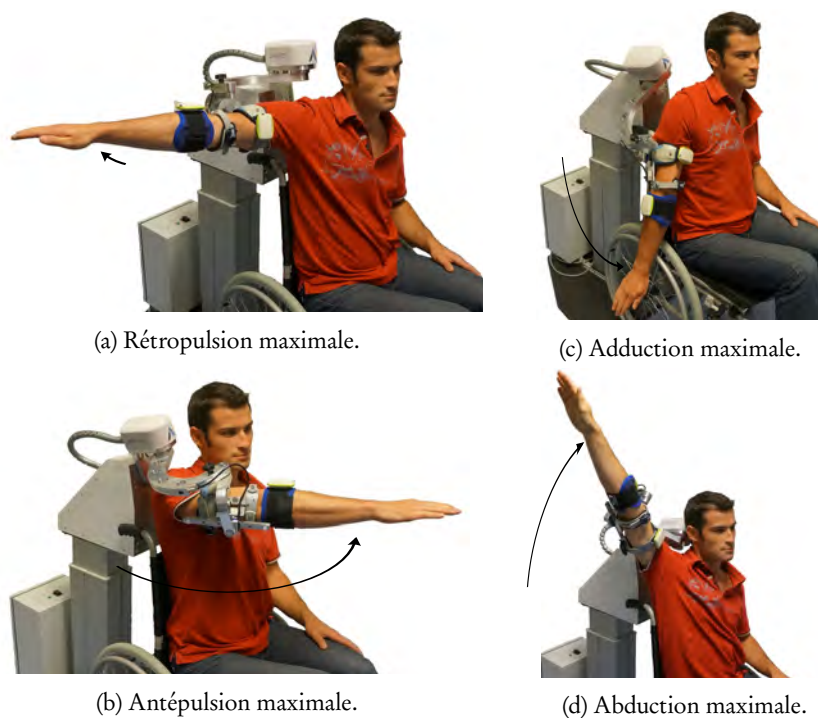


Fig. 8.3 – Vue des quatre configurations extrêmes parcourues par les sujets lors de l'évaluation de l'espace de travail.

8.3.2 Résultats

Les mesures obtenues pour les cinq sujets sont résumées à la Table 8.1. L'espace de travail moyen est estimé à : 20° pour l'adduction, 150° pour l'abduction, -22° pour la rétropulsion et 106° pour l'antépulsion soit un peu en deçà des capacités anatomiques de personnes saines (cf. Annexe A). Il a été observé que les raisons de cette limitation étaient généralement :

- une collision entre la partie distale du robot et le dossier de la chaise pour

l'adduction. La variabilité importante entre les sujets pour cette configuration peut être expliquée par la variabilité de la taille des sujets ¹ et de leur positionnement dans la chaise. Pour repousser cette limite, une possibilité serait de disposer d'une chaise roulante munie d'un dossier plus étroit.

- une limite anatomique des sujets pour l'abduction dans le plan frontal.
- une limite mécanique de la deuxième articulation motorisée pour la rétropulsion. Pour repousser cette limite, une possibilité serait d'augmenter le déport vers le sujet de cette deuxième articulation motorisée, afin d'augmenter le débattement mécanique du bras principal du robot selon cet axe.
- une limite mécanique du guide linéaire passif T_p pour l'antépulsion. Pour repousser cette limite, une possibilité serait d'augmenter la taille du guide linéaire en question.

Malgré ces limitations, une grande partie de l'espace de travail est accessible avec le robot et ce, sans aucun risque de collision avec le patient, ce qui permet la réalisation de nombreux mouvements fonctionnels.

Sujet	Adduction θ_X (IMU 2)	Abduction θ_X (IMU 2)	Rétropulsion θ_Y (Robot)	Antépulsion θ_Y (Robot)
1	32.1	165.0	-14.3	101.4
2	9.7	143.2	-18.3	103.1
3	28.1	156.4	-27.5	114.0
4	6.9	142.7	-27.5	101.4
5	20.1	147.2	-23.5	109.4
$\bar{m} \pm \sigma$	19.5 ± 10.9	150.7 ± 9.7	-22.4 ± 5.7	106.0 ± 5.7

Table 8.1 – Synthèse des limites observées [°] de l'espace de travail de l'épaule de cinq volontaires équipés avec le robot. La référence $\theta_X = 0^\circ$ est le bras aligné avec le tronc et $\theta_Y = 0^\circ$ est le bras dans le plan frontal avec une abduction de 90° .

8.4 Raideur du robot

Le troisième essai a consisté en l'évaluation des déformations et des déplacements induits sur le robot et sur le sujet afin de juger de la qualité de maintien des interfaces robot-patient en présence d'efforts d'interaction.

8.4.1 Méthode

Pour cette évaluation, chaque sujet était équipé du robot et placé dans la configuration présentée à la Fig. 8.4 où le robot était contrôlé de manière à maintenir cette

1. En effet en gardant la même chaise pour tous les sujets, au plus un patient est petit, au plus son articulation gléno-humérale est basse et au plus le contact entre les boucles et le dossier sera rapide lors de l'adduction.

position (consigne de vitesse nulle). Dans cette configuration, il a été demandé aux sujets d'appliquer une force importante dans quatre directions, à savoir vers le haut, le bas, l'arrière et l'avant. Ces forces ont été mesurées par le capteur d'effort situé entre les boucles micrométriques et le robot alors que les déplacements engendrés étaient estimés par l'*IMU* 2 située sur l'avant-bras mais aussi par l'*IMU* 1 située sur la première boucle micrométrique. L'intérêt d'utiliser ces deux *IMUs* réside dans la possibilité de distinguer le déplacement dû aux déformations des tissus et des boucles micrométriques d'une part et les mouvements du tronc d'autre part. En effet, comme la structure et l'actionnement du robot peuvent être considérées très rigides, le déplacement dû au mouvement du tronc est directement donné par l'*IMU* 1 tandis que le déplacement résultant de la déformation du bras ou des boucles est donné par la différence entre les estimations de l'*IMU* 2 et celles de l'*IMU* 1. Les déformations mesurées durant ces essais constituent donc une image globale des erreurs pouvant intervenir lors d'exercices car leurs origines résultent d'un effet combiné de la raideur de l'interface robot-patient, des jeux entre la coque et le bras et de la compliance des tissus du bras. À noter que ce type de caractérisation de la fixation du sujet à un robot de rééducation n'est pas, à notre connaissance, reportée dans la littérature.

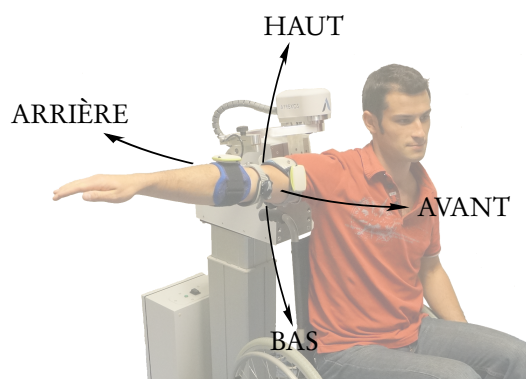


Fig. 8.4 – Directions des efforts appliqués par les sujets lors de l'essai d'évaluation de la raideur des interfaces robot-patient.

8.4.2 Résultats

Les caractéristiques résultantes couples appliqués/déplacement angulaire du bras dans les directions haut/bas et arrière/avant sont présentées aux Fig. 8.5 et 8.6 respectivement. Trois observations peuvent être faites sur base de ces caractéristiques mesurées. Premièrement, la variabilité entre les sujets semble importante. Cela est probablement dû à la variabilité dans le serrage des boucles micrométriques sur le bras du sujet, à la variabilité de serrage sur le tronc des ceintures du siège mais aussi à la variabilité du volume des tissus du bras des sujets. Deuxièmement, les déplacements dus au mouvement du tronc, estimés par l'*IMU* 1, sont généralement plus

faibles, pour le même couple appliqué, que ceux dus aux déformations des tissus et des boucles, estimés par la différence entre l'*IMU* 2 et l'*IMU* 1. Troisièmement, ces caractéristiques ont un comportement relativement linéaire mais la raideur semble différente entre la direction haut et bas et entre la direction arrière et avant. Les déplacements plus importants dans les directions haut et avant sont à imputer aux boucles micrométriques qui sont moins rigides dans ces deux directions¹. À noter enfin que la structure mécanique ou la transmission du robot n'ont pas d'influence sur les déformations enregistrées car ceux-ci ont une raideur de quelques ordres de grandeur au dessus de la raideur des boucles micrométriques ou des tissus du bras.

Au-delà de ces observations, il semble intéressant d'évaluer le déplacement du membre supérieur causé par des forces d'interaction réalistes plutôt que d'essayer de déterminer une raideur équivalente. Pour chaque sujet, ce déplacement a été estimé au couple le plus faible observé entre les sujets afin de comparer les déformations à une même valeur de couple. Ces résultats sont présentés à la Table 8.2. Lorsqu'un couple de ± 4.7 Nm est appliqué dans les directions haut/bas ou lorsqu'un couple de ± 2.0 Nm est appliqué dans les directions arrière/avant, la déformation moyenne est de 5.9° . L'erreur d'estimation de la configuration du membre supérieur résultant des déformations dues à des forces d'interaction importantes peut être jugée acceptable pour exécuter des mouvements fonctionnels avec une compensation de la gravité² durant des séances de rééducation.

Sujet	Haut @ ± 4.7 [Nm]	Bas @ ± 4.7 [Nm]	Arrière @ ± 2.0 [Nm]	Avant @ ± 2.0 [Nm]
1	5.7°	-6.6°	-6.9°	16.9°
2	9.7°	-4.4°	-0.9°	2.2°
3	6.7°	-7.7°	-3.1°	4.5°
4	4.0°	-2.9°	-2.3°	4.9°
5	3.4°	-1.7°	-0.9°	0.7°
$\bar{m} \pm \sigma$	$5.9^\circ \pm 2.5^\circ$	$-4.7^\circ \pm 2.5^\circ$	$-2.8^\circ \pm 2.5^\circ$	$5.9^\circ \pm 6.4^\circ$

Table 8.2 – Synthèse des déformations estimées sur base des caractéristiques identifiées entre le couple appliqué et le déplacement engendré du bras mesuré par l'*IMU* 2.

1. En effet, la structure des boucles est réalisée sur la base d'une pièce longitudinale en aluminium, qui rend l'ensemble plus raide dans les directions bas et arrière.

2. En effet pour compenser le poids du bras, un couple n'excédant pas 10 Nm doit être appliqué sur l'articulation de l'épaule.

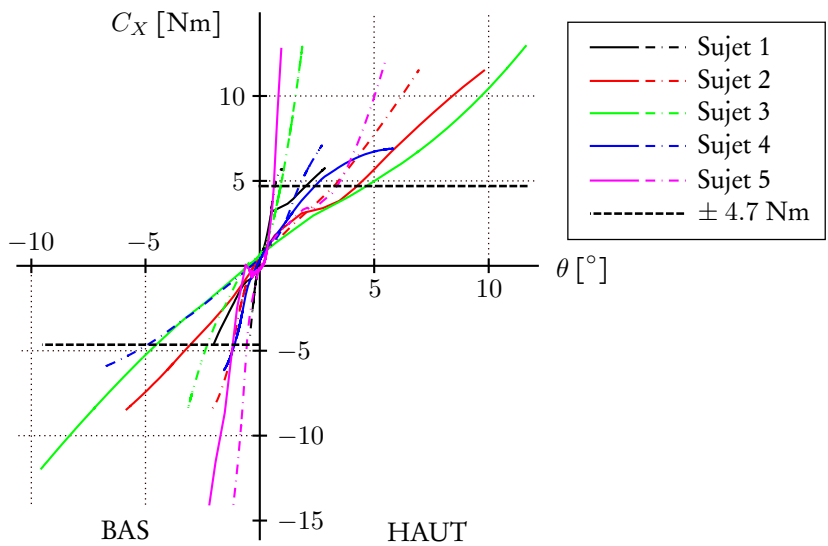


Fig. 8.5 – Caractéristique couple appliqué/déplacement angulaire du tronc (traits pointillés, IMU 1) et des tissus et boucles micrométriques (traits pleins, IMU 2 – IMU 1) pour les directions haut ($\theta > 0$) et bas ($\theta < 0$).

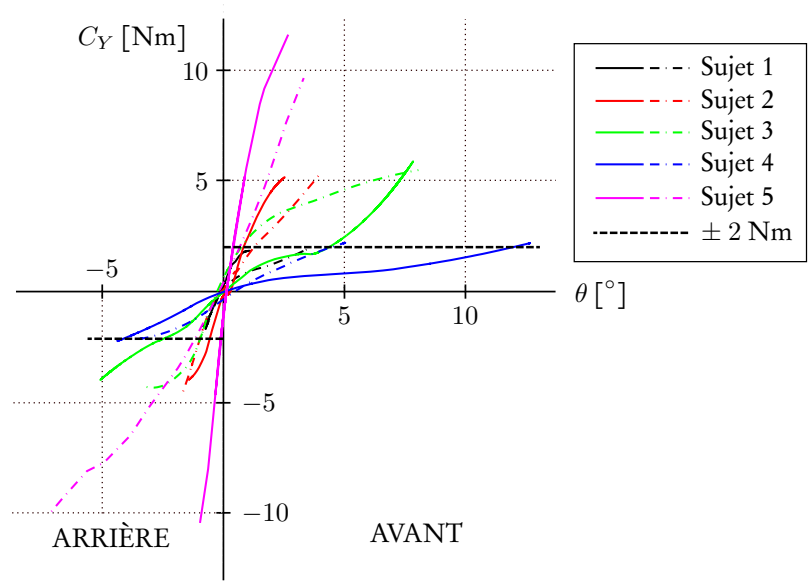


Fig. 8.6 – Caractéristique couple appliqué/déplacement angulaire du tronc (traits pointillés, IMU 1) et des tissus et boucles micrométriques (traits pleins, IMU 2 – IMU 1) pour les directions arrière ($\theta < 0$) et avant ($\theta > 0$).

8.5 Impédance du robot

La performance en boucle fermée du robot a été évaluée au travers de l'estimation de la réponse fréquentielle de l'impédance du robot lorsque celui-ci est configuré en mode libre. Il a été décidé d'identifier cette réponse fréquentielle uniquement selon un axe du patient, plus particulièrement θ_Y , en raison de la similitude de la structure électromécanique du robot selon ses deux DDL actionnés.

8.5.1 Méthode

La réponse fréquentielle a été obtenue en identifiant les paramètres d'un modèle humain-robot en boucle fermée sur base de données acquises durant des essais sur un sujet sain. Ces essais ont consisté à perturber l'orientation de l'épaule selon l'articulation θ_Y autour d'une configuration de bras en abduction de 90° dans le plan frontal et en imposant un couple de référence C_{ref} nul au contrôleur.

8.5.2 Modèle

Contrôleur en courant

Le modèle en boucle fermée de l'ensemble humain connecté au robot est illustré à la Fig. 8.7 et est directement dérivé du schéma de contrôle présenté à la Fig. 6.1. Celui-ci n'inclut pas la première articulation actionnée θ_{a1} puisque, dans le cas de l'orientation de l'épaule considérée pour cet essai, la seule articulation de l'épaule sollicitée, à savoir θ_Y , est parallèle avec la seconde articulation actionnée θ_{a2} . Le terme *feedforward*, présent dans la référence de courant, disparaît dans ce cas puisque la référence de couple C_{ref} est nulle.

L'impédance du robot vue depuis le moteur, au travers de l'Harmonic Drive caractérisé par un rapport de réduction η , est modélisé par un terme d'inertie J_R et un terme visqueux k_{vR} . Ces deux termes sont normalement dépendants de la configuration du robot mais peuvent être supposés constants car de petites perturbations sont imposées au robot autour d'une configuration. Pour la même raison, les composantes des matrices de transformation D_{mod} , D_{vec} et B_{vu}^t sont aussi considérées constantes dans le cadre de cet essai.

La structure du contrôleur en courant n'est pas connue car celui-ci est implémenté dans les contrôleurs EPOS2 de Maxon Motor. Cependant, une identification exécutée de manière indépendante sur ces contrôleurs a montré que ceux-ci ont une fréquence de coupure supérieure à 85 Hz, qui peut, a priori, être considéré comme beaucoup plus élevée que la première fréquence de coupure du robot. Dès lors, on peut considérer que $i_{\text{mot}} \approx i_{\text{ref}}$, ce qui revient à dire que la combinaison des contrôleurs de courant et des moteurs DC est assimilable à une source idéale de couple à

travers la constante de couple des moteurs k_ϕ (au rendement près du moteur et de la transmission).

La fonction de transfert $H(s)$ représente l'admittance de l'humain installé dans le robot. Celle-ci établit le lien entre la vitesse à l'épaule imposée par le sujet, $\dot{\theta}$, et les forces d'interaction $\mathbf{F}_{mes}$ que le sujet doit subir.

Enfin, l'impédance en boucle fermée du robot, exprimée dans l'espace articulaire lié à l'épaule du sujet, est fournie par :

$$Z(s) \triangleq \frac{C_{mes_Y}(s)}{\dot{\theta}_Y(s)} \triangleq \frac{-\alpha_{uv} \alpha_{vec} (k_{vR} + J_R s) s}{\alpha_{vu} (1 + k_\phi \eta k_P \alpha_{vec}) s + k_\phi \eta k_I \alpha_{vu} \alpha_{vec}} \quad (8.2)$$

où α_{vu} , α_{uv} et α_{vec} sont les composantes de $\mathbf{B}_{vu}^t \mathbf{D}_{mod}$, $\mathbf{B}_{uv}^t$ et $\mathbf{D}_{vec}$ respectivement. La fonction de transfert $Z(s)$ définit donc l'impédance ressentie par un humain connecté au robot selon l'axe θ_Y durant le mode libre. Même si l'inertie du robot selon l'axe θ_X est légèrement différente, l'impédance selon cette direction peut être raisonnablement supposée semblable en raison de la structure électromécanique identique. Les coefficients du modèle en temps continu $Z(s)$ ont également été estimés au moyen de la fonction `tfest` de l'*Identification Toolbox* de Matlab[™] [157] sur la base des données discrètes C_{mes_k} et $\dot{\theta}_{Y_k}$ acquises durant l'essai.

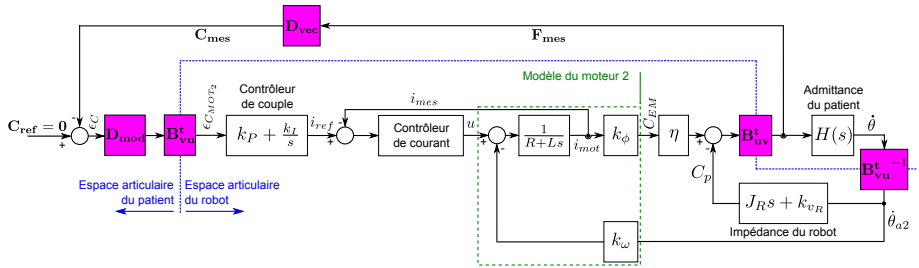


Fig. 8.7 – Diagramme de contrôle détaillé pour le mode libre selon une direction dans le cas du contrôleur en courant.

Contrôleur en vitesse

Pour l'expression de l'impédance en boucle fermée du robot dans le cas d'un contrôleur en vitesse, le schéma de contrôle de l'ensemble est celui de la Fig. 8.8 de manière similaire au cas du contrôleur en courant. Un contrôleur de vitesse de structure PI est inséré entre le contrôleur en couple et le contrôleur en courant afin que le moteur suive les consignes de vitesse ω_{ref} , calculées par le contrôleur en couple. Les paramètres k_{P_E} et k_{I_E} caractérisent ce contrôleur en vitesse implémenté dans les contrôleurs EPOS2 de Maxon Motor. Comme dans le cas du contrôleur en courant,

8.5.3 Résultats

Contrôleur en courant

Les zéros et les pôles déduits par le processus d'identification sont $-11.7 \pm j12.2$ et -84.7 respectivement. La réponse fréquentielle de la fonction de transfert identifiée est illustrée à la Fig. 8.10. On peut observer que les zéros identifiés sont des complexes conjugués alors que les zéros attendus dans la fonction de transfert (Éq. (8.2)) sont des réels. Cet effet est probablement dû à l'approximation trop simpliste de l'impédance du robot en boucle ouverte : des composantes additionnelles dans le modèle dynamique du robot en mode libre, comme du frottement ou des effets d'hystérésis dans la transmission, devraient être rajoutés à l'avenir pour mieux prédire les résultats de ce processus d'identification.

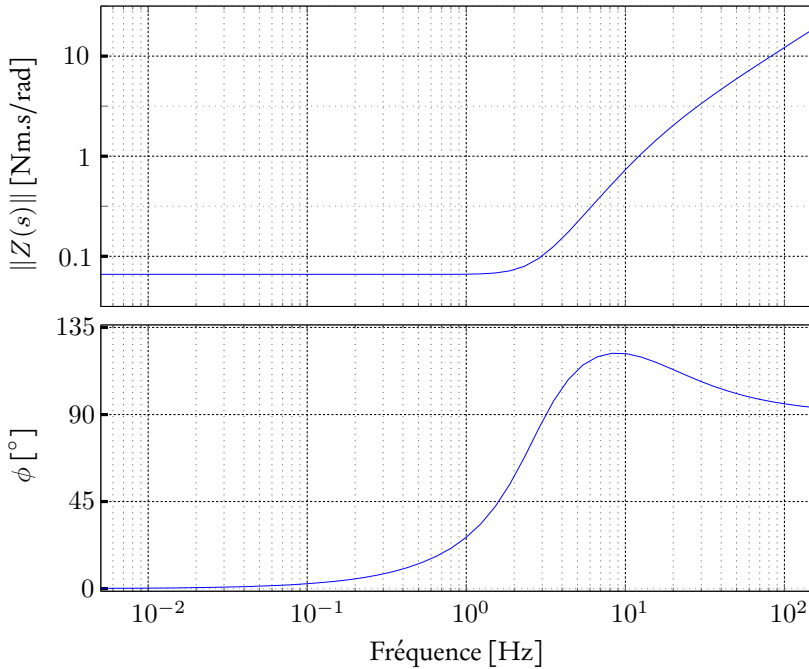


Fig. 8.10 – Diagramme de Bode estimé de l'impédance du robot en mode libre avec un contrôleur en courant.

Au-delà de cela, la fonction de transfert identifiée $Z(s)$ a été simulée avec la vitesse mesurée durant l'essai comme entrée et la sortie a été comparée avec le couple d'interaction mesuré. Le résultat de cette simulation est illustré à la Fig. 8.11. La sortie simulée montre une forte corrélation, en amplitude et en phase, avec le couple mesuré, et ce, même à des fréquences plus élevées.

À la lumière de ce qui précède, on peut affirmer que la fonction de transfert relativement simple $Z(s)$ modélise l'impédance du robot en mode libre de manière

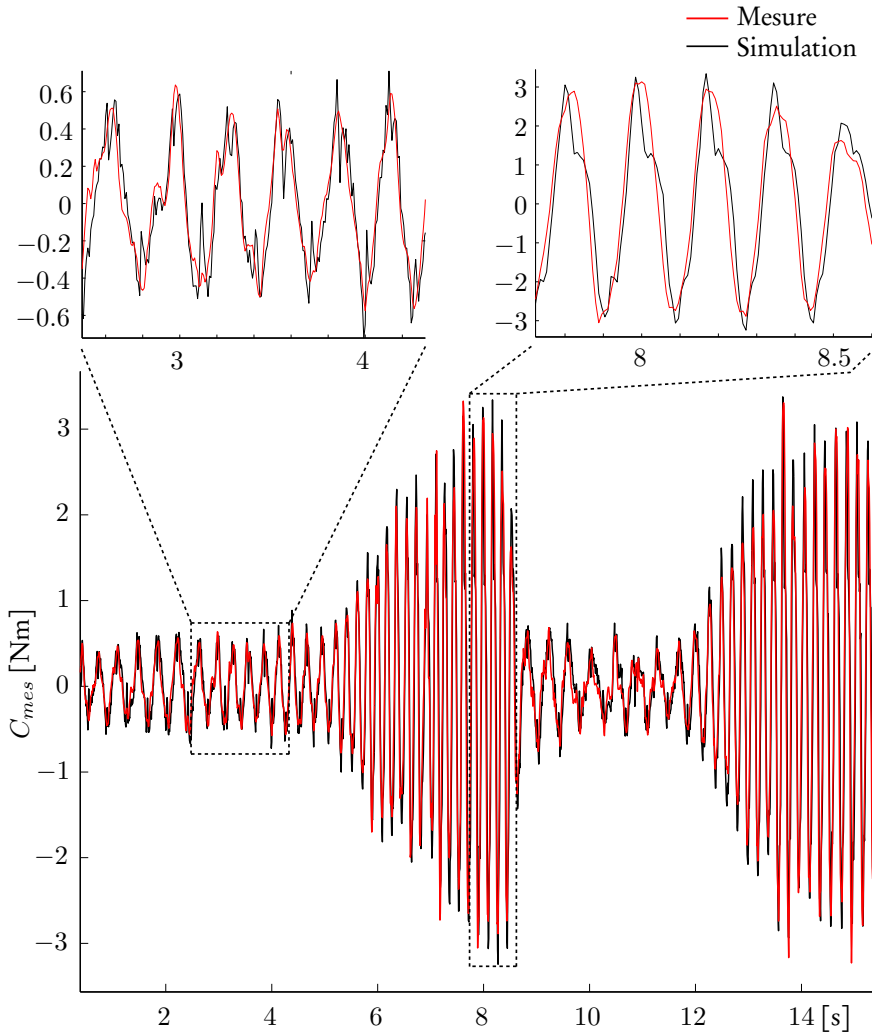


Fig. 8.11 – Le couple simulé depuis la la fonction de transfert estimée $Z(s)$ par rapport au couple d'interaction mesuré C_{mes} .

satisfaisante. Plusieurs observations sur la dynamique en boucle fermée du contrôleur en couple peuvent donc être réalisées sur base de la réponse fréquentielle présentée à la Fig. 8.10. Premièrement, à faible fréquence, un humain connecté au robot ressent une impédance d'environ 0.066 Nm.s/rad sans décalage de phase. Deuxièmement, l'amplitude de cette impédance double à une fréquence de 3.6 Hz avec une avance de phase de 96° . Troisièmement, l'avance de phase grimpe rapidement pour atteindre 119° à 9 Hz et redescend ensuite progressivement pour tendre vers 90° à des fréquences plus élevées.

Le critère de passivité décrit par Colgate [158] n'est dès lors pas respecté par ce

contrôleur puisque l'avance de phase de l'impédance est en dehors de l'intervalle $\pm 90^\circ$. La stabilité de celui-ci ne peut donc pas être assurée si celui-ci interagit avec un environnement passif. La même observation est faite dans [159] dans le cas de systèmes très raides et à faible amortissement naturel lorsqu'ils sont munis d'un contrôleur en courant ou en couple. Le critère de passivité peut, dans ce cas, être atteint en introduisant un faible amortissement au niveau de la commande des actionneurs [142], ce qui permet d'assurer la stabilité du système lorsque celui-ci est en interaction avec un environnement passif. Cet amortissement n'a toutefois pas été introduit car aucune instabilité n'a été observée lors des essais.

Contrôleur en vitesse

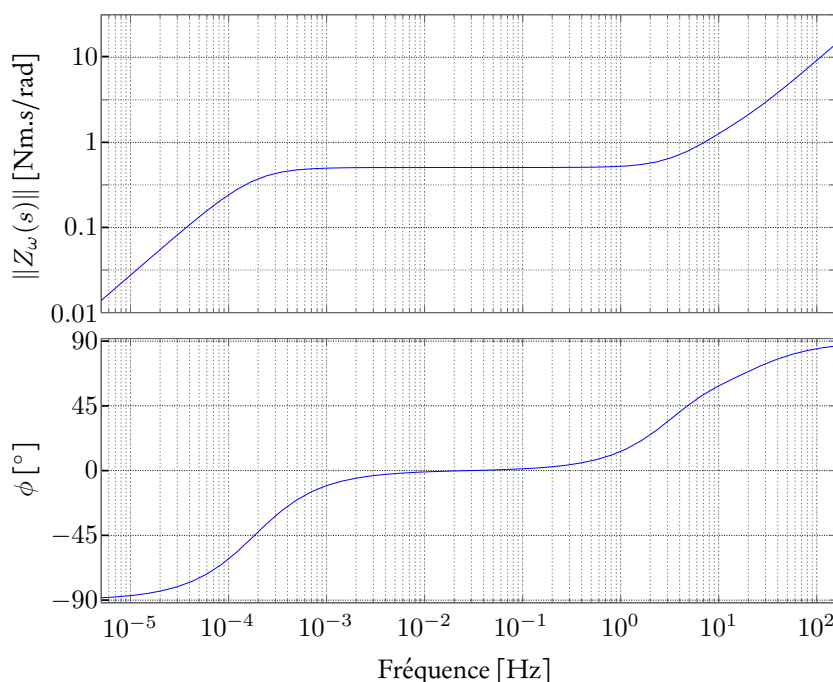


Fig. 8.12 – Diagramme de Bode estimé de l'impédance du robot en mode libre avec un contrôleur en vitesse.

Les zéros trouvés par le processus d'identification dans le cas du contrôleur en vitesse sont -108.1 , 23.6 et $-2.8 \cdot 10^{-5}$, tandis que les pôles sont -73.2 et -0.0012 . Le processus d'identification semble confirmer la structure du modèle. En effet, le modèle a bien deux pôles réels et trois zéros dont un nul. Cette observation a du sens dans le cas de cette structure car la boucle interne en vitesse permet de contrer des effets non modélisés comme, par exemple, le frottement sec, des termes manquants dans l'impédance du robot en boucle ouverte, etc¹.

1. En effet, le contrôleur en vitesse, placé juste avant le contrôleur en courant, dispose de gains élevés

La réponse fréquentielle de cette fonction de transfert identifiée est illustrée à la Fig. 8.12. À très basse fréquence, le premier pôle est situé en $1.7 \cdot 10^{-4}$ Hz et le retard de phase passe alors de -90° à 0° . Au delà de ce point d'inflexion, une impédance d'environ 0.256 Nm.s/rad est ressentie par le sujet connecté au robot sans décalage de phase jusqu'à une fréquence de 4.7 Hz, fréquence à partir de laquelle l'impédance se met à monter avec une pente de $+20$ dB/décade à cause de la présence d'un zéro. Passé cette fréquence, le décalage de phase monte lui aussi pour tendre vers $+90^\circ$ à haute fréquence.

La fonction de transfert $Z_\omega(s)$ identifiée a été simulée avec la vitesse mesurée durant l'essai comme entrée et la sortie a été comparée avec le couple d'interaction mesuré. Le résultat de cette simulation est illustré à la Fig. 8.13. La sortie simulée correspond très finement au couple mesuré tant en amplitude et en phase, et ce, même à haute fréquence.

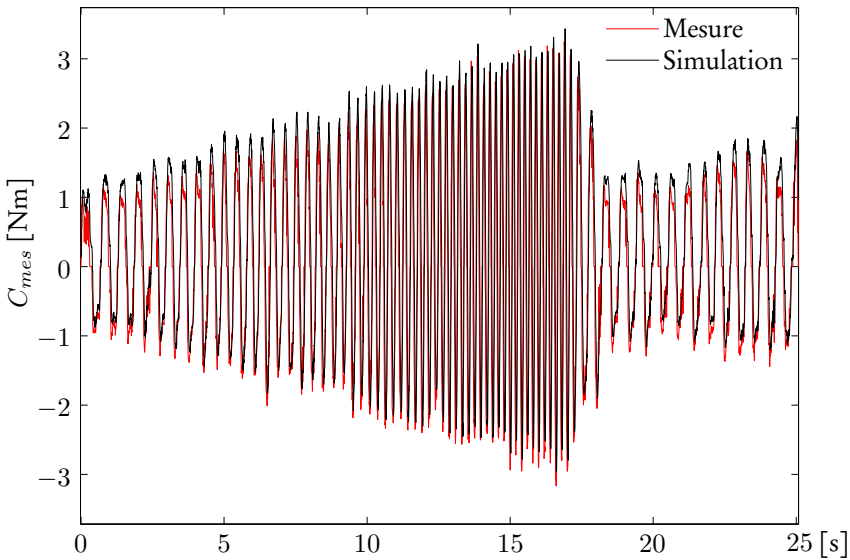


Fig. 8.13 – Le couple simulé depuis la fonction de transfert estimée $Z_\omega(s)$ par rapport au couple d'interaction mesuré C_{mes} .

Bien que ce contrôleur en vitesse respecte le critère de passivité, ce qui permet d'assurer sa stabilité en contact avec un environnement passif, ses performances sont moins bonnes que celles obtenues au moyen du contrôleur en courant. En effet, le contrôleur en courant permet d'atteindre une impédance en boucle fermée d'amplitude jusqu'à quatre fois plus faible, ce qui se ressent fortement lors de l'utilisation du robot. Il a dès lors été décidé d'adopter définitivement une structure à contrôleur en courant au vu des performances estimées.

afin que la réjection du couple perturbateur C_p soit maximale et que la vitesse du moteur suive fidèlement la vitesse de consigne.

8.6 Transparence du robot

Bien que la caractérisation de l'impédance en boucle fermée du robot ait montré des résultats satisfaisants, elle n'est strictement valable que dans une configuration particulière du robot. Afin d'estimer la qualité du contrôle en force de manière plus globale, nous avons voulu obtenir une image de ses performances lors l'exécution d'un mouvement représentatif d'une utilisation fonctionnelle du robot.

8.6.1 Méthode

Une image de la transparence peut être obtenue en mesurant les efforts d'interaction lors de l'exécution d'un mouvement quelconque. Pour cette caractérisation, il a été demandé à un sujet sain, équipé du robot contrôlé en mode libre, d'exécuter, de manière répétée et régulière, un mouvement de pointage obtenu par le déplacement de sa main le long d'un guide muni de repères matérialisant les butées du mouvement (Fig. 8.14).



Fig. 8.14 – Essai de transparence : vues de la configuration de départ, intermédiaire et d'arrivée.

8.6.2 Résultats

La cinématique du mouvement de cet essai est reprise à l'Annexe G. La Fig. 8.15 présente, quant à elle, l'évolution de la norme du couple d'interaction mesuré C_{mes} au cours de cet essai. Cette figure illustre également, à titre de comparaison, l'amplitude du couple dû à la gravité agissant au niveau de l'articulation gléno-humérale. Ce dernier est calculé sur la base d'un modèle dynamique du membre supérieur (cf. Section 9.1) et de la configuration de celui-ci mesurée par les *IMUs* lors de l'essai.

Dans l'absolu, la moyenne de la norme du couple d'interaction sur l'ensemble de l'essai s'élève à 0.31 Nm, ce qui est un ordre de grandeur en dessous de la moyenne du couple estimé dû à la gravité. En effet par rapport à ce dernier, le couple d'interaction mesuré durant l'essai vaut maximum 32.9% et vaut en moyenne 6.3%, ce qui confirme que le robot induit, dans un mode libre, des efforts d'interaction suffisamment faibles eu égard aux efforts en jeu lors de la compensation de la gravité.

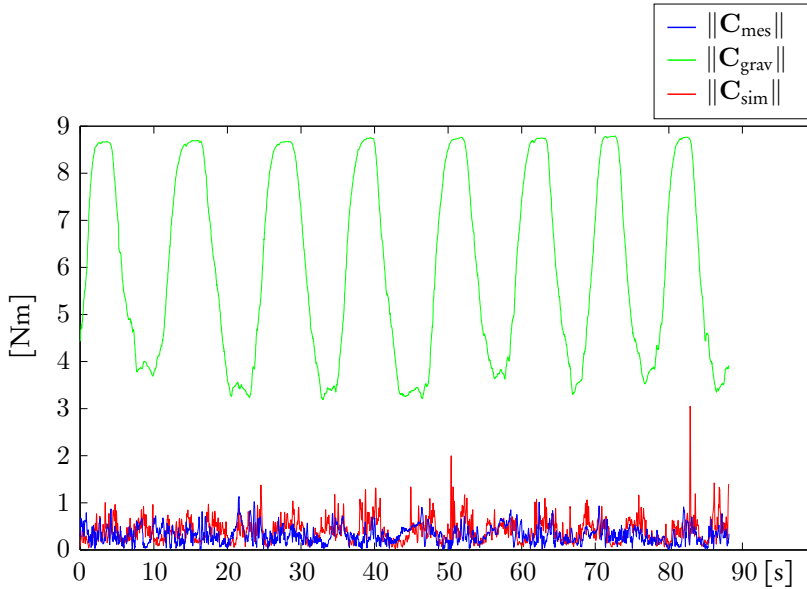


Fig. 8.15 – Comparaison de la norme du couple d'interaction C_{mes} mesuré lors de l'essai de transparence avec le couple dû à la gravité C_{grav} et le couple d'interaction C_{sim} simulé sur la base de l'impédance $Z(s)$ et de la vitesse mesurée lors de l'essai.

De plus, la fonction de transfert identifiée $Z(s)$ de l'Éq. (8.2) a été simulée avec la vitesse mesurée au cours de l'essai comme entrée et la sortie a été comparée avec le couple d'interaction mesuré (Fig. 8.15). L'amplitude du couple d'interaction simulé C_{sim} est proche de celle du couple mesuré C_{mes} , ce qui conforte l'idée que la fonction de transfert $Z(s)$ est une image valable de l'impédance en boucle fermée du robot en mode libre même lors de l'exécution d'un mouvement quelconque par le sujet.

8.7 Conclusion

La caractérisation du robot AFREXOS, établie au moyen de plusieurs essais réalisés sur sujets sains, a permis d'évaluer ses performances sur la base de critères jugés primordiaux pour un exosquelette de l'épaule, à savoir la précision d'estimation de l'orientation du bras, l'amplitude de mouvement permise, la raideur du robot et l'impédance du robot contrôlé dans un mode libre.

Le prototype évalué semble répondre aux performances nécessaires à l'exécution d'exercices fonctionnels avec compensation de la gravité. En effet, le contrôleur du robot est en mesure d'estimer l'orientation du bras avec une erreur moyenne inférieure à 7° et le prototype permet une importante amplitude de mouvement de l'épaule, dont les limites moyennes sont : 20° pour l'adduction, 150° pour l'abduc-

tion, -22° pour la rétropulsion et 106° pour l'antépulsion. Les déformations et mouvements du sujet, engendrés par l'application d'efforts d'interaction importants par le sujet sur le robot, ne sont pas négligeables mais ceux-ci semblent raisonnables eu égard aux causes qui sont principalement la fixation du tronc du sujet, la raideur de ses tissus au niveau du bras et la raideur des boucles micrométriques utilisées. Durant les essais sur sujets, le contrôleur en impédance a montré un comportement dynamique très satisfaisant même lorsque les sujets ont imposé des variations rapides de l'orientation de leur bras. En effet, l'impédance estimée en boucle fermée du robot en mode libre a montré une faible impédance sans déphasage à basse fréquence avec un gain double à 3.6 Hz, ce qui a été confirmé lors de l'essai de transparence du robot.

En conséquence, le prototype et son contrôleur sont prêts pour des implémentations de stratégies de contrôle plus avancées, comme la mobilisation du membre supérieur le long de trajectoires pour exécuter des tâches fonctionnelles ou la compensation active de la gravité.

Troisième partie

Compensation de la gravité

Compensation active de la gravité

9

La caractérisation du robot AFREXOS a montré que celui-ci constituait une base solide pour recevoir des stratégies de contrôle de plus haut niveau comme une compensation du poids du membre supérieur du patient. Une telle compensation a été réalisée sur le robot de manière active, c'est-à-dire au travers des actionneurs et du schéma de contrôle approprié.

La première section de ce chapitre décrit le principe adopté pour la compensation de la gravité au sein du contrôleur. La deuxième section présente ensuite le choix d'une méthode pour estimer les paramètres nécessaires au calcul du couple à l'épaule dû à la gravité. Enfin, la troisième section propose une discussion sur la précision de cette estimation.

9.1 Principe de compensation

Un des choix préliminaires de ce travail a été de vouloir compenser la gravité de manière active, c'est-à-dire au moyen d'actionneurs et d'un schéma de contrôle approprié, en raison des nombreux avantages que cette stratégie offre par rapport à des stratégies passives utilisant, par exemple, des contre-poids ou des ressorts. Dans le cas d'une compensation active appliquée à AFREXOS, la compensation peut être obtenue en imposant, dans le schéma de contrôle, un terme supplémentaire dans le couple de référence de l'épaule (Éq. (1.2)) égal à l'opposé du couple dû à la pesanteur s'appliquant sur l'ensemble du membre supérieur :

$$\mathbf{C}_{\text{ref}} = f(\dots) - k_{CG} \mathbf{C}_{\text{grav}} \quad (9.1)$$

où $f(\dots)$ est le couple de référence nécessaire pour imposer l'impédance désirée de l'Environnement virtuel et où k_{CG} est un coefficient scalaire introduit afin de choisir le niveau de la compensation de la gravité. En effet, il est possible, au moyen de

ce coefficient, d'adapter la pesanteur ressentie par le patient en appliquant une compensation pouvant aller, selon les besoins de ce dernier, de 0 à 100 %.

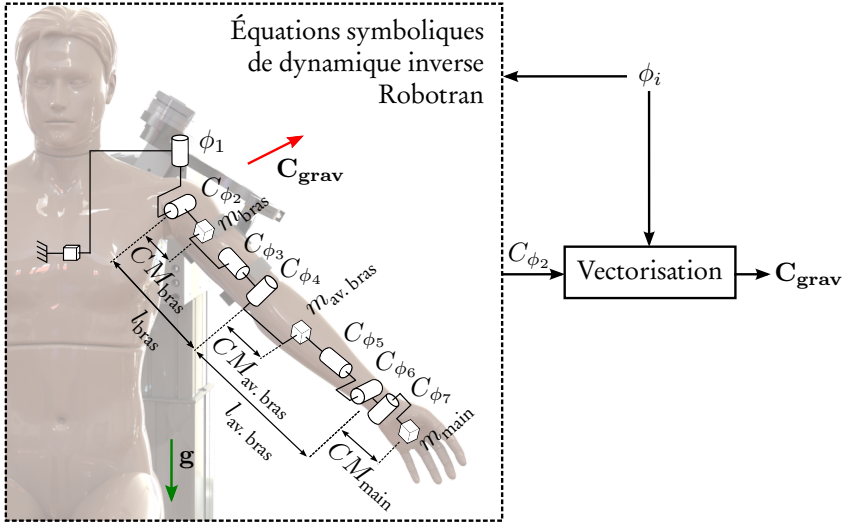


Fig. 9.1 – Principe de calcul du vecteur C_{grav} .

Le couple vectoriel C_{grav} au niveau de l'épaule dû à la gravité est calculé en temps réel selon le principe illustré à la Fig. 9.1. Les *IMUs*, qui sont, dans notre cas, le système de mesure de la configuration du membre supérieur, fournissent les angles mesurés ϕ_i de toutes les articulations à un bloc de dynamique inverse. Ce bloc a pour but de calculer les couples C_{ϕ_i} dus à la gravité dans toutes les articulations, supposées statiques, en fonction de la configuration ϕ_i de toutes les articulations, de la longueur des membres l , de leur masse m et, de la position de leur centre de masse CM .

Les équations de dynamique inverse de ce bloc ont été générées au moyen de ROBOTRAN et seule la valeur de C_{ϕ_2} est nécessaire pour déterminer le couple dû à la gravité au niveau de l'épaule. En effet, le robot AFREXOS ne peut mobiliser que les deux premières articulations $\phi_1 - \phi_2$ et la première articulation ϕ_1 ne subit pas d'effet dû à la gravité car celle-ci est alignée avec la pesanteur¹. Ensuite, le couple C_{ϕ_2} est l'entrée d'un bloc de vectorisation permettant d'exprimer le couple dû à la gravité de manière vectorielle C_{grav} , afin de s'affranchir de tout modèle de représentation du membre supérieur dans le schéma de contrôle. Une fois calculé, ce couple vectoriel est intégré dans le couple de référence par l'Éq. (9.1) dans l'Environnement virtuel du contrôleur.

1. Dans le cas où le patient est debout ou assis en utilisant le robot.

9.2 Paramètres anthropométriques

Pour que le couple $\mathbf{C}_{\text{grav}}$ puisse être calculé, il est nécessaire d'avoir une connaissance des paramètres $\mathbf{l} = (l_{\text{bras}} \ l_{\text{av. bras}})$, $\mathbf{m} = (m_{\text{bras}} \ m_{\text{av. bras}} \ m_{\text{main}})$ et $\mathbf{CM} = (CM_{\text{bras}} \ CM_{\text{av. bras}} \ CM_{\text{main}})$ qui définissent le modèle dynamique du membre supérieur. Ces données anthropométriques des segments du corps peuvent être estimées par diverses méthodes mais dont aucune ne parvient à concilier une grande précision avec un faible coût et un faible temps d'identification.

La première possibilité est de ne rien mesurer sur le patient et de récupérer les paramètres depuis les moyennes des données anthropométriques récoltées sur une population dont le patient en question fait partie. Il existe des bases de données pour différentes populations présentant la longueur, la masse et la position des centres de masse des segments [122, 160, 161] ou uniquement leur longueur [162–166]. Aussi, des études faites sur des cadavres ont permis de mesurer avec une grande précision tous les paramètres statiques et dynamiques des segments du membre pour certaines populations [167, 168]. Toutefois, cette méthode de travail n'est pas pratiquée car elle engendre inévitablement des erreurs importantes dans les paramètres anthropométriques des segments, ne fût-ce qu'à cause de l'importante variabilité entre les sujets au sein d'une même population.

Une autre possibilité est d'obtenir les paramètres depuis des régressions établies sur bases de cadavres [168, 169] ou sur base d'imagerie [122, 170–172]. Cette méthode permet de ne mesurer que quelques grandeurs sur le patient et d'estimer tous les paramètres inconnus au moyen des corrélations qui ont été observées entre les paramètres et les grandeurs mesurées. De telles régressions ont été établies sur base des corrélations existantes entre les paramètres des segments du membre supérieur et des grandeurs anatomiques globales (taille, poids, BMI, ...), ce qui permet de réduire considérablement le nombre de mesures nécessaires, tout en assurant une précision satisfaisante pour de nombreuses applications [172, 173]. Toutefois, ces régressions doivent être utilisées avec prudence et uniquement pour des populations pour lesquelles celles-ci ont été établies. En effet, leur extrapolation peut entraîner des imprécisions importantes, comme par exemple dans le cas d'enfants [170, 174], de populations plus âgées [175] ou d'athlètes [176]. Les imprécisions sur les paramètres des segments peuvent également être dues à des variations de densité des tissus au sein du segment ou entre les segments du corps, ou encore, à une répartition différente de la masse liée à l'âge ou au genre du sujet [177, 178]. En outre, l'obésité des sujets tout comme l'obsolescence des bases de données et régressions utilisées peuvent également constituer une source d'erreur lors de l'estimation des paramètres [177, 179].

La dernière possibilité est de mesurer tous les paramètres $\mathbf{l}$, $\mathbf{m}$ et $\mathbf{CM}$ pour chaque patient qui nécessite une compensation de la gravité. Les longueurs des segments peuvent être mesurées aisément avec des moyens limités mais ces mesures doivent

être exécutées avec rigueur, tout en respectant scrupuleusement les points de repère définis dans la littérature ou les normes en vigueur [166]. Les masses et centres de masse des segments sont, quant à eux, difficiles à mesurer car il est nécessaire de faire usage de technologies nécessitant une infrastructure conséquente pour atteindre une bonne précision. Pour cela, deux catégories de méthodes se distinguent : les méthodes d'imagerie interne et les méthodes d'imagerie externe.

Les techniques permettant d'observer la constitution du patient sous la peau sont qualifiées d'imagerie interne. L'absorptiométrie biénergétique à rayons X (DXA) par exemple, est un outil de référence pour mesurer la densité des tissus et les paramètres des segments en balayant le corps du patient dans le plan frontal [180]. Une méthode alternative pour déterminer tous ces paramètres *in vivo* est l'imagerie à résonance magnétique (MRI) [170, 181, 182]. Cette méthode permet de déterminer le type et la distribution des tissus au sein de sections réalisées le long des segments du patient, afin de déterminer avec précision la masse et la position du centre de masse des segments [183], sans le risque inhérent à l'utilisation de rayons X.

Les techniques dont le but est de reconstruire en trois dimensions le volume des segments constituant le corps du patient sur la base de vues sont qualifiées d'imagerie externe. Une technique ancienne est la photogrammétrie qui consiste à utiliser des photographies faites dans le plan frontal et sagittal afin d'estimer des sections de segments. En supposant une certaine densité, il est possible de déterminer les paramètres l , m et CM des segments [184, 185]. Une autre méthode pour reconstruire les volumes du corps de manière automatisée est de mettre en contact un palpeur 3D avec de nombreux points sur le corps, afin de déduire tous les paramètres des membres par calcul [162, 172]. Enfin, les volumes des segments peuvent aussi être déterminés par des techniques plus modernes où le corps entier est reconstruit en 3D sur base de vues de caméras avec ou sans marqueur(s) placé(s) sur le sujet, respectivement [176] et [186].

La mesure particularisée de tous les paramètres du membre supérieur de chaque patient pris en charge est en pratique irréalisable car elle représenterait un coût matériel et humain prohibitif. C'est pourquoi, la méthode de Shan et al. [172], se basant sur l'utilisation de régressions établies entre des grandeurs anatomiques globales et les paramètres du membre supérieur, a été retenue car elle offre le meilleur compromis entre le temps nécessaire à l'obtention des paramètres et la précision de ceux-ci. Ces régressions permettent de déterminer les longueurs l et les masses m sur base du poids (P) et de la taille (T) du sujet par une expression du type :

$$y = b_0 + b_1 P + b_2 T \quad (9.2)$$

où b_0 , b_1 et b_2 sont les coefficients de régression disponibles dans la table adéquate liée au sexe et à l'appartenance du sujet à une population donnée dans [172].

La position des centres de masse CM des segments est, quant à elle, une simple

proportion de la longueur du segment. La Table 9.1 reprend ces proportions pour le type européen qui ont été estimées dans [172] et qui sont utilisées dans la présente étude. Au vu de la déviation standard très faible entre les sujets, il est logique que les positions du centre de masse ne soient dépendantes que de la longueur des segments, ce qui est communément admis dans la littérature.

	Hommes		Femmes	
	$\bar{m}$	σ	$\bar{m}$	σ
Bras	44.9	1.6	45.2	1.0
Avant-bras	43.1	1.0	42.9	1.3
Main	39.8	3.0	38.8	2.4

Table 9.1 – Position du centre de masse (CM) exprimé en % de la longueur du segment, pour le type européen, tiré de [172].

9.3 Discussion sur la précision

Bien que Shan et al. aient comparé globalement les résultats des régressions qu’ils proposent à une base de données de population européenne [164], cette comparaison n’est pas assez détaillée pour connaître objectivement l’erreur d’estimation des paramètres du membre supérieur. En effet, l’auteur prédit une erreur entre 0 à 0.7 fois l’écart type (σ) du paramètre recherché pour la population analysée. Cette section a dès lors pour objectif d’étudier l’effet de cette erreur sur l’estimation du couple dû à la gravité d’une part et de comparer cet effet à celui produit par l’erreur comise sur l’estimation de la configuration du membre supérieur par les *IMUs* d’autre part.

9.3.1 Méthode

À cette fin, un membre supérieur virtuel de référence a été établi sur la base des longueurs moyennes de segments tirés d’une base de données représentative de la population belge (DINBelg [165] pour des hommes entre 18 et 65 ans) et dont les masses sont les masses moyennes mesurées par Chandler [168] sur une population de cadavres. Cette liberté de combiner plusieurs bases de données pour recréer un membre supérieur théorique a été prise car ce modèle ne sert que de référence dans des simulations où des erreurs sur les paramètres et les configurations sont introduites dans le but d’observer leur effet sur le calcul du couple dû à la gravité.

Les paramètres $\mathbf{m}$ et $\mathbf{l}$ de ce bras hybride sont résumés à la Table 9.2. Les longueurs de la base de données ont été ajustées selon la méthode présentée en [122] afin d’obtenir des distances entre les centres de rotation et non entre des points de repère anatomiques. La position des centres de masse a été supposée non entachée d’erreur et est égale aux proportions présentées à la Table 9.1.

	DINBelg [165] [mm]		Chandler [168] [kg]
l_{bras}	264 ± 67	m_{bras}	1.842 ± 0.218
$l_{\text{av. bras}}$	295 ± 18	$m_{\text{av. bras}}$	1.113 ± 0.271
l_{main}	199 ± 9	m_{main}	0.400 ± 0.090

Table 9.2 – Valeur des paramètres constituant le membre supérieur virtuel de référence. Notation : Moyenne considérée dans le modèle $\pm$ écart type mesuré lors du recensement.

Pour évaluer objectivement l'importance de l'erreur dans l'évaluation commise dans le calcul du couple $\mathbf{C}_{\text{grav}}$, les résultats expérimentaux de la validation du système inertiel ont été repris. Pour rappel, un bras artificiel instrumenté, servant de référence, a permis d'exécuter cinq essais de quatre mouvements d'activités de la vie quotidienne et d'enregistrer les estimations cinématiques des *IMUs* selon différentes procédures d'initialisation. D'une part, l'idée ici est de reprendre les tracés cinématiques de référence de ces mouvements pour évaluer l'erreur $\Delta \mathbf{C}_{\text{grav}}^{\pm 0.7\sigma}$ induite par les erreurs commises sur les paramètres. D'autre part, l'idée est de reprendre les tracés d'estimation de la cinématique au moyen des *IMUs* suite à une initialisation statique idéale¹ pour évaluer l'erreur $\Delta \mathbf{C}_{\text{grav}}^{\text{IMU}}$ induite par les erreurs commises sur l'estimation de la configuration dans l'espace de travail.

Le critère de performance du calcul du couple dû à la gravité selon ces deux sources d'erreur est l'erreur quadratique moyenne (ou *Root Mean Squared Error*, RMSE) des erreurs de couple évaluées le long des tracés des mouvements de la vie quotidienne considérés :

$$\text{RMSE } \mathbf{C}_{\text{grav}}^i = \sqrt{\frac{1}{T} \sum_{k=1}^T (\Delta \mathbf{C}_{\text{grav}}^i(k))^2} \quad (9.3)$$

où l'indice i est l'erreur sur le couple induite par l'erreur sur les paramètres ou sur l'estimation de la configuration et la variable k est le numéro de l'échantillon.

L'erreur sur le couple dû à la gravité induite par les paramètres est calculé, en chaque configuration des tracés, par :

$$\Delta \mathbf{C}_{\text{grav}}^{\pm 0.7\sigma} = \mathbf{C}_{\text{grav}_{\text{ref}}}^{0\sigma} - \mathbf{C}_{\text{grav}_{\text{ref}}}^{\pm 0.7\sigma} \quad (9.4)$$

où $\mathbf{C}_{\text{grav}_{\text{ref}}}^{0\sigma}$ représente le couple calculé sans erreur sur les paramètres sur le tracé de référence et où $\mathbf{C}_{\text{grav}_{\text{ref}}}^{\pm 0.7\sigma}$ représente le couple calculé avec une erreur sur les paramètres de $+ 0.7 \sigma$ ou $- 0.7 \sigma$.

1. L'initialisation des *IMUs* qui est réalisée sur le robot est exactement une initialisation statique mais avec une position de référence différente (bras en abduction de 90° au lieu de 0°).

L'erreur sur le couple C_{grav} induite par l'estimation de la configuration est calculé de manière similaire :

$$\Delta C_{\text{grav}}^{IMU} = C_{\text{grav}_{ref}}^{0\sigma} - C_{\text{grav}_{IMU}}^{0\sigma} \quad (9.5)$$

où $C_{\text{grav}_{IMU}}^{0\sigma}$ représente le couple calculé sur les tracés estimés par les *IMUs* sans erreur sur les paramètres.

9.3.2 Résultats et discussion

La Fig. 9.2 montre les estimations des angles du membre supérieur par rapport au tracé de référence et les erreurs $\Delta C_{\text{grav}}^{IMU}$ et $\Delta C_{\text{grav}}^{\pm 0.7\sigma}$ correspondantes pour un mouvement nommé « Se coiffer les cheveux plusieurs fois ». Ces résultats mettent en avant l'impact important que l'estimation des paramètres présente sur le calcul du couple dû à la gravité. Bien que l'estimation faite par les *IMUs* de la configuration du membre supérieur montre parfois des déviations importantes, ces dernières ont un effet relativement limité sur le calcul du couple. Ceci peut être expliqué par le fait qu'il existe une relation non-linéaire entre les angles estimés de la configuration et le couple dû à la gravité. Cette relation s'avère être la plus sensible pour un angle d'abduction nul et la moins sensible pour un angle d'abduction de l'épaule de 90° , ce qui explique pourquoi l'erreur du couple due à l'estimation de la configuration dépasse celle due aux paramètres pour de faibles angles ϕ_2 . Pour résumer objectivement les effets des différentes sources d'erreur calculés pour chacun des essais des quatre mouvements de la vie quotidienne évalués, la Fig. 9.3 fournit une analyse statistique du critère de performance considéré. Sur cette figure, les valeurs médianes sont illustrées par un $\odot$, les étendues interquartiles sont représentées par les limites inférieures et supérieures des lignes épaisses et l'étendue complète est représentée par les limites inférieures et supérieures des lignes étroites.

La Fig. 9.3 confirme que les erreurs sur la configuration ont, de manière statistique, un effet significativement plus faible ($p < 10^{-10}$) que les erreurs sur les paramètres. Sur tous les tracés des mouvements réalisés, la RMSE sur C_{grav} n'excède pas 0.61 Nm avec les erreurs dues aux *IMUs* alors qu'elle peut atteindre 1.83 Nm avec une surestimation des paramètres $\mathbf{m}$ et $\mathbf{l}$ de 0.7 fois leur écart type.

9.4 Conclusion

Le présent chapitre a présenté le principe adopté de compensation active de la gravité, le choix de la méthode d'estimation la plus appropriée des paramètres et une étude portant sur l'impact des différentes sources d'erreur de la stratégie proposée sur le couple dû à la pesanteur. Cette dernière a eu pour but de montrer de manière indépendante l'effet des erreurs introduites lors de l'estimation de la configuration du membre supérieur obtenue par les *IMUs* et de l'estimation des paramètres constituant

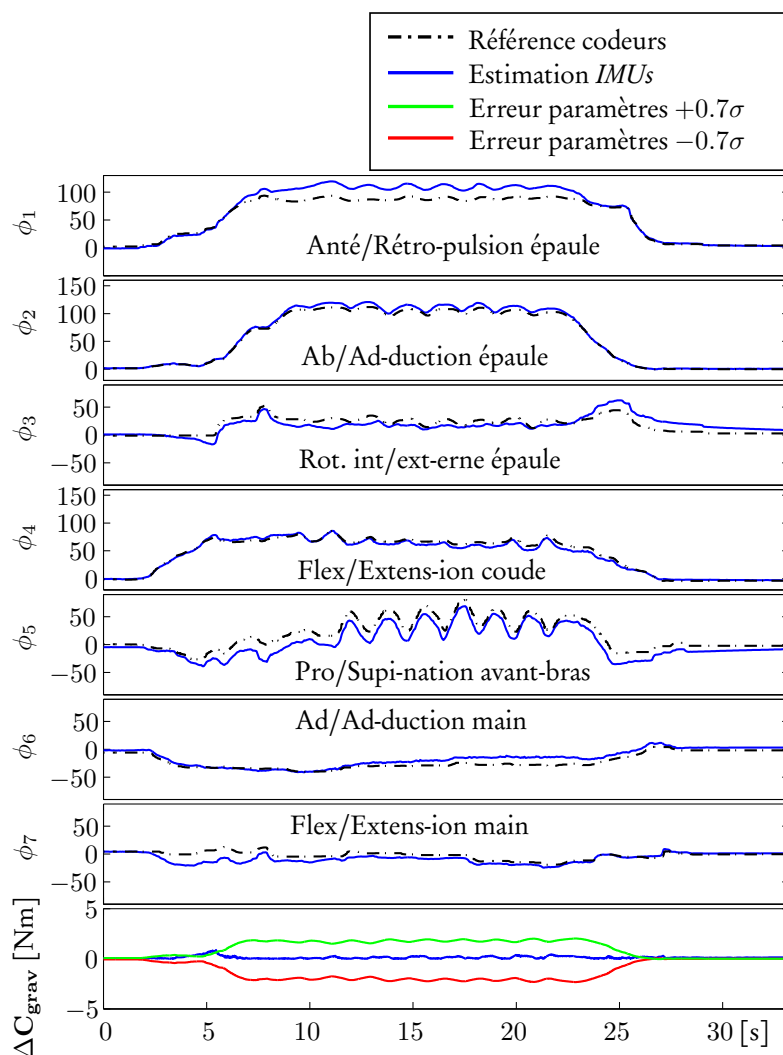


Fig. 9.2 – Résultat des erreurs du couple dû à la gravité sur base d’une erreur dans la mesure de la configuration ou d’une erreur dans les paramètres du modèle pour une activité de « Se coiffer les cheveux plusieurs fois ».

le modèle dynamique du membre supérieur obtenues par les régressions. Bien que cette étude soit basée sur des hypothèses simples, elle a permis de montrer qu’il était primordial de soigner les estimations des paramètres du membre supérieur afin d’espérer une estimation convenable du couple dû à la gravité, au vu de l’impact important qu’ont les paramètres du modèle sur ce dernier.

L’estimation des paramètres par des régressions fournit un avantage notable à la compensation de la gravité implémentée : Elle permet d’initialiser la compensation de la gravité rapidement avec une précision raisonnable. Si l’estimation du couple de

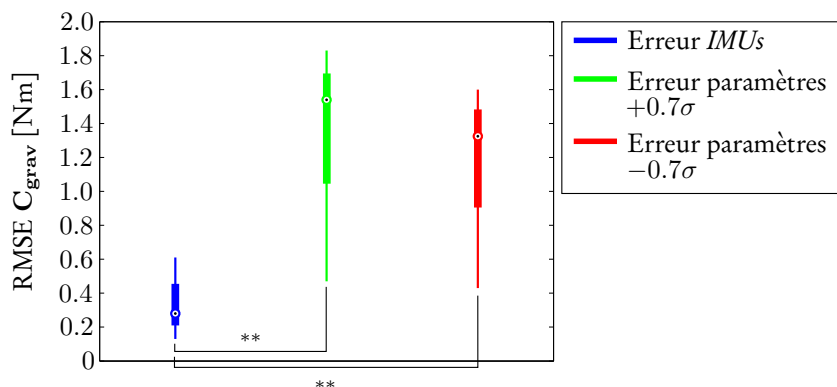


Fig. 9.3 – Box-plot des erreurs quadratiques moyennes du calcul du couple dû à la gravité engendrées par une erreur sur la configuration ou une erreur sur les paramètres.
 $** = p < 10^{-10}$.

compensation des effets de la gravité devait s'avérer trop imprécise, nous préconisons de modifier directement le paramètre k_{CG} l'Éq. (9.1), plutôt que les paramètres $\mathbf{m}$, $\mathbf{l}$ ou $\mathbf{CM}$, en raison de la relation linéaire liant ces paramètres au couple articulaire dû à la gravité, quelle que soit la configuration du membre supérieur. Ce paramètre permet alors de réajuster linéairement une sous- ou sur-estimation des paramètres afin de coïncider rapidement aux besoins de compensation de gravité du patient.

Caractérisation expérimentale de la compensation de gravité

10

La compensation active de la gravité, qui a été décrite dans le chapitre précédent, a été expérimentée sur des sujets sains afin d'évaluer, au niveau de l'épaule, la diminution de l'effort nécessaire au maintien du membre supérieur dans certaines configurations. L'objectif de ces essais est de comparer la compensation de gravité appliquée avec l'activation musculaire lors de configurations statiques, afin, d'une part, d'évaluer l'efficacité de la compensation de gravité et d'autre part, d'évaluer si une compensation de gravité complète rend l'activation musculaire résiduelle indépendante de la configuration distale du membre supérieur.

La première section de ce chapitre décrit les conditions expérimentales de ces essais tandis que la deuxième section présente le protocole appliqué. Enfin, la troisième et la quatrième section présentent respectivement les résultats des expériences sur sujets et leur discussion.

10.1 Conditions expérimentales

10.1.1 Implémentation de la compensation de gravité

La compensation de la gravité, selon le principe présenté à la Fig. 9.1, a été mise en œuvre dans le robot AFREXOS. Cela a été accompli en modifiant d'une part l'interface graphique pour permettre la saisie des paramètres nécessaires à l'estimation du couple dû à la gravité et en incluant d'autre part le logiciel des *IMUs* dans le logiciel de l'interface graphique d'AFREXOS. La Fig. 10.1 fournit une illustration des communications entre les principaux modules constituant l'IHM et le contrôleur dans le cas qui nous occupe.

L'interface des *IMUs*, écrite à la base dans un environnement Microsoft Win-Form, a été profondément modifiée pour pouvoir être intégrée dans l'environnement MVVM sur lequel l'interface d'AFREXOS est établie. En outre, cette interface a été simplifiée et seule la calibration statique, telle que présentée en Section 3.3.1, a été rendue possible avec l'utilisation du robot pour deux raisons. Premièrement, une telle initialisation peut être exécutée en même temps que la calibration du robot ¹ présentée en Section 6.6, ce qui réduit le temps d'installation et simplifie la préparation du sujet. Deuxièmement, l'estimation de la configuration du membre supérieur a un impact mineur sur l'erreur du couple dû à la gravité (cf. Section 9.3). Dès lors, l'erreur additionnelle induite par une initialisation statique par rapport à une initialisation fonctionnelle semble acceptable au vu de sa mise en œuvre plus commode en pratique.

Les équations symboliques de dynamique inverse, qui calculent le vecteur $\mathbf{C}_{\text{grav}}$ sur la base de la configuration et les paramètres du membre supérieur, ont été intégrées dans l'interface des *IMUs* afin que le vecteur gravité soit recalculé dès que les orientations des *IMUs* sont disponibles. Une fois disponible, la valeur du $\mathbf{C}_{\text{grav}}$ est envoyée au contrôleur principal au travers de la liaison série qui relie l'IHM au robot afin d'être intégrée dans la consigne du schéma de contrôle. En pratique, il a été observé que l'interface complète d'AFREXOS montrait des signes de surcharge lorsque la fréquence de rafraîchissement des *IMUs* était de 128 Hz. Cette fréquence d'acquisition des *IMUs* a été réduite à 64 Hz afin de retrouver la fluidité initiale sans porter préjudice à la dynamique de la compensation puisque la dynamique de la variation du vecteur gravité ne peut pas dépasser celle du bras qui est, au mieux, d'environ 5 Hz [152].

Enfin, la Fig. 10.2 montre l'interface destinée à la saisie de la masse corporelle, la taille et le genre du patient, nécessaires pour les régressions qui sont intégrées dans l'IHM. Il est également possible de modifier la variable k_{CG} en temps réel au moyen du curseur nommé Cg (0 % – 100 %) afin de choisir le niveau de compensation de la gravité en fonction des besoins du patient.

10.1.2 Instrumentation de mesure de l'activité musculaire

Un système d'électromyogrammes (EMG) de surface a été utilisé afin d'évaluer la force musculaire sur les sujets en parallèle à l'utilisation du robot, de manière non-invasive. Ce système permet d'enregistrer en temps réel les potentiels induits par le déplacement des ions dans les muscles lors de l'activation volontaire de ceux-ci. Ce niveau d'activation mesuré est proportionnel à la force développée par le muscle en question, ce qui permet de faire une analyse différentielle des efforts musculaires sur la base des niveaux d'activation des muscles mesurés.

1. La configuration d'initialisation statique du membre supérieur devient alors pour l'instrumentation de mesure une abduction de 90° dans le plan frontal.

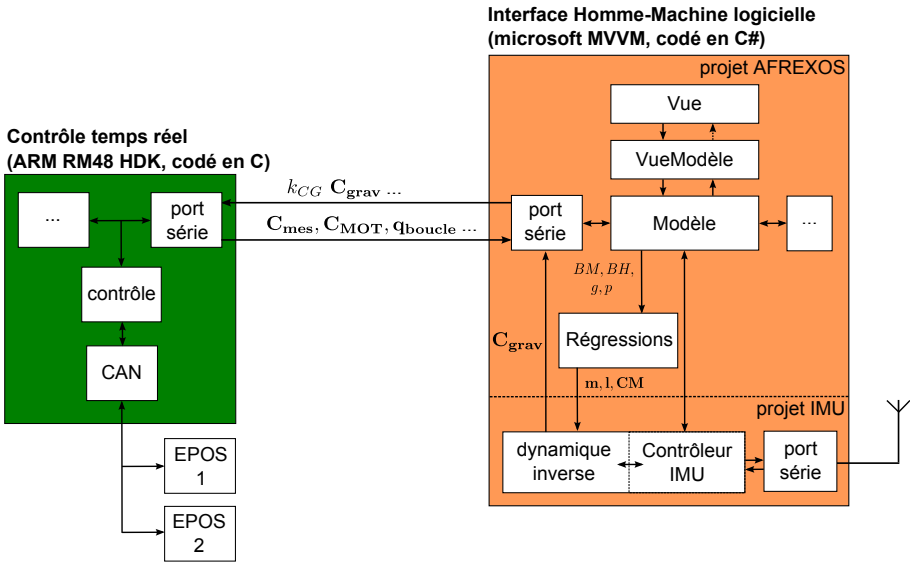


Fig. 10.1 – Illustration des communications entre les modules principaux d’AFREXOS lorsque la compensation de la gravité est active.

Fig. 10.2 – Partie de l’interface dédiée à l’introduction des variables nécessaires aux régressions utilisées : genre, poids et taille.

Le positionnement des capteurs EMG sur les muscles ayant la plus grande contribution dans le maintien du membre supérieur contre les effets de la gravité a été guidé par la littérature et l’expérience des praticiens des Cliniques universitaires Saint-Luc. La partie médiane du deltoïde (Fig. 10.3) est le muscle qui a la contribution la plus grande lors de l’abduction du bras, en particulier lorsque celui-ci atteint un angle supérieur ou égal à 90° [187]. Le muscle supraspinatus contribue quant à lui dans une moindre mesure à l’abduction et la mesure de son activation n’est pas aisée au moyen d’EMG superficiels, contrairement au deltoïde médian. La partie la plus antérieure du deltoïde est par contre un fléchisseur antérieur [188] qui contribue majoritairement au maintien de la configuration d’antépulsion bras et dont l’activation est aisément mesurable au moyen d’EMG superficiels. Dès lors, il a été décidé qu’il

était suffisant d'instrumenter le deltoïde antérieur et médian pour mesurer efficacement l'activité musculaire nécessaire pour maintenir le membre supérieur contre la gravité. La Fig. 10.3 illustre le muscle deltoïde et sa partie médiane et antérieure.

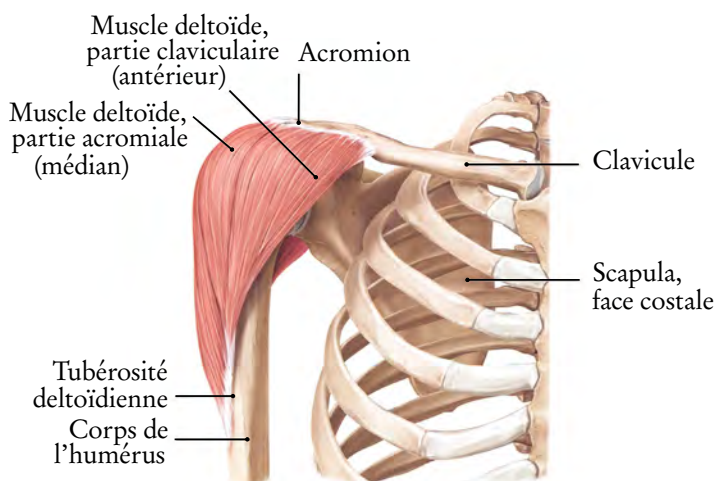


Fig. 10.3 – Illustration du muscle deltoïde de l'épaule droite, vue ventrale [63].

Une fois ces muscles repérés et palpés, les électrodes autocollantes¹ ont été placées le long et de part et d'autre du milieu des muscles en question, comme le montre la Fig. 10.4. Les EMG utilisés sont des capteurs Freeemg de BTS Bioengineering™ [189]. Ceux-ci réalisent une mesure à une fréquence de 1 kHz et transmettent leurs données sans fil à une unité de base. Le sujet a en outre été équipé du système inertiel dont les *IMUs* ont été disposées comme expliqué à la Section 3.2.



Fig. 10.4 – Placement des EMG sur le deltoïde médian et antérieur d'un sujet.

1. Afin de s'assurer que les électrodes ne se décollent pas lors des mouvements, les bords de celles-ci ont été collées avec de l'adhésif pour peau.

10.2 Protocole

Les efforts musculaires ont été évalués dans quatre configurations du membre supérieur, qui sont toutes dans le plan transversal de l'épaule, dans le but de maximiser l'effet de la gravité au niveau de cette dernière. Les configurations 1 et 3, représentées aux Fig. 10.5 (a) et (c), sont respectivement une abduction de 90° dans le plan frontal et une flexion de 90° dans le plan transversal, ce qui permet d'induire au niveau de l'épaule un couple dû à la gravité selon les deux axes principaux du plan transversal, à savoir l'axe X et Z . Les configurations 2 et 4, représentées aux Fig. 10.5 (b) et (d), sont, quant à elles, des sous-configurations correspondantes aux configurations 1 et 3 où le coude est fléchi. Ces variantes ont été introduites dans le protocole afin d'évaluer la robustesse de la compensation de gravité par rapport à des variations distales de la configuration du membre supérieur.



(a) Configuration 1 : Abduction de 90° de l'épaule et flexion de 0° du coude.



(b) Configuration 2 : Abduction de 90° de l'épaule et flexion de 90° du coude.



(c) Configuration 3 : Antépulsion de 90° de l'épaule et flexion de 0° du coude.



(d) Configuration 4 : Antépulsion de 90° de l'épaule et flexion de 90° du coude.

Fig. 10.5 – Vue du banc d'essai et des configurations considérées pour l'évaluation de la compensation de gravité.

Tous les essais réalisés sur les sujets ont suivi un protocole strict dont les principales étapes sont :

1. Initialiser le robot et ajuster sa hauteur par rapport à l'épaule du sujet.
2. Coller les électrodes sur le deltoïde médian et antérieur du membre droit du sujet suite à la palpation.
3. Équiper le sujet du robot sans les EMG ni les *IMUs*.
4. Réaliser la calibration de la configuration du sujet, définir les butées et mettre en route le mode libre.
5. Demander au sujet de faire des mouvements de l'épaule pendant 2 min afin de se familiariser avec le robot.
6. Arrêter le mode libre et revenir à l'accueil de l'IHM d'AFREXOS.
7. Placer les deux EMG sur les électrodes placées sur le deltoïde et les connecter.
8. Placer les quatre IMU sur le tronc et le membre supérieur du sujet et les connecter.
9. Réaliser la calibration de la configuration du sujet et des *IMUs* en même temps, définir les butées et mettre en route le mode libre.
10. Introduire le genre, le poids et la taille du sujet.
11. Placer le membre supérieur du sujet dans la configuration 1, demander au sujet de se relâcher complètement et soutenir son membre pour qu'il reste en position.
12. Monter graduellement le coefficient k_{CG} jusqu'à ce que l'on sente que le membre soit complètement soutenu et qu'il reste seul en position. Noter la valeur finale de $k_{CG} = k_{CG_{ref}}$. Ensuite, remettre k_{CG} à 0 %. Lancer l'enregistrement des données des EMG et de l'IHM d'AFREXOS.
13. Placer le sujet dans la configuration 1, tout en demandant au sujet d'appliquer l'effort juste suffisant pour maintenir son membre à la position. Appliquer successivement $k_{CG} = 0 \%$, 50% et 100% de $k_{CG_{ref}}$ en maintenant chaque palier pendant minimum 15 secondes, afin que le sujet puisse se détendre.
14. Placer le sujet dans la configuration 2. Réaliser la même procédure qu'au point 13.
15. Placer le sujet dans la configuration 3. Réaliser la même procédure qu'au point 13.
16. Placer le sujet dans la configuration 4. Réaliser la même procédure qu'au point 13.
17. Déconnecter le robot et les *IMUs* du sujet.
18. Maintenir le membre supérieur du sujet le long du tronc et lui demander d'appliquer à trois reprises une force maximale en abduction et en flexion de l'épaule. Celles-ci permettent de mesurer l'activation musculaire maximale moyenne selon ces deux directions.
19. Allonger le sujet sur le dos avec le membre supérieur en configuration 1 et demander au sujet de se détendre. Ceci permet de mesurer l'activation musculaire de repos de cette configuration de l'épaule.
20. Allonger le sujet sur le côté gauche avec le membre supérieur en configuration 3 qui repose sur une pile de coussins. Ceci permet de mesurer l'activation musculaire de repos de cette configuration de l'épaule. Fin de l'essai.

À noter que l'étape 12 de ce protocole permet d'ajuster, de manière pragmatique et rapide, la consigne de couple à compenser pour contrer une imprécision de l'estimation des paramètres nécessaires au modèle dynamique du membre supérieur. Toutefois dans la pratique, il n'est pas dit que cette procédure soit si simple si elle est appliquée sur des sujets atteints.

10.3 Résultats

Le protocole a été testé sur sept sujets sains volontaires (caractéristiques à la Table 10.1). La Fig. 10.6 montre le couple d'interaction mesuré C_{mes} par rapport aux mesures des EMG pour un sujet subissant les trois niveaux de compensation au cours de la configuration 1. Toutes les mesures des EMG, telles que celles de la figure, ont été d'abord redressées afin de ne garder que l'enveloppe. Ensuite, celles-ci ont été filtrées au moyen d'un filtre passe-bas de Butterworth du 5^{ème} ordre (fréquence de coupure à 15 Hz), et ce, dans les deux sens du signal, afin de rejeter un maximum de bruit sans introduire de déphasage.

	Moyenne	Écart-type
Taille	175.8	10.2
Masse	72.0	7.6
Âge	27.7	4.1

Table 10.1 – Caractéristiques des sept participants aux essais.

Les intervalles de temps considérés pour les niveaux de compensation sont délimités sur la Fig. 10.6 par des traits pointillés. En effet, les mesures entre ces intervalles ne sont pas prises en compte dans la suite car il faut un certain laps de temps pour augmenter graduellement le coefficient k_{CG} et pour que le sujet s'habitue à la présence des forces d'interaction et détende ses muscles. Sur la base de la figure en question, une corrélation forte se dégage entre l'enveloppe du signal issu du deltoïde antérieur et la norme du couple d'interaction. Cette corrélation y est par contre moins marquée avec le signal issu du deltoïde médian.

Dans chaque intervalle retenu, le signal, noté X , est moyenné pour calculer la tension d'activation moyenne $\bar{X}$ [μV] pour la compensation donnée et le muscle donné. L'activité musculaire relative pour un muscle est alors calculée par :

$$100 \frac{\bar{X} - \bar{X}_{\min}}{\bar{X}_{\max} - \bar{X}_{\min}} [\%] \quad (10.1)$$

où $\bar{X}_{\max}$ est l'activation moyenne mesurée lors des essais à force maximale pour la configuration en question et où $\bar{X}_{\min}$ est l'activation moyenne mesurée lors de l'essai au repos pour la configuration en question.

Les activités musculaires relatives calculées permettent alors de comparer les résultats des individus et d'observer si une tendance se dégage lorsque différents niveaux de compensation sont appliqués. Toutes les activités musculaires relatives, fonction de l'intensité de compensation et du muscle mesuré, ont été reportées respectivement à la Fig. 10.7 pour les configurations 1 et 2 et à la Fig. 10.8 pour les configurations 3 et 4. Pour chaque configuration et chaque muscle, une analyse de variance (ANOVA) à un facteur à mesures répétées [190] a été opérée dans les conditions 0 % versus 50 %, 50 % versus 100 % et 0 % versus 100 %. Cette analyse a permis de voir s'il existe une différence statistiquement significative entre ces différentes conditions. Les résultats de ce test sont intégrées dans les Fig. 10.7 et 10.8 et sont illustrés par un **S** en cas de différence significative entre les groupes comparés et par un **X** sinon.

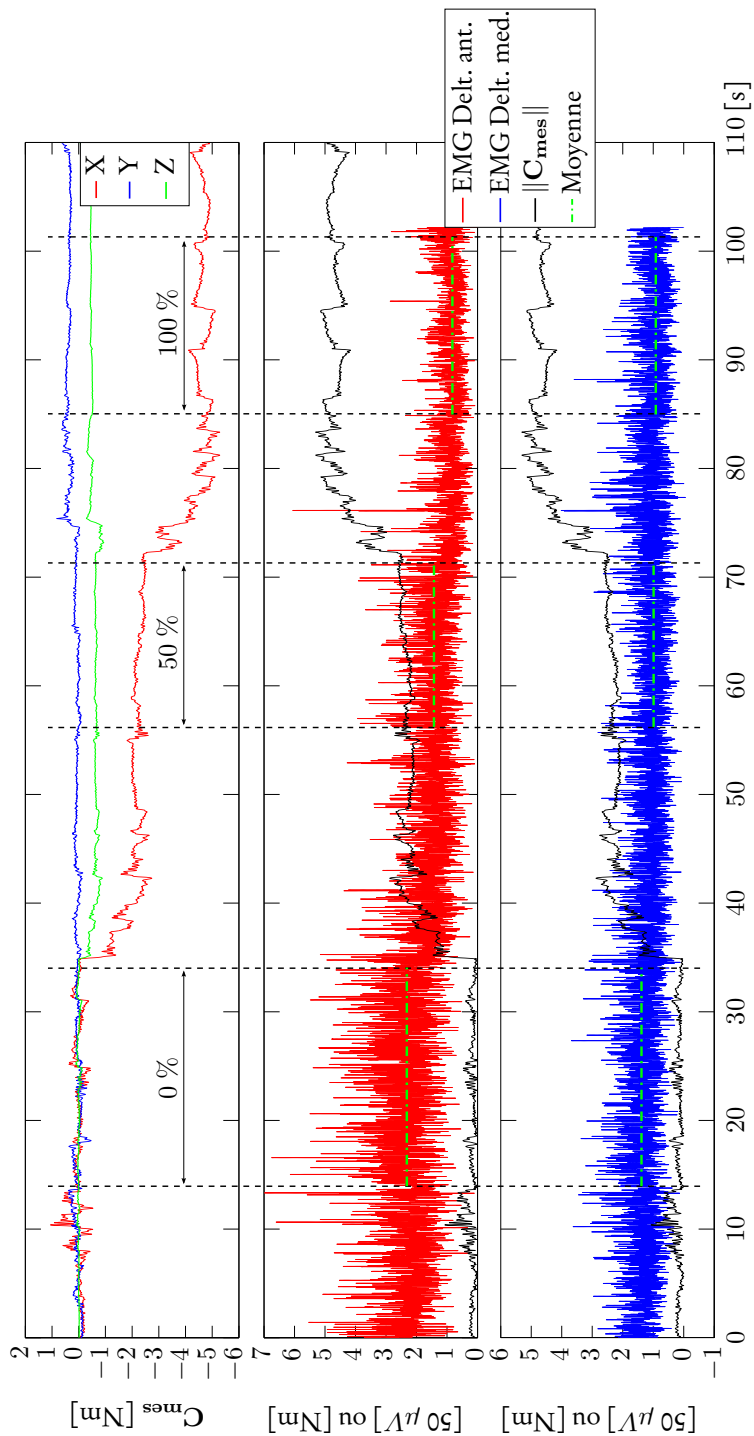


Fig. 10.6 – Résultats filtrés d'un sujet dans la configuration 1 lorsqu'une compensation de gravité de 0 %, 50 % ou 100 % est appliquée.

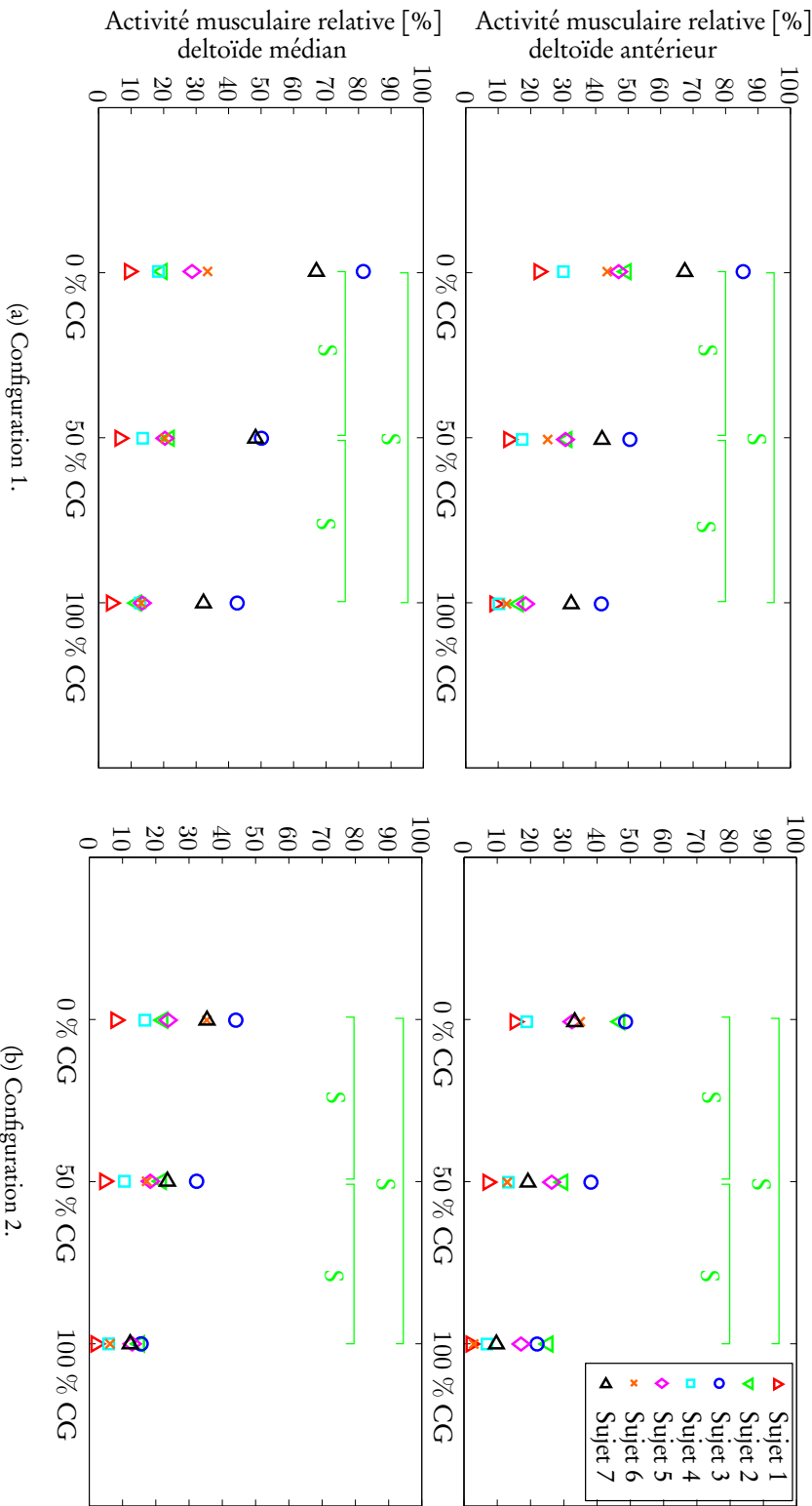


Fig. 10.7 - Évolution de l'activité musculaire relative en fonction de l'intensité de la compensation de gravité selon différentes configurations du membre supérieur (S = différence statistiquement significative, X = différence statistiquement non significative).

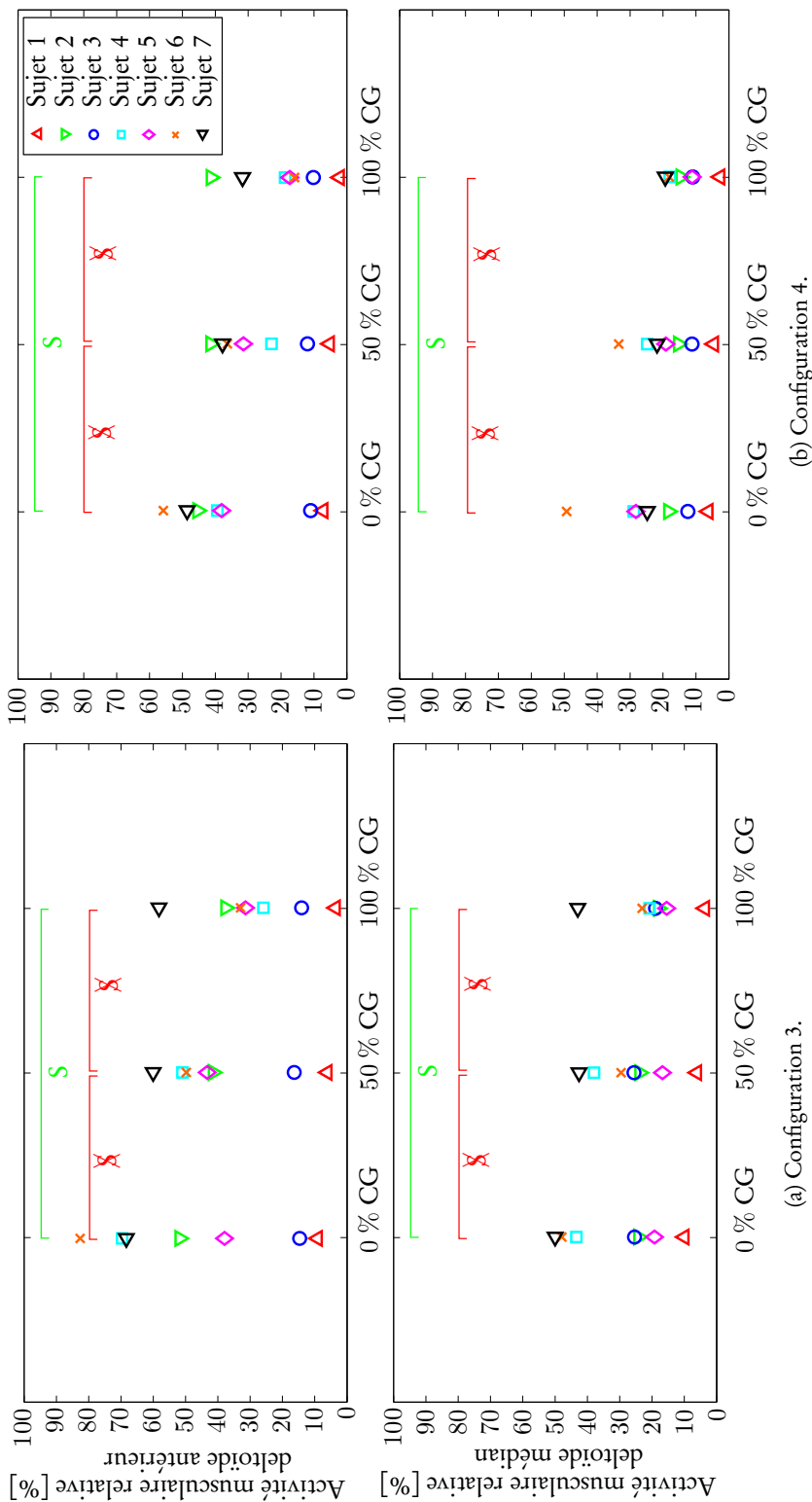


Fig. 10.8 – Évolution de l'activité musculaire relative en fonction de l'intensité de la compensation de gravité selon différentes configurations du membre supérieur (S = différence statistiquement significative, X = différence statistiquement non significative).

10.4 Discussion

Dans les configurations 1 et 2 du membre supérieur, une diminution significative de l'activité musculaire est observée lorsque les différents niveaux de compensation sont appliqués quel que soit le muscle mesuré. De plus, ces diminutions de l'activité semblent être approximativement linéaires par rapport à la compensation de gravité appliquée. La Table 10.2 résume les diminutions relatives de l'activité musculaire lors d'une compensation complète par rapport à l'activité musculaire lors d'une compensation nulle, en moyenne pour tous les sujets. Cette diminution relative se situe entre -60.7% et -66.3% pour le deltoïde antérieur et entre -49.1% et -61.9% pour le deltoïde médian, ce qui démontre que la compensation de la gravité diminue efficacement l'activité musculaire pour maintenir le membre supérieur dans les configurations 1 et 2. En outre, les écart-types de la diminution de l'activité entre les sujets sont relativement faibles, puisqu'ils s'élèvent à 10% dans la configuration 1 et à 18% dans la configuration 2, ce qui montre que la diminution de l'activité musculaire est prononcée et fort proche chez tous les sujets lors de la compensation de la gravité dans ces configurations.

0 % ↓ 100 %	Config. 1		Config. 2		Config. 3		Config. 4	
	ant.	med.	ant.	med.	ant.	med.	ant.	med.
$\bar{m} [\%]$	-60.7	-49.1	-66.3	-61.9	-35.5	-36.2	-42.7	-39.2
$\pm \sigma [\%]$	± 7.4	± 10.7	± 18.4	± 17.6	± 25.4	± 19.4	± 26.6	± 21.4

Table 10.2 – Diminution de l'activité musculaire relative entre une compensation nulle et complète de la gravité pour les quatre configurations considérées.

Dans les configurations 3 et 4, une diminution globale de l'activité musculaire en fonction de la compensation appliquée peut être observée mais avec un effet moins marqué. En effet, seules les différences entre une compensation nulle et complète sont statistiquement significatives. L'évolution de l'activité selon la compensation appliquée semble aussi beaucoup moins linéaire pour certains sujets. Ces observations sont confirmées par la Table 10.2 où l'on peut observer que la diminution relative de l'activation se situe entre -35.5% et -42.7% pour le deltoïde antérieur et entre -36.2% et -39.2% pour le deltoïde médian, ce qui montre que la compensation de la gravité implémentée diminue moins efficacement l'activité musculaire pour maintenir le membre supérieur dans ces configurations plutôt que dans les configurations 1 et 2. De plus, les écart-types de la diminution de l'activité entre les sujets est assez élevée, puisqu'elles s'élèvent jusqu'à 27% , ce qui montre une efficacité de la compensation variable selon les sujets. Toutefois même si l'efficacité de la compensation s'avère être dépendante de la configuration du bras, la compensation implémentée permet une diminution appréciable de l'activation musculaire, avec une diminution en absolu plus importante que celle observée dans une expérience pré-

sentée par Prange et al. [52]¹. L'activation musculaire résiduelle de la compensation des couples dus à la gravité, peut être expliquée par la co-contraction musculaire qui permet de stabiliser les articulations et de contrôler leur couple [191, 192].

Un autre aspect important à évaluer sur la compensation active de la gravité est la capacité d'annuler des variations de l'activité musculaire au niveau de l'épaule dues à des changements de configuration du membre supérieur. Si l'on considère les configurations 1 et 2 (ou respectivement 3 et 4), l'unique différence entre elles est une flexion nulle du coude pour la première et une flexion de 90° pour la seconde. La flexion du coude n'ayant normalement pas d'influence sur l'activité du muscle deltoïde [63], les activités musculaires devraient être très proches dans les deux configurations lorsqu'une compensation complète est appliquée. Pour évaluer cela, un test ANOVA à mesures répétées a de nouveau été appliqué entre les compensations complètes des configurations 1 et 2 et entre les compensations complètes des configurations 3 et 4, afin d'observer s'il existe des différences significatives dans les activités des muscles correspondants. Entre la configuration 1 et 2, une différence de -8.0 % pour le deltoïde antérieur et de -8.5 % pour le deltoïde médian peut être observée. Tandis qu'entre la configuration 3 et 4, on peut observer une différence de -6.9 % pour le deltoïde antérieur et de -8.3 % pour le deltoïde médian. Des tests ANOVA réalisés sur ces différences ont montrés que ces faibles différences sont trop petites que pour pouvoir être statistiquement significatives. La compensation active de la gravité implémentée dans cette étude prend dès lors efficacement en compte les changements de configuration de la partie distale du membre supérieur même si cette affirmation devrait être confirmée par des essais sur un plus grand nombre de sujets.

La dernière observation résultant de ces essais est la variabilité du coefficient $k_{CG_{ref}}$ identifié à l'étape 12 lors du protocole d'essai présenté à la Section 10.2. Suite à l'étape 12 du protocole, ce coefficient avait une valeur inférieure au 100 % attendu pour tous les sujets. En effet, pour les sept sujets, ce coefficient a été fixé à une valeur allant de 45 % à 85 %, avec une moyenne de 59 % et un écart-type de 15 %.

La diminution d'efficacité de la compensation de gravité dans les configurations 3 et 4 peut avoir, selon nous, essentiellement quatre causes.

La première serait une mauvaise estimation de la configuration du membre supérieur via le contrôleur du robot, ce qui se traduirait par une erreur dans les transformations cinématiques et dynamiques entraînant un couple d'interaction articulaire mal estimé. Toutefois, même si l'estimation de la configuration du membre supérieur est entachée d'une erreur (qui est raisonnable, cf. Section 8.2), le régulateur PI du schéma de contrôle assure le suivi précis du couple de référence.

La deuxième cause serait une estimation inexacte du couple d'interaction C_{mes} à

1. En effet en y comparant les niveaux d'activation de la partie antérieure ou médiane du muscle deltoïde durant les phases statiques des mouvements réalisés, le dispositif de compensation *passive* a permis de réduire, au mieux, l'activation musculaire de 29 %.

cause du paramètre l_{cont} qui est la distance entre le capteur d'effort et le centre de l'épaule. Celui-ci a été fixé à 15 cm dans le cadre de cette étude et une sous-estimation de ce paramètre conduit à une sous-estimation du couple au niveau de l'épaule, ce qui expliquerait pourquoi un couple $\mathbf{C}_{grav}$ plus faible est suffisant pour compenser en pratique la gravité. Cet effet permet d'expliquer la cause du faible coefficient $k_{CG_{ref}}$ observé chez tous les sujets mais n'explique pas la diminution de l'efficacité de la compensation dans les configurations 3 et 4 car celui-ci a un effet linéaire sur la valeur du $\mathbf{C}_{mes}$ et est indépendant de la configuration du membre supérieur. Toutefois, afin d'avoir une meilleure estimation du couple $\mathbf{C}_{mes}$ et un coefficient $k_{CG_{ref}}$ proche de 100 %, il serait préférable de mesurer manuellement la distance l_{cont} pour chaque patient installé dans le robot et d'introduire cette mesure dans le contrôleur du robot.

La troisième cause pourrait être une erreur importante sur l'estimation des paramètres $\mathbf{l}$, $\mathbf{m}$ et $\mathbf{CM}$, entraînant une estimation erronée de $\mathbf{C}_{grav}$. Toutefois, ces paramètres ont un effet linéaire sur $\mathbf{C}_{grav}$ et leur sous- ou sur-estimation est corrigée manuellement lors de la définition du coefficient $k_{CG_{ref}}$.

La quatrième et dernière cause serait le système de mesure inertiel qui, dans l'environnement du laboratoire où les essais ont été effectués, mesure la configuration du membre supérieur avec une erreur importante, ce qui entraîne une estimation erronée, en termes de norme et d'orientation, du couple dû à la gravité $\mathbf{C}_{grav}$. Si ce vecteur est entaché d'une erreur d'orientation importante, seule la composante de $\mathbf{C}_{grav}$ perpendiculaire au bras du patient est considérée par le contrôleur et appliquée sur le bras au travers du robot, ce qui réduit sa norme et donc l'efficacité de la compensation. Dès lors, cette cause semble la plus probable car la moins bonne compensation de la gravité survient dans des configurations 3 et 4 où une différence d'angle de lacet par rapport à la Terre¹ doit être mesuré par les *IMUs*. Cette constatation rejoint les résultats de caractérisation du système inertiel présentés au Chapitre 4 : L'importante erreur sur l'estimation de la configuration du bras a eu un impact prépondérant dans l'erreur d'estimation du couple dû à la gravité. Il est dès lors primordial d'observer, au préalable, si le système inertiel est capable d'estimer efficacement la configuration du membre supérieur dans tout nouvel environnement où la stratégie de compensation serait déployée. Dans le cas contraire, l'utilisation des estimations de configuration réalisées par le contrôleur du robot dans le calcul du couple $\mathbf{C}_{grav}$ pourrait être préférable.

10.5 Conclusion

Les essais de la compensation active de la gravité réalisés sur des sujets sains ont permis de valider la stratégie de compensation mais aussi de faire une série d'obser-

1. Pour rappel, une dérive dans l'angle de lacet des *IMUs* peut apparaître à cause d'éléments perturbateurs du champ magnétique présents dans l'environnement.

vations liées à la mise en pratique de la solution développée.

La compensation active de la gravité a montré un effet significatif, qui peut être mis en relation avec les résultats de [17] ou [52], sur la réduction des efforts musculaires nécessaires au maintien du membre supérieur dans des configurations où l'impact de la gravité est le plus important, mais avec une efficacité dépendante de la configuration du bras. Cette dépendance peut avoir différentes origines mais la plus probable s'est avérée être une erreur importante dans l'estimation de la configuration du membre supérieur due à l'utilisation du système inertiel dans un environnement induisant une dérive de leurs mesures.

En outre, la compensation de gravité a permis d'annuler efficacement l'influence de la configuration distale du membre supérieur des sujets sur le couple articulaire à reprendre au niveau de leur épaule, ce qui conforte l'idée que la stratégie de compensation implémentée peut annuler, avec une bonne précision, les effets de la gravité en tenant compte de la configuration de l'ensemble du membre supérieur.

Durant la rééducation d'un patient souffrant de troubles conséquents à un AVC, il est essentiel de promouvoir son engagement lors de l'accomplissement des mouvements de rééducation le plus tôt possible après l'accident, afin d'accélérer le recouvrement de ses capacités motrices. Toutefois, les patients à déficit moteur modéré à important éprouvent des difficultés à accomplir des mouvements fonctionnels dont ils sont les principaux auteurs dans leur génération. En effet, même s'ils ont récupéré une partie de leur capacité motrice, celle-ci n'est pas suffisante pour produire un mouvement et pour maintenir leur membre supérieur dans l'espace de travail.

Dès lors, une possibilité pour permettre aux patients les plus faibles de valoriser leur intention, aussi faible soit elle, lors de la génération et l'exécution de mouvements fonctionnels, le plus tôt après l'AVC, est de compenser le poids de leur membre supérieur. L'objectif principal de cette thèse était donc de développer une stratégie de compensation de l'effet de la gravité sur le membre supérieur au sein des robots de rééducation qui soit indépendante de tout robot ou de toute structure de robot.

11.1 Stratégie et résultats

La stratégie *active* qui a été adoptée consiste à calculer, en temps réel, les efforts articulaires du patient dus à la gravité au moyen d'un mannequin virtuel, qui est placé dans la même configuration que le membre supérieur du patient, pour compenser ceux-ci dans le schéma de contrôle d'un robot de rééducation. En rendant ces efforts de compensation dépendants de la configuration du membre supérieur, une telle approche permet d'atteindre une plus grande précision de compensation dans un espace de travail plus important que ceux obtenus par une approche *passive*, c'est-à-dire une approche utilisant des éléments mécaniques passifs pour réduire la charge sur les articulations. De plus, l'approche *active* permet de moduler aisément le niveau d'assistance du patient, ce qui présente un avantage notable pour l'adaptation de l'assistance en fonction des progrès de chaque patient.

La mise en œuvre de cette stratégie a nécessité le développement d'une instrumentation pour la mesure de la configuration du membre supérieur, la conception et la réalisation d'un robot de rééducation prenant en charge les mouvements d'abduction-adduction et d'antépulsion-rétropulsion de l'épaule et, l'implémentation de la stratégie de compensation sur le robot.

11.1.1 Instrumentation

L'instrumentation de mesure permet de mesurer la cinématique du membre supérieur afin que le mannequin virtuel soit, à chaque instant, dans la même configuration que le membre évalué. À cette fin, nous avons établi, en premier lieu, les exigences et spécifications auxquelles doit répondre l'instrumentation. Celles-ci ont constitué une base pour établir des critères permettant de sélectionner la technologie la plus adaptée sur la base de l'état de l'art dans ce domaine. Il en est ressorti que les capteurs MARG¹, qui sont capables de mesurer leur orientation par rapport à un référentiel lié à la Terre, étaient les plus appropriés notamment en raison leur grande compacité et légèreté, leur espace de travail important et leur coût sensiblement plus faible que les autres technologies. Par ailleurs, les capteurs utilisés sont capables de transmettre, sans fil, la mesure de leur orientation à un ordinateur.

Pour pouvoir mesurer les sept DDL du modèle considéré du membre supérieur, quatre capteurs (*IMUs*) doivent être placés respectivement sur le tronc, bras, avant-bras et la main. Vu que le membre supérieur ne dispose que de repères anatomiques difficilement utilisables pour placer et orienter les *IMUs* avec précision par rapport aux os du sujet, il a fallu mettre en œuvre une procédure de calibration afin de mesurer leur orientation relative avant toute nouvelle mesure cinématique. À ce propos, la littérature fournit plusieurs procédures possibles sans qu'il n'y ait un consensus sur l'utilisation d'une procédure plutôt qu'une autre. Dès lors, trois procédures de calibration ont été implémentées, à savoir les calibrations statique, fonctionnelle et fonctionnelle hybride. Les calibrations statique et fonctionnelle ont fait l'objet d'une étude qui a eu pour but leur comparaison objective sur la base de leurs effets sur l'estimation de la cinématique du membre supérieur au moyen de capteurs MARG. Ces estimations ont été effectuées sur un bras artificiel anthropomorphique instrumenté plutôt qu'un bras réel afin d'exclure des effets comme des mouvements de peau qui auraient provoqué des erreurs additionnelles dans toutes les mesures.

Les résultats ont montré qu'une calibration réalisée au travers d'axes fonctionnels est moins dépendante du respect strict de la procédure de calibration. Toutefois, une calibration réalisée au travers d'un alignement sur le vecteur gravité peut avoir du sens car celle-ci n'exige pas de mouvement, ce qui semble bien adapté aux patients

1. *Magnetic Angular Rate and Gravity* ou systèmes intégrant accéléromètres, gyroscopes et magnétomètres 3-D.

faibles qui n'ont pas récupéré suffisamment leur contrôle moteur pour exécuter les mouvements d'une initialisation fonctionnelle.

Enfin, cette étude a également permis d'évaluer la précision avec laquelle l'instrumentation de mesure estimait la cinématique générée par le bras anthropomorphique. Dans le cas d'une calibration fonctionnelle, l'erreur quadratique moyenne s'est avérée être en dessous de 5° pour les DDL proximaux, c'est-à-dire depuis l'épaule jusqu'au coude compris, alors qu'elle s'est élevée jusqu'à environ 17° pour les DDL distaux liés aux mouvements du poignet, ce qui s'est avéré acceptable lors de l'implémentation des calculs des efforts dus à la gravité.

Toutefois, une caractérisation plus poussée des capteurs MARG a montré une grande sensibilité de ces derniers à des environnements au champ magnétique perturbé, ce qui se traduit par des dérives dans l'estimation de la configuration du membre supérieur. Cette observation justifierait la nécessité de trouver une technologie moins sensible voir même indépendante des perturbations du champ magnétique.

La description du modèle, de la disposition des capteurs, des procédures de calibration évaluées et enfin de leur comparaison objective au moyen du bras anthropomorphe ont fait l'objet d'une communication de conférence [121] à la 4^{ème} *IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)* organisée à Rome en juin 2012.

11.1.2 Robot de rééducation

La stratégie de compensation de gravité pour laquelle nous avons opté nécessite, pour être implémentée et testée, de disposer d'un robot de rééducation pour le membre supérieur. Dans le cadre de ce travail, nous avons pris le parti de développer un robot pour la rééducation du complexe articulaire de l'épaule afin de disposer d'un robot performant capable de recevoir la stratégie de compensation *active* de la gravité proposée.

Conception

À cette fin, il a été décidé de capitaliser sur l'expérience acquise au sein de notre laboratoire en repartant du robot ShouldeRO. Ce dernier est un robot exosquelette destiné à la mobilisation du bras du patient selon deux DDL (abduction-adduction et antépulsion-rétropulsion) au travers d'un mode d'action *alignment-free*. Ce mode d'action consiste à ne transmettre au bras du patient que les efforts utiles à la génération du mouvement des articulations concernées, en l'occurrence des forces transversales au bras. Toutefois, les essais effectués sur ShouldeRO ont mis en évidence des défauts, principalement dus à la transmission par câbles Bowden et à l'actionnement, qui le rendent inutilisable tant en routine clinique qu'en vue d'essais plus poussés. Ce constat nous a conduit à entreprendre une démarche de conception, ba-

sée sur l'utilisation d'outils d'optimisation, d'un nouveau robot exosquelette pour la rééducation de l'épaule en deux étapes successives à savoir, une *optimisation topologique* de la structure initiale suivie d'une *optimisation dimensionnelle* de la nouvelle topologie considérée.

Bien que l'*optimisation topologique* avait initialement pour but la recherche des paramètres géométriques et cinématiques optimaux définissant la structure articulée de ShouldeRO, l'analyse et l'interprétation des résultats de cette optimisation a conduit à remettre en question la structure du robot pour la dégrader en une structure cinématiquement plus simple mais également plus performante. Cette nouvelle structure est constituée de deux DDL actionnés et est liée au patient au travers de trois DDL passifs, afin d'assurer le mode d'action *alignment-free*.

L'*optimisation dimensionnelle* avait pour but la recherche des paramètres géométriques optimaux et de la position proximale optimale définissant la nouvelle structure, déduite de l'*optimisation topologique*.

L'approche de design adoptée dans cette thèse, que l'on pourrait qualifier de *design optimal*, pourrait être appliquée à d'autres cas de conception de robots, ou même à d'autres cas de conception de systèmes articulés, avec des fonctions objectif différentes. Dans notre cas, cette approche a permis d'aboutir à une solution originale dont les performances, en termes d'espace de travail, de simplicité ou encore d'ergonomie, dépassent largement celles de ShouldeRO et constitue dès lors le point de départ de la conception de détail du prototype.

L'ensemble de l'optimisation dimensionnelle du robot AFREXOS a fait l'objet d'une communication de conférence [193] à la 13^{ème} *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)* organisée à Seattle en juin 2013.

Prototype

Sur la base du produit de la phase de conception, un prototype a fait l'objet d'une matérialisation et d'un dimensionnement poussé de chacun de ses composants. Les DDL actionnés de sa structure sont matérialisés par des moto-réducteurs à prise directe, ce qui lui confère une grande rigidité, compacité et fiabilité d'actionnement. Un soin particulier a été porté durant les étapes de développement pour que le prototype soit le plus ergonomique possible, autrement dit compact, léger, d'un aspect soigné et muni d'une implémentation software éprouvée lui permettant d'être utilisé et paramétré aisément au moyen d'une interface graphique.

Afin de pouvoir recevoir des stratégies de commande de haut niveau, le robot AFREXOS a été muni d'un contrôleur en impédance avec une boucle de rétroaction explicite en force. Ce contrôleur a été implémenté selon deux variantes de régulateur interne (en vitesse ou en courant) dans le but de sélectionner la meilleure sur la base

de leurs performances. Par ailleurs, les DDL actionnés du robot n'étant pas alignés avec ceux du patient, un ensemble de transformations cinématiques et dynamiques ont dû être intégrées dans le schéma de contrôle afin que l'espace de contrôle soit l'espace articulaire du patient. En outre, nous avons décidé que cet espace de contrôle soit vectoriel pour être indépendant d'une quelconque représentation cinématique de l'épaule d'une part et pour rendre aisée la mise place (future) de lois comportementales dans l'Environnement virtuel¹ du contrôleur d'autre part.

Le prototype AFREXOS a subi une campagne d'essais avec un groupe de sujets sains dans le but de caractériser ses principales performances. Au final, il est capable de mobiliser le membre supérieur d'un patient avec un couple d'interaction en continu/en pointe de 39/54 Nm, une vitesse de pointe de 120°/s et un espace de travail de l'épaule de : 20° pour l'adduction, 150° pour l'abduction, -22° pour la rétropulsion et 106° pour l'antépulsion. Il est, en outre, en mesure d'estimer l'orientation du bras avec une précision suffisante pour la compensation de la gravité et les déplacements parasites en présence d'efforts d'interaction importants, dus à l'interface mécanique de fixation du patient, ont été identifiés et jugés suffisamment faibles pour l'application visée. Enfin, la caractérisation de l'impédance d'AFREXOS a permis de justifier le choix d'un contrôleur en courant plutôt qu'en vitesse au vu des meilleures performances identifiées. En effet, l'impédance estimée du contrôleur en courant a montré une norme de 0.066 Nm.s/rad sans déphasage sur une bande passante allant jusqu'à 3.6 Hz, alors que cette norme est presque quatre fois plus importante sur la même bande passante pour le contrôleur en vitesse. Durant les essais, le contrôleur retenu a affiché un comportement dynamique très satisfaisant, même lorsque des mouvements rapides du bras ont été appliqués.

Le prototype développé dans le cadre de cette thèse semble répondre aux performances et aux aspects ergonomiques exigés dans le cahier des charges pour être équipé de la compensation de gravité. Celui-ci constitue également un point de départ robuste pour l'implémentation de stratégies de contrôle avancées, comme par exemple la mobilisation compliant du bras le long de trajectoires.

Le robot conçu durant cette phase de travail et sa caractérisation expérimentale ont fait l'objet d'un article de journal [194] qui a été soumis à l'*IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* en mai 2014 et qui est en cours de révision.

11.1.3 Compensation de la gravité

La compensation *active* de la gravité nécessite de déterminer, en temps réel, le couple articulaire dû à la gravité subi par le patient afin de pouvoir compenser celui-ci dans le schéma de contrôle du robot. Suivant la stratégie de compensation choisie,

1. Pour rappel, l'Environnement virtuel établit le lien entre la vitesse générée par le patient et l'effort de consigne que génère le robot sur celui-ci, ce que l'on désigne comme l'impédance de l'environnement.

ce couple est obtenu par simulation d'un modèle dynamique d'un mannequin dont la configuration et les paramètres correspondent à ceux du patient.

Alors que la configuration du patient est fournie par l'instrumentation de mesure, les paramètres définissant le modèle dynamique du membre supérieur, sont basées sur des régressions qui ont été établies suite à des campagnes de recensement. Celles-ci permettent de retrouver les paramètres biomécaniques très rapidement et ce, avec une précision raisonnable uniquement à partir de grandeurs anatomiques globales, comme la masse et la taille du patient. L'étude théorique établie a montré qu'il est important de soigner l'estimation de ces paramètres du modèle car ceux-ci ont un impact important sur la précision de l'estimation du couple dû à la gravité par rapport à l'estimation de la configuration du membre supérieur.

L'efficacité de la stratégie implémentée a été expérimentée sur des sujets sains afin d'évaluer la diminution de l'effort musculaire au niveau de l'épaule nécessaire à maintenir le membre supérieur dans certaines configurations. Les résultats ont montré que la compensation implémentée permet de diminuer significativement l'activité musculaire pour maintenir le membre supérieur dans les configurations étudiées mais avec une efficacité dépendante de la configuration du membre supérieur. L'origine de cette constatation semble être une erreur importante dans l'estimation de la configuration du bras faite par les *IMUs*, commise suite à des dérives induites par l'environnement.

Ces essais ont également montré que la compensation de gravité implémentée permet d'annuler efficacement l'influence de la configuration distale du membre supérieur des sujets sur le couple articulaire à reprendre au niveau de leur épaule, ce qui conforte l'idée que la stratégie de compensation implémentée prend en compte de manière efficace l'impact de la configuration de l'ensemble du membre supérieur.

Au delà, il a été constaté que la configuration de la main a un effet négligeable sur les efforts articulaires de l'épaule, ce qui est dû à son débattement limité et à sa masse relativement faible. L'utilité de placer une *IMU* au niveau de la main peut dès lors être remise en question. Enfin, étant donné la difficulté apparente des *IMUs* à estimer la configuration du membre supérieur et si la compensation devait être déployée sur un exosquelette qui est en mesure de contrôler précisément les DDL de l'épaule et du coude, il serait sans doute bienvenu d'utiliser l'estimation de configuration du membre supérieur faite par le contrôleur du robot en question dans le calcul de la dynamique inverse afin d'augmenter la précision de la compensation.

En conclusion, nous pouvons affirmer que le principal objectif de ce travail est atteint. Bien qu'il reste un certain nombre de points à améliorer, l'expérimentation de la stratégie de compensation développée, sur la base des différents développements réalisés dans le cadre de cette thèse, a montré qu'elle permet de réduire significativement l'activité musculaire nécessaire pour contrer l'effet de la gravité sur le membre

supérieur. Ces résultats ouvrent la voie à une expérimentation et une application thérapeutique où le patient pourrait recevoir une rééducation active plus précoce, engendrant moins de fatigue, et dans un plus grand espace de travail qu'une thérapie conventionnelle.

11.2 Perspectives

11.2.1 Instrumentation de mesure

L'instrumentation de mesure du membre supérieur développée a été validée comme suffisamment précise¹ pour l'application principale, à savoir le calcul de dynamique inverse en vue de la compensation de la gravité. Toutefois, nous avons pu observer des erreurs qui pourraient s'avérer dans l'absolu trop importantes si cette instrumentation devait être utilisée à d'autres fins, mais toujours dans le cadre de la rééducation.

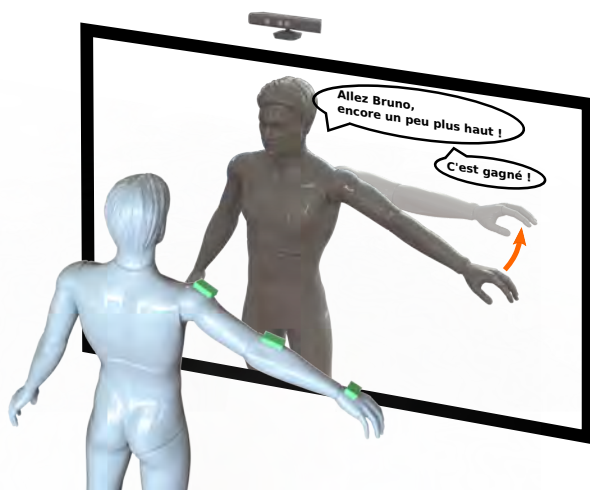


Fig. 11.1 – Illustration du concept de *coach* virtuel interactif.

Une application potentielle d'un système de mesure plus performant serait de faire du *coaching* virtuel et interactif avec le patient dans le but de lui faire faire des exercices de mouvements simples, comme illustré à la Fig. 11.1, tout en étant cinématiquement évalué en continu et motivé par une interface qui se voudrait attrayante. À cette fin, l'implémentation d'un avatar comme miroir virtuel et interactif sur la base de données inertielles (notre solution) ou de données optiques à profondeur de champ (Kinect™) a été investiguée dans le cadre d'un stage en informatique réalisé dans notre laboratoire. Bien qu'une part importante de ce stage a consisté en l'intégration fonctionnelle de la réception des données inertielles, la réception des données Kinect™ et la mobilisation d'un avatar 3-D, ce stage a également permis de réaliser des essais sur les deux technologies de mesure afin de les comparer [195]. Les principales observations issues de ces essais sont reprises à la Table 11.1.

1. Lorsqu'elle a été utilisée dans un environnement au champ magnétique peu perturbé.

	Capteurs <i>IMUs</i>	Kinect™
+	Léger et compact Insensibles à la lumière Grand espace de travail Dynamique des mesures	Coût Absence de marqueurs Absence d'initialisation Documentation Traitements facilités par le SDK*
-	Sensible au champ magn. : → dérives Nécessite une initialisation Mauvaise précision en : → rotation int/externe	Sensible à la luminosité et aux vêtements portés : → bruit Espace de travail limité Inapte à mesurer : → pro/supination de l'avant-bras → ad/abduction main → flex/extension main Bruit important

Table 11.1 – Avantages et inconvénients de la technologie inertielle et optique à profondeur de champ, inspirés des résultats de [195]. * Software Development Kit.

Le détail de toutes ces observations/résultats du stage sortirait du présent cadre mais le fait principal qui en ressort est que les deux technologies sont plus ou moins complémentaires sur deux points : les *IMUs* peuvent dériver tandis que la Kinect™ est bruitée et les *IMUs* ont présenté des faiblesses pour la mesure de la rotation interne/externe de l'épaule tandis que la Kinect™ s'est avérée inadaptée pour la mesure des mouvements distaux (avant-bras et poignet). Nous voyons dans ce constat une opportunité de fusion des données de ces deux technologies afin d'améliorer les performances de l'instrumentation, en particulier en termes de dérives et en cas de mauvaise initialisation. Un parcours de la littérature portant sur la fusion de ce type de capteurs ne nous a pas fourni de résultats, probablement à cause de la très récente apparition des caméras à profondeur de champ sur le marché. L'idée ici est d'utiliser un filtre du type filtre de Kalman qui permettrait de fusionner ces données en deux étapes, comme l'illustre la Fig. 11.2. La première étape consisterait à *prédire* l'ensemble de la cinématique du membre supérieur sur la base des données inertielles. Ensuite, la cinématique relative au coude et à l'épaule subirait une étape de correction faite sur la base des données filtrées de la Kinect™.

Une autre perspective possible, pour améliorer la précision de la mesure des *IMUs* sans capteur additionnel, serait d'intégrer les contraintes inhérentes à la cinématique du membre supérieur dans les algorithmes de fusion des différentes données inertielles et magnétiques, en s'inspirant des algorithmes proposés en [86] ou [196]. À

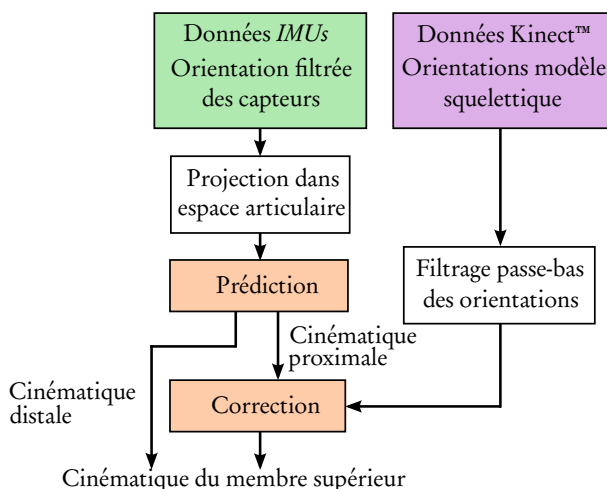


Fig. 11.2 – Proposition de fusion des données d’une Kinect™ aux données inertielles de l’instrumentation développée.

cette fin, la fusion des données devrait être alors faite au niveau du récepteur, l’ordinateur, et non plus au niveau du capteur, ce qui augmenterait significativement la quantité de données à transmettre par la transmission sans fil.

11.2.2 Robot de rééducation

Le robot AFREXOS a montré des performances qui ont répondu aux attentes que ce soit lors de sa caractérisation ou lors de son utilisation pratique durant les essais. Les optimisations réalisées, le dimensionnement des éléments, l’intégration de ceux-ci et le mode d’action adopté y ont contribué en grande partie. Toutefois, une série d’améliorations techniques et de développements devront être faits à l’avenir afin d’aboutir à un robot exosquelette utilisable en routine clinique.

Pour que AFREXOS soit muni de tous les éléments essentiels à un exosquelette de rééducation, deux aspects devraient encore être développés à court terme. Le premier consiste à terminer l’Environnement virtuel du contrôleur en y implémentant le suivi vectoriel de trajectoires et à continuer les développements sur l’interface logicielle du thérapeute en y implémentant un module de gestion de trajectoires. Cela permettra d’exécuter des tâches fonctionnelles en mobilisant le membre supérieur de manière compliant le long de trajectoires pré-programmées ou enregistrées avec le thérapeute. Le second aspect réside dans la mise en place d’une interface visuelle pour le patient afin de lui garantir un retour d’informations pour le motiver et le guider lors de l’exécution des tâches.

De plus, l’interface robot-patient développée pour AFREXOS (voir Fig. 7.6) a subi plusieurs itérations de conception et sa structure actuelle est, selon nous, une

« bonne » interface robot-patient. Cette dernière devra à l'avenir être déclinée en plusieurs tailles afin de correspondre aux différentes morphologies de bras à rééduquer.

Du point de vue du contrôle d'AFREXOS, trois améliorations pourraient être mises en place afin de perfectionner son comportement dynamique en boucle fermée. La première amélioration serait la compensation des couples parasites au niveau des moto-réducteurs afin de diminuer l'impédance du robot en mode libre. Le couple dû aux frottements secs et visqueux dans la transmission pourrait être calculé au moyen d'un modèle semblable à celui présenté en [36] tandis que le couple dû à l'effet de la gravité et de la dynamique sur les éléments en mouvement de la structure pourrait être calculé sur la base d'un modèle mécanique, relativement simple, de l'ensemble. Ces couples parasites pourraient alors être compensés en tant que *feedforward* dans la consigne de couple des moto-réducteurs. La deuxième amélioration serait l'amélioration de la stabilité de la boucle fermée. Comme suggéré en [159], l'ajout d'un terme d'amortissement au niveau de la consigne des moto-réducteurs permettrait de ramener la phase de l'impédance en mode libre dans l'intervalle de $\pm 90^\circ$, ce qui garantirait la stabilité du système en contact avec un environnement passif. En outre, une idée serait d'introduire dans le schéma un *input shaper* permettant d'atténuer les oscillations haute fréquence de la consigne en couple et d'agrandir la bande passante du robot en boucle fermée [197]. La troisième amélioration serait d'augmenter la fréquence d'échantillonnage, pour passer de l'actuelle 250 Hz à 500 voir 1000 Hz. En effet, bien que la fréquence actuelle soit amplement suffisante par rapport à la dynamique des couples de référence imposés, elle s'avère insuffisante pour l'implémentation des stratégies de compensation décrits ci-avant car celles-ci ont pour objectif la compensation de phénomènes ayant intrinsèquement un contenu fréquentiel bien plus élevé que les références.

De manière plus prospective, deux points mériteraient, selon nous, d'être étudiés plus en profondeur. Le premier point serait de mesurer les DDL passifs de l'interface du bras afin d'évaluer la possibilité de faire un suivi des translations de la scapula dans le but d'augmenter la précision de l'estimation de la configuration du bras indépendamment des *IMUs*. La mesure des DDL rotoïdes serait relativement aisée par l'utilisation de codeurs absolus mais il faudrait évaluer au préalable l'observabilité des translations de la scapula dans l'espace de travail. Le second point serait de remplacer le capteur d'effort à jauges de contraintes par des réseaux de capteurs tactiles¹ qui seraient placés entre les boucles micrométriques et la peau du patient, d'un type semblable à ceux présentés en [198, 199]. Bien que cette technologie soit toujours un sujet de recherche très actif, la caractérisation faite en [200] d'un tel type de capteur a montré des performances suffisantes que pour être utilisé à la place des capteurs d'effort actuels afin de rendre nos interfaces mécaniques plus compactes et encore plus intégrées à l'avenir.

1. C'est-à-dire des surfaces sensibles à la pression appliquée

Bien que nous ayons pu valider plusieurs concepts en développant le prototype AFREXOS, de nouveaux modules devront, à plus long terme, se greffer sur cette structure pour répondre aux besoins et exigences thérapeutiques. La principale d'entre elles est la capacité de mobilisation, au sein d'un même dispositif, des quatre DDL proximaux du membre supérieur : adduction-abduction, antépulsion-rétropulsion, et rotation interne-externe de l'épaule et enfin la flexion-extension du coude. Pour répondre à ce nouveau défi, nous proposons, sur la base de l'expérience acquise dans le cadre de ce projet, un modèle de robot tel que celui présenté en Fig. 11.3.

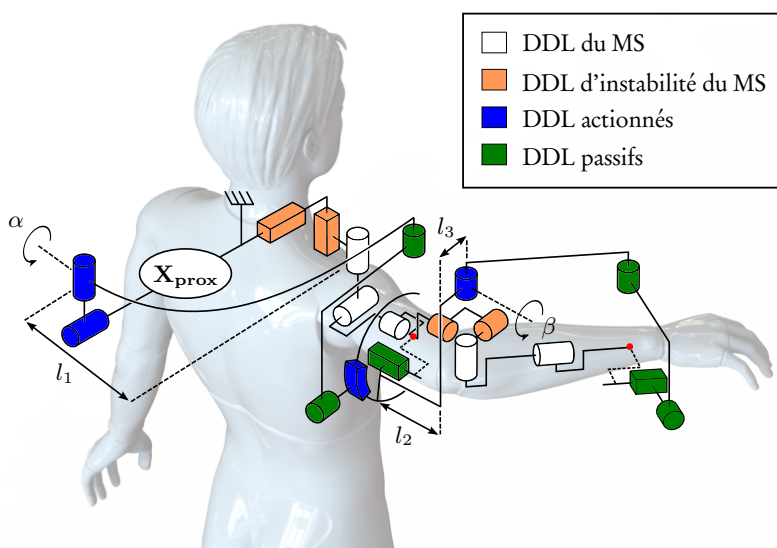


Fig. 11.3 – Proposition de modèle pour optimisation d'un nouvel exosquelette *alignement-free* à quatre DDL (MS : membre supérieur).

Du point de vue de la structure du robot, sa partie proximale est identique à celle de AFREXOS. Les deux premiers DDL actionnés sont à axes concourants et leur mouvement est transmis au travers d'un bras mécanique qui est relié au bras du patient par l'intermédiaire de trois articulations passives. Deux DDL actionnés sont introduits dans la partie distale. Le premier est un rail courbe actionné qui gère la rotation interne-externe de l'épaule, à l'instar des exosquelettes Caden-7 [125], L-Exos [126], ArmeoPower [54] ou encore IntelliArm [129]. Pour assurer un mode d'action du type *alignment-free* dans les articulations distales, ce rail courbe devrait être inséré en aval du module épaule. Toutefois, lors de rotations de l'épaule, cette disposition induirait la rotation de l'humérus tout en bloquant les tissus mous au tour de celui-ci sur un grand débattement, ce qui nuirait fortement au confort. Afin d'éviter cela, nous proposons alors d'insérer ce DDL courbe entre la glissière passive et le second DDL rotoïde passif du bras (Fig. 11.3) afin que la rotation interne ou externe de l'épaule entraîne également celle du bras. Cette disposition devra être cependant dis-

cutée à l'avenir car elle implique un compromis sur le mode d'action *alignment-free*, en imposant le centre de la rotation interne-externe quelque part le long du centre du bras. Le second DDL actionné de la partie distale est un DDL rotoïde qui gère la flexion-extension du coude. Le mouvement de ces deux derniers DDL actionnés est transmis au poignet au travers de trois DDL passifs afin de ne lui transmettre que des forces purement transversales, comme dans le cas du bras.

Cette structure pourrait subir le même processus de conception optimale en y intégrant le modèle du bras, sans oublier des DDL d'instabilité, visant à modéliser les mouvements parasites que peuvent avoir les articulations du membre supérieur. Au niveau de l'épaule, nous proposons d'insérer deux DDL prismatiques qui modélisent les effets de l'élévation-abaissement et antépulsion-rétropulsion de l'articulation sterno-claviculaire et dont les mouvements seraient couplés aux mouvements du bras. Au niveau du coude, nous proposons d'insérer deux DDL rotoïdes afin de modéliser les changements d'orientation de l'axe de rotation du coude, qui seraient caractérisés sur la base des orientations mesurées par exemple en [201] et dépendants de la flexion du coude.

La conception de cette structure pourrait alors suivre une démarche similaire à celle appliquée pour le développement d'AFREXOS. Les principales fonctions objectif seraient liées à l'espace de travail (à agrandir quelque peu au niveau de l'antépulsion du bras) et aux efforts parasites survenant à l'interface entre le robot et le patient. De plus, nous préconisons l'introduction d'une troisième fonction objectif qui serait liée à la manipulabilité de l'épaule par l'exosquelette afin d'écarter de l'espace de travail les possibles singularités de la structure cinématique. *A priori*, les variables, sur lesquelles l'optimisation pourrait agir, seraient la position et l'orientation du premier DDL actionné du robot $\mathbf{X}_{\text{prox}}$, les longueurs l_1 à l_3 et les orientations α et β .

Pour ce qui est de l'actionnement de cette nouvelle structure, nous préconisons l'utilisation de moto-réducteurs à prise directe, comme dans le cas d'AFREXOS, car ceux-ci ont montré une excellente rigidité, précision et fiabilité tout en restant compacts. Leur dimensionnement devra être fait sur la base des hypothèses conservatrices adoptées durant cette thèse car nous ne disposons pas d'assez de retour d'informations sur les efforts d'interaction que le robot doit être en mesure de générer sur une grande population de patients, bien que les ensembles adoptés dans AFREXOS semblent sur-dimensionnés.

11.2.3 Compensation de la gravité

Bien que la stratégie de compensation élaborée dans cette recherche ait montré des résultats encourageants, certains points peuvent être discutés et également améliorés.

L'utilisation de régressions pour déduire les paramètres du modèle dynamique est une méthode très rapide et ergonomique mais nous avons pu observer que le calcul

des efforts dus à la gravité est plus sensible à une mauvaise estimation de ceux-ci qu'à l'estimation de la configuration du membre supérieur. Pour améliorer l'estimation de ces paramètres tout en ne nécessitant pas beaucoup plus de temps, nous proposons une perspective technique basée sur l'utilisation, encore une fois, d'une caméra à profondeur de champ. Ce genre de caméra peut être détourné pour reconstruire en trois dimensions un modèle géométrique de l'humain balayé par la caméra. Il s'agit en premier lieu de parcourir l'espace avec la caméra pour réaliser de multiples prises de vue du bras, comme l'illustre la Fig. 11.4 (a). Ensuite, sur la base de toutes ces vues, des logiciels, tels que Skanect [202] ou Kinect Fusion [118], sont capables de reconstruire un modèle géométrique du bras balayé. Une variante à cette approche peut être de disposer deux caméra statiques autour d'un membre supérieur statique, comme l'illustre la Fig. 11.4 (b), et de laisser le logiciel iPi Studio [72] reconstruire le modèle géométrique du bras. Enfin, quelle que soit la variante de balayage, il faudrait implémenter les algorithmes qui permettraient d'extraire les longueurs, la masse et la position du centre de masse des segments sur la base du modèle géométrique dont la génération serait automatisée. Finalement, le résultat ainsi obtenu pourrait être comparé à celui directement fourni par les régressions.

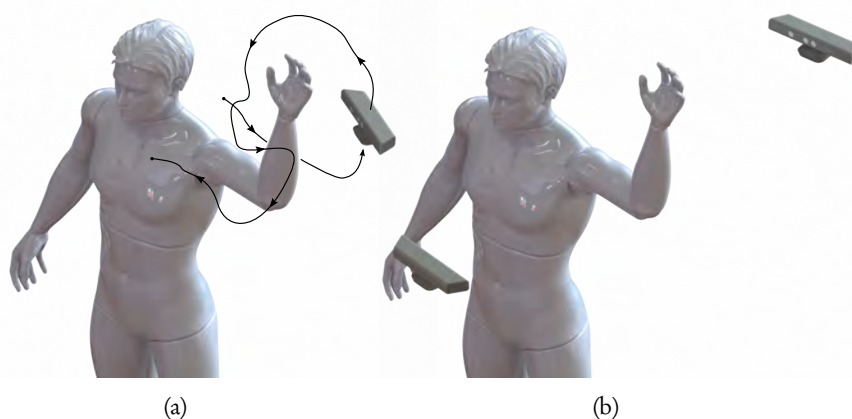


Fig. 11.4 – Deux propositions possibles pour balayer le membre supérieur avec une (des) caméra(s) à profondeur de champ.

L'utilisation de robots de rééducation amènent des avantages à la récupération des patients qui ne doivent plus être démontrés [6, 10–14]. Bien qu'il existe des preuves montrant que la compensation de gravité permet aux patients d'initier des mouvements de rééducation *actifs* (ou *activo-passifs*) plus tôt, plus longtemps et sur un plus grand espace de travail [16, 17] sans changer leurs patterns d'activation musculaire [15] lors de l'exécution du mouvement, il n'existe pas encore d'études cliniques sur l'effet à moyen et long terme d'une thérapie assistée par exosquelette avec compensation *active* de l'effet de la gravité. Une perspective thérapeutique serait alors de faire subir une validation clinique et éventuellement une étude clinique au robot

exosquelette (de préférence à quatre DDL actionnés) muni de la compensation de gravité proposée dans ce travail afin d'observer si la compensation de gravité permet au patient d'exécuter, plus tôt, des mouvements de plus grande intensité, ce qui accélérerait la récupération post-AVC.

Dans cette idée, nous avons fait essayer la compensation de gravité implémentée sur le robot (Fig. 11.5) à un patient cérébrolésé. Le patient en question souffrait d'une hémiparésie droite avec une meilleure récupération proximale que distale. Une procédure semblable au protocole d'essai de la compensation de la gravité lui a été appliquée, mis à part le fait qu'il n'a pas été équipé d'EMG.



Fig. 11.5 – Essai du robot et de la stratégie de compensation sur un patient.

Bien que l'expérimentation du robot par un seul patient ne soit pas suffisante pour tirer des conclusions, cet essai a permis d'écouter son « ressenti » et de faire quelques constations au niveau ergonomique de l'ensemble. Tout d'abord par rapport à l'installation du patient, il n'a pas été possible de lui enfiler le gant permettant de fixer l'*IMU* de la main : la compensation a dès lors été faite en considérant une main alignée avec l'avant-bras. Ensuite, ce patient présentait un bras d'un diamètre trop faible pour le dispositif de fixation développé. Le jeu résultant a alors été comblé en y intercalant des fines bandes de néoprène. Par rapport à son ressenti de la compensation de gravité, le patient a trouvé que le robot agissait « ... comme un moteur qui me donne plus de force vers le haut. » et que « ... quand je descends, il me freine. ». Celui-ci a également jugé que « ... cela m'aide à aller un peu plus loin en haut. ». Les commentaires enthousiastes de ce patient ont confirmé à quoi cette stratégie est destinée : Elle permet en effet au patient de se concentrer sur la génération du mouvement sans devoir développer des efforts musculaires importants pour lutter contre les effets de la gravité, ce qui devrait permettre d'augmenter l'intensité de sa thérapie, tout en diminuant sa fatigue musculaire.

Quatrième partie

Annexes

Modélisation cinématique du membre supérieur



Avant d'exécuter toute mesure, simulation ou mobilisation du membre supérieur, il est nécessaire de s'attarder sur la compréhension de sa biomécanique. Ce chapitre a pour objectif de présenter l'anatomie du membre supérieur et de détailler la modélisation accomplie afin de disposer d'un modèle mathématique du membre, qui est utilisé transversalement dans cette thèse. Avant tout chose, il est utile de définir les plans qui sont utilisés tout au long de cette étude : Le plan sagittal, frontal et transversal sont définis tels que représentés à la Fig. A.1.

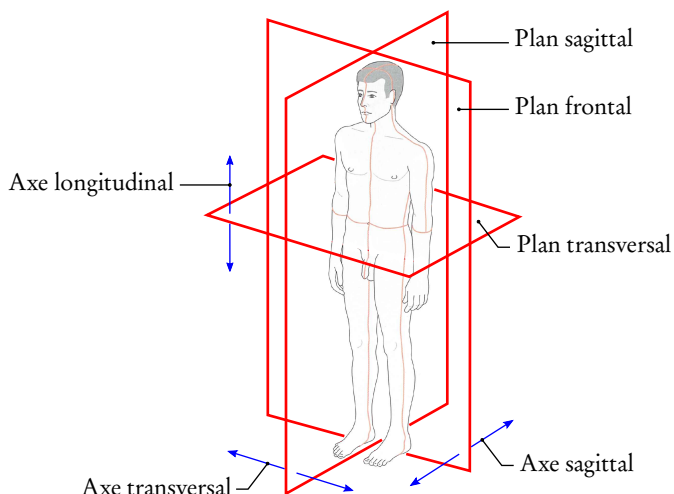


Fig. A.1 – Illustration des plans et axes de référence [63].

En premier lieu, l'anatomie générale du membre supérieur est présentée. Ensuite, les différentes articulations du membre supérieur et la mobilité qu'ils induisent sont

détaillés. Enfin, l'étape de modélisation du membre avec des particularisations pour les applications visées est détaillée.

Cette compréhension se base sur [63, 203] et nous nous contenterons de ne pas aborder le sujet de la myologie du membre supérieur car cela sortirait du cadre de ce travail et nuirait au travail de modélisation cinématique.

A.1 Anatomie générale

Le squelette du membre supérieur est composé de quatre parties principales. En partant de l'extrémité proximale vers l'extrémité distale, ces quatre parties sont la ceinture scapulaire, le bras, l'avant-bras et la main. La Fig. A.2 détaille le squelette du membre supérieur.

La ceinture scapulaire est composée de la scapula et de la clavicule et permet de lier le bras au tronc. Le bras est composé quant à lui de l'humérus tandis que l'avant-bras est constitué du radius et de l'ulna et établit une liaison entre l'humérus et les os du carpe. En bout de cette chaîne, la main est composée des os du carpe, de cinq métacarpiens et de phalanges.

A.2 Articulations

Dans cette section, nous nous intéressons plus particulièrement aux différentes articulations présentes dans le membre supérieur présenté à la Fig. A.2 et aux mouvements qu'elles peuvent engendrer, sans entrer dans les détails de la description de leur constitution, de leur surface de contact ou des ligaments entrant en jeu.

A.2.1 Épaule

Globalement, quatre articulations participent au mouvement de la scapula, qui est la base de l'articulation scapulo-humérale. Celles-ci peuvent être divisées en vraies et fausses articulations [63] :

- **Les vraies articulations**

1. Art. sterno-claviculaire.
2. Art. acromio-claviculaire.

- **Les fausses articulations**

1. Art. subacromiale : il s'agit d'une surface de glissement comprise entre la voûte acromiale et la coiffe des rotateurs¹ pour permettre le glissement de muscles utiles à l'abduction.

1. Coiffe musculaire de l'art. humérale qui maintient la tête humérale dans la cavité glénoïdale.

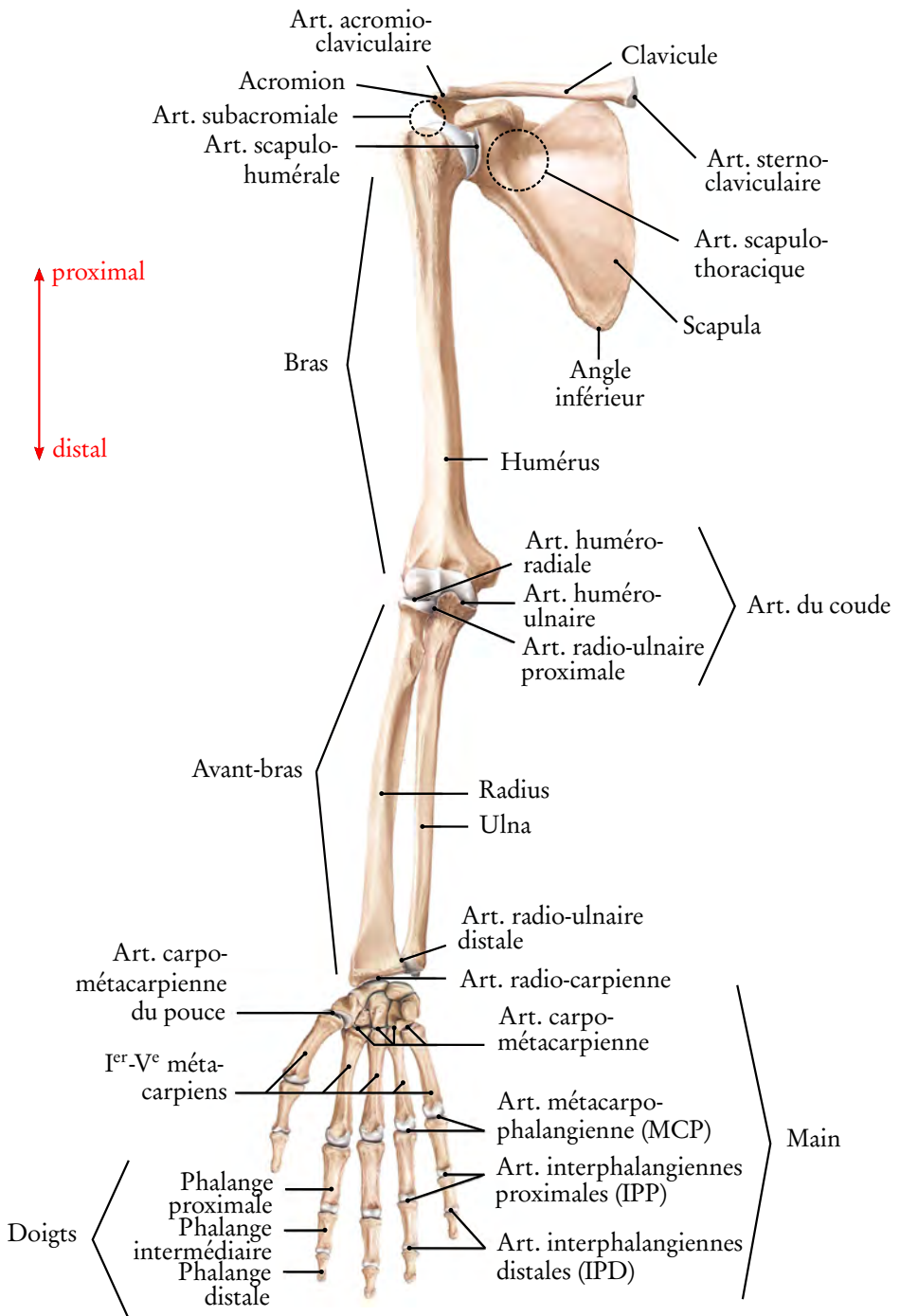


Fig. A.2 – Vue centrale du squelette et des articulations du membre supérieur droit [63].

2. Art. scapulo-thoracique : il s'agit d'un espace de glissement, constitué de tissu conjonctif lâche, pour permettre le glissement de la scapula entre le muscle subscapulaire et le muscle dentelé antérieur (situé sur la surface thoracique).

La scapula est associée à tous les mouvements de la clavicule grâce au couplage mécanique existant avec les articulations de la clavicule (au moyen de l'articulation sterno-claviculaire et de l'art. acromio-claviculaire). Toutes ces structures forment une seule unité fonctionnelle et c'est la mobilité de toutes ces articulations qui permet une pleine amplitude des mouvements de la scapula et du bras. Cette amplitude, qui est très importante, n'est possible qu'au prix de la stabilité, qui est assurée dans ce cas par le puissant manteau musculaire de l'épaule.

Cette unité fonctionnelle permet dès lors de faire glisser la scapula sur le thorax par l'espace scapulo-thoracique et de la faire bouger selon les trois mouvements suivants :

1. Élévation et abaissement : mouvement de translation verticale de la scapula généré par un axe de rotation sagittal proche du sternum, Fig. A.3 (a). La scapula peut être abaissée de 10° tandis qu'elle peut être élevée jusqu'à 40° .
2. Antépulsion et rétropulsion : mouvement de translation horizontale de la scapula généré par un axe de rotation vertical, Fig. A.3 (b). La scapula peut subir une antépulsion de 30° et une rétropulsion de 25° .
3. Mouvement de sonnette ou rythme scapulo-huméral : bascule latérale de l'angle inférieur de la scapula due à l'abduction du bras. Lors de l'abduction de 90° (comme l'exemple de la Fig. A.4), le bras et la scapula bougent dans une relation 2 pour 1 [204] : 60° se font dans l'articulation scapulo-humérale et 30° par un mouvement simultané de la ceinture scapulaire. Au-delà d'une abduction de 90° , les deux contributions deviennent approximativement les mêmes.

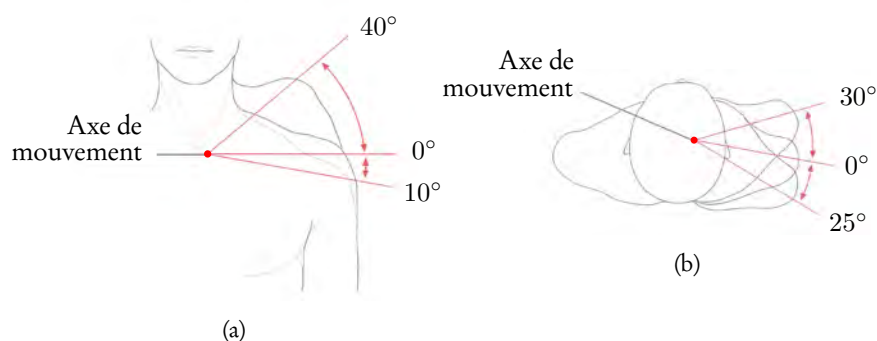


Fig. A.3 – Mouvements, axe de mouvements et amplitudes de l'articulation sterno-claviculaire : élévation-abaissement (a) et antépulsion-rétropulsion (b) [63].

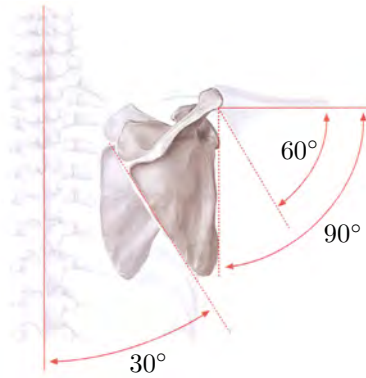


Fig. A.4 – Illustration du rythme scapulo-huméral lors de l'abduction [63].

A.2.2 Bras

L'articulation scapulo-humérale établit le lien entre l'humérus et la scapula. Cette articulation est de type sphéroïdale et permet, de pair avec les mouvements de la scapula décrits ci-avant, des mouvements de grande amplitude selon trois axes :

- Flexion jusqu'à 170° et extension jusqu'à 40° selon un axe horizontal, Fig. A.5 (a). Au-delà d'une flexion de 90°, les articulations de la ceinture scapulaire entrent en jeu pour permettre ce grand débattement. Lorsque le bras a une abduction de 90°, le bras peut atteindre, dans le plan transversal, une antépulsion de 160° et une rétropulsion de 50°, Fig. A.5 (b).
- Abduction jusqu'à 180° et adduction jusqu'à 40° selon un axe sagittal, Fig. A.6. Ici aussi, les articulations de la ceinture scapulaire jouent un rôle important pour atteindre ce débattement grâce au rythme scapulo-huméral présenté à la Fig. A.4.
- Rotation interne jusqu'à 95° et rotation externe jusqu'à 60° selon l'axe longitudinal de l'humérus ou un axe vertical lorsque le bras est aligné avec le tronc. Lorsque le bras a une abduction de 90°, l'amplitude de la rotation externe augmente jusqu'à 90° tandis que la rotation interne diminue pour atteindre maximum 70°.

A.2.3 Avant-bras

L'articulation du coude est constituée des articulations huméro-radiale, huméro-ulnaire et radio-ulnaire. Cet ensemble permet des mouvements de l'avant-bras par rapport au bras selon deux axes :

- Flexion jusqu'à 150° et extension jusqu'à 10° selon un axe horizontal si le bras est au repos et aligné avec le tronc, Fig. A.8. Ces deux mouvements sont limités par les parties molles pour la flexion et par l'olécrane pour l'extension.
- Pronation jusqu'à 90° et supination jusqu'à 90° par rapport à une position

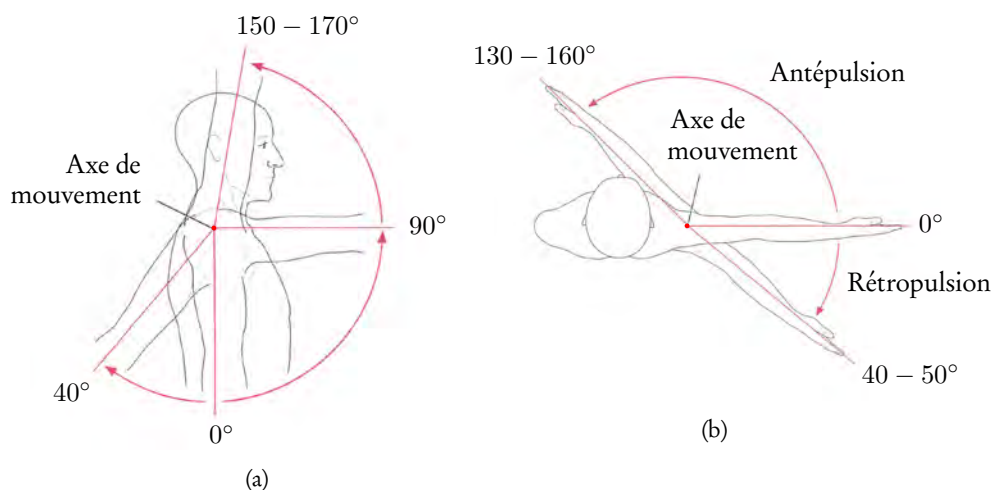


Fig. A.5 – Mouvements, axes et amplitudes : flexion-extension autour d'un axe horizontal (a) et antépulsion-rétropulsion autour d'un axe vertical d'un bras en abduction de 90° (b) [63].

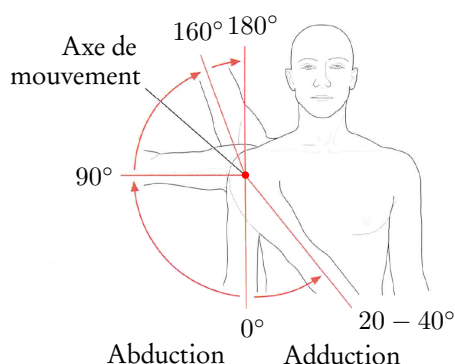


Fig. A.6 – Mouvement, axe de mouvement et amplitude : abduction-adduction autour d'un axe sagittal [63].

de référence où le coude est fléchi de 90° , le poignet droit et le pouce vers le haut, Fig. A.9 (a) et (b).

A.2.4 Main

L'articulation radio-carpienne constitue la contribution principale des débattements de l'articulation du poignet. En effet, celle-ci permet des mouvements de la main par rapport à l'avant-bras selon deux axes :

- Abduction radiale jusqu'à 20° et abduction ulnaire jusqu'à 40° selon un axe dorso-palmaire, Fig. A.10 (a).

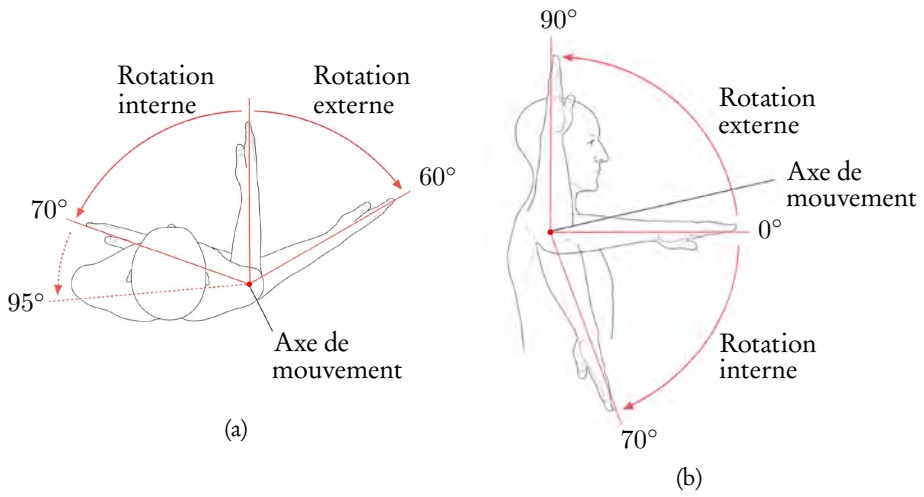


Fig. A.7 – Mouvements, axe de mouvements et amplitudes : rotation interne-externe du bras lorsque celui-ci est le long du tronc (a) ou avec une abduction de 90° (b) [63].

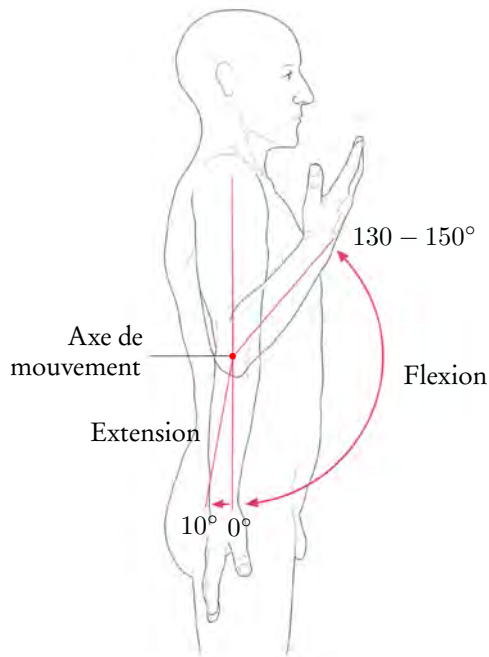


Fig. A.8 – Mouvements, axe de mouvement et amplitudes de l'articulation du coude [63].

- Flexion palmaire jusqu'à 80° et extension dorsale jusqu'à 60° selon un axe transversal, Fig. A.10 (b).

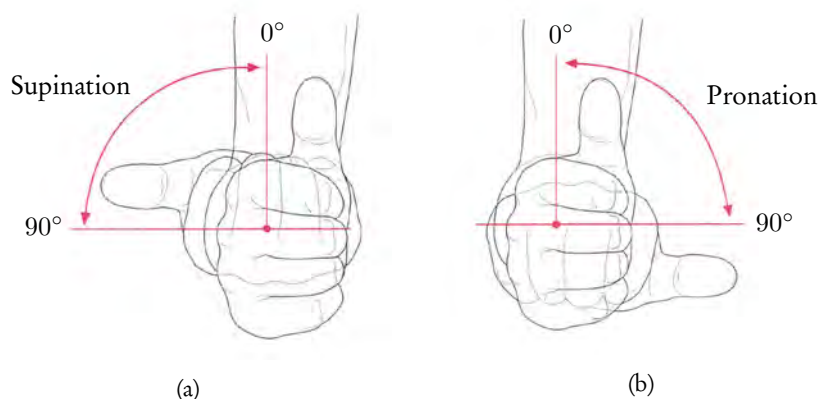


Fig. A.9 – Amplitudes des mouvements de supination (a) et de pronation de l'avant-bras (b) [63].

Toutes les articulations distales au poignet, c'est-à-dire permettant de générer des mouvements des métacarpiens et des phalanges, ne sont pas détaillées car leur description sortirait du cadre de cette recherche. En effet, dans le cadre général de la compensation de la gravité s'appliquant sur le membre supérieur, les couples au niveau des articulations métacarpophalangiennes, interphalangiennes proximales ou distales sont très peu affectées par l'action de la gravité au vu de leur masse et débattement relativement faible. En conséquence, la configuration des doigts a une influence négligeable sur le couple dû à la gravité au niveau du coude ou de l'épaule. Il est dès lors logique de ne pas les mesurer ni d'essayer de les contrôler au moyen d'un exosquelette pour compenser la gravité au sein de ces articulations.

A.3 Modèle cinématique

Les principaux mouvements du membre supérieur et leurs débattements décrits ci-avant constituent une base pour modéliser celui-ci dans le but de représenter fidèlement sa cinématique dans son espace de travail. Toutefois, il faut essayer de réduire le nombre de DDL du modèle à un strict minimum afin que les configurations des articulations soient observables par un nombre restreint de capteurs tout en assurant une précision acceptable de modélisation.

La *International Society of Biomechanics* (ISB) a défini de manière exhaustive les systèmes de coordonnées liés à tous les segments et articulations constituant le membre supérieur, excepté les métacarpiens et les phalanges [205]. En outre, les séquences de rotation de toutes les articulations y ont été définies et plus de 21 DDL sont nécessaires pour décrire les rotations intervenant dans la ceinture scapulaire, le bras, l'avant-bras et la main. Il est dès lors clair que transposer la description exhaus-

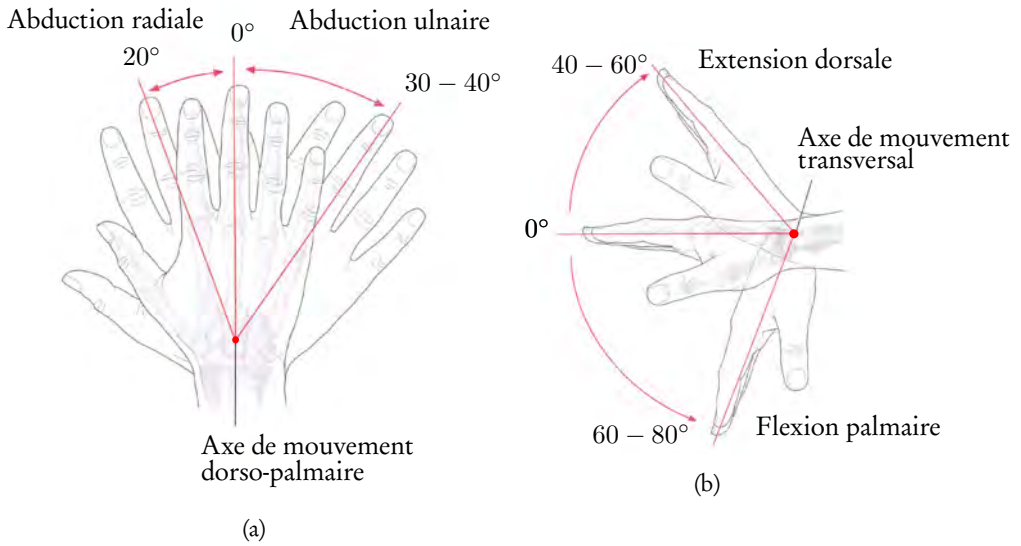


Fig. A.10 – Mouvements et axes de mobilité des articulations radio- et médio-carpiennes : abduction radiale-ulnaire (a) et extension dorsale-flexion palmaire (b) [63].

tive du mouvement de tous les os en modèle mécanique n'a pas de sens dans notre cas puisque ce n'est pas le mouvement d'un seul os qui génère forcément un changement de configuration du membre supérieur mais plutôt une combinaison de plusieurs os, comme l'exemple de la ceinture scapulaire décrite à la Section A.2. Il est dès lors nécessaire d'établir un modèle sur la base des mouvements que peut faire le membre supérieur et non sur la base des os pris séparément. Toutefois, la définition faite par l'ISB de l'ordre des rotations dans les articulations du modèle constitue la référence pour le modèle qui est constitué dans le cadre de cette recherche.

De nombreux auteurs ont présenté des modèles mécaniques simplifiés du membre supérieur [206–210] qui présentent des similitudes mais aussi des différences notables. Les deux sections suivantes présentent dès lors respectivement la modélisation du complexe articulaire de l'épaule et du complexe du coude et du poignet qui ont été faites sur la base des références citées.

A.3.1 Complexe articulaire de l'épaule

Plus particulièrement au sein de la ceinture scapulaire, l'extrémité proximale de la clavicule est attachée au torse par l'intermédiaire de l'articulation sterno-claviculaire tandis que son extrémité distale est liée à l'acromion de la scapula par l'articulation acromio-claviculaire. Comme présenté à la Fig. A.11 (b), cette dernière peut être vue comme un joint sphérique (trois DDL en rotation, noté S_{AC}) alors que l'articulation sterno-claviculaire peut être vue comme un joint de cardan (deux DDL en rotation,

noté U_{SC}) [209].

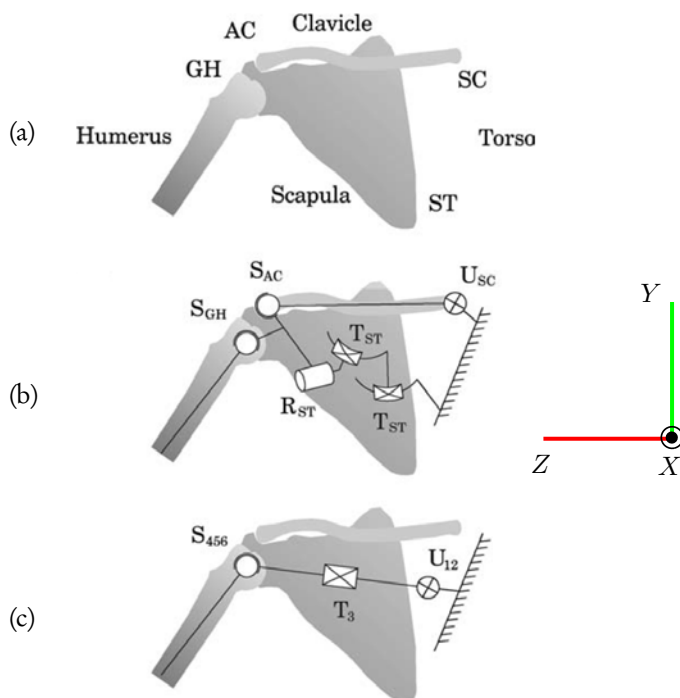


Fig. A.11 – Modélisation de l'épaule, vue frontale [209]. AC = art. acromio-claviculaire, SC = art. sterno-claviculaire et ST = art. scapulo-thoracique.

Comme présenté à la Section A.2, la scapula peut glisser sur le thorax par l'espace scapulo-thoracique, ce qui lui procure, par rapport au torse, des mouvements de rotation et de translation combinés. Ces mouvements sont très difficiles à modéliser notamment par le fait que la position du centre de rotation de la scapula est très compliquée à caractériser en raison de l'importante compliance des muscles entre la scapula et le thorax [211]. En première approximation, ces mouvements sont modélisés par deux joints prismatiques courbes (un DDL en translation chacun, notés T_{ST}) et un pivot (un DDL en rotation, noté R_{ST}) [209].

Sans rentrer dans les détails, l'ensemble de la ceinture scapulaire peut être vu comme un mécanisme parallèle dans lequel la scapula joue le rôle de plateforme et le torse le rôle de la base [208]. Une jambe de ce mécanisme parallèle est l'articulation scapulo-thoracique et l'autre jambe est la clavicule. Il a été démontré dans [209] qu'une telle structure est équivalente au final à deux DDL indépendants en rotation (notés U_{12} sur la Fig. A.11 (c)) combinés à un joint prismatique (noté T_3 sur la Fig. A.11 (c)) dépendant du premier DDL de U_{12} .

L'articulation scapulo-humérale lie l'humérus à la scapula et présente des mouve-

ments uniquement en rotation selon trois axes (cf. Section A.2). Comme communément admis dans la littérature, cette articulation peut être modélisée par une liaison sphérique (notée S_{456} sur la Fig. A.11 (c)) placée au centre de la tête de l'humérus. Pour que la configuration de cette liaison sphérique puisse être identifiée, celle-ci doit être représentée par une suite d'angle d'Euler. En accord avec les axes de référence définis à la Fig. A.11, cette liaison peut être représentée par une suite $X - Z - Y$ [209], une suite $Y - Z - Y$ [212] ou une suite $X - Y - Z$ [208]. Cependant, afin de rester cohérent avec les recommandations de l'ISB, nous optons plutôt pour une représentation $Y - X - Y$ du joint sphérique scapulo-huméral.

Le modèle de l'ensemble du complexe articulaire de l'épaule présente donc cinq DDL rotoïdes indépendants : trois pour les mouvements du bras et deux pour les mouvements de la scapula. Toutefois, dans le contexte global de la compensation de gravité au moyen d'un exosquelette, l'utilité de modéliser les mouvements de la scapula peut être mis en doute. En effet, les mouvements d'élévation-abaissement ou d'antépulsion-rétropulsion de l'articulation sterno-claviculaire (illustrés à la Fig. A.3) ont un effet limité sur le calcul du couple dû à la gravité au niveau de l'épaule : Dans une configuration du membre supérieur donnée, le bras est encastré dans l'articulation scapulo-humérale et le couple dû à la gravité reste inchangé quelque soit la position dans l'espace de l'encastrement. Une autre justification de ne pas considérer l'articulation U_{12} est que seules les articulations des segments du bras, de l'avant-bras et de la main doivent recevoir une compensation de la gravité : les articulations de la ceinture scapulaire ne doivent pas être compensées car elles subissent moins les effets de la gravité et sont déjà supportées par le manteau musculaire de l'épaule. Dès lors, dans le cas de la présente recherche, les DDL U_{12} et T_3 sont modélisés par deux DDL prismatiques P_X et P_Y pour simuler les déplacements de la scapula induits lors des mouvements du bras et le joint sphérique scapulo-huméral devient alors un équivalent, en termes de débattement, des joints S_{456} et U_{12} .

A.3.2 Complexe articulaire du coude et du poignet

Le complexe articulaire du coude et de l'avant-bras est un système d'articulations reliant entre eux l'humérus, l'ulna et le radius, comme l'illustre la Fig. A.2 ou la Fig. A.12 (a). L'articulation du coude est composée de l'articulation huméro-radiale et huméro-ulnaire qui peuvent être respectivement modélisées en première approximation par un joint sphérique S_{HR} et un pivot R_{RU} (Fig. A.12 (b) [209]).

Du fait que le radius tourne autour de l'ulna lors de la pronation-supination, l'avant-bras peut être considéré comme un mécanisme parallèle [213] et peut être modélisé comme l'illustre la Fig. A.12. Le pivot R_{RU} , le joint prismatique T_{RU} et le joint de cardan U_{RU} sont là pour permettre au radius de tourner autour de l'ulna.

Selon la démonstration présentée en [209], le complexe articulaire du coude et

de l'avant-bras est équivalent à deux pivots à un DDL pour permettre la flexion-extension du coude et la pronation-supination de l'avant-bras, comme illustré à la Fig. A.12 (c) par les pivots R_7 et R_8 . Toutefois, il est judicieux de noter que dans le cas du coude, il a été observé que l'axe instantané de rotation du coude peut bouger par rapport à l'humérus jusqu'à 5.7° en orientation et 2 mm en translation, mais que, la modélisation de celui-ci par un pivot fixe bien positionné reste acceptable [214].

Comme présenté à la Section A.2.4, l'articulation radio-carpienne du poignet permet des mouvements de la main, par rapport à l'ulna, selon deux axes qui sont orthogonaux entre eux et concourants. Elle peut dès lors être modélisée par le joint de cardan U_W de la Fig. A.12 (c).

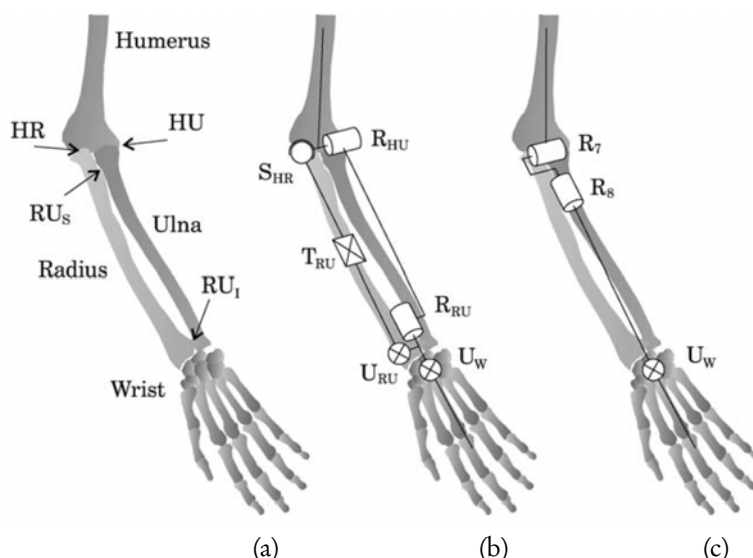


Fig. A.12 – Modélisation du coude et du poignet [209]. HR = art. huméro-radiale, HU = art. huméro-ulnaire, RU_S = art. radio-ulnaire proximale et RU_I = art. radio-ulnaire distale.

A.4 Conclusion

Ce chapitre a permis d'investiguer la cinématique du membre supérieur afin de le modéliser. La première partie a consisté en la description du membre supérieur et des articulations lui procurant son impressionnant espace de travail. Ensuite, la seconde partie a présenté une étude cinématique visant à simplifier autant que possible le modèle des articulations.

La Fig. A.13 illustre le modèle complet du membre supérieur qui a été établi par concaténation des résultats des simplifications cinématiques présentées aux Sections A.3.1 et A.3.2. Ce modèle a sept DDL rotoïdes, deux DDL prismatiques et est

relié au tronc, admis comme base, au travers du corps rigide A . Les corps rigides A à F ont été introduits dans le modèle afin de tenir compte des longueurs des segments et, au besoin, des paramètres inertiels des segments dans le but de réaliser des simulations dynamiques de l'ensemble, par exemple.

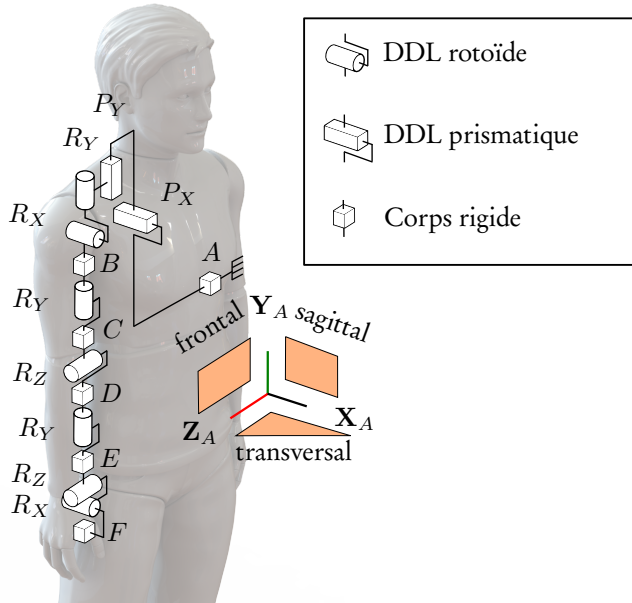


Fig. A.13 – Modèle retenu pour le membre supérieur.

Caractérisation expérimentale des capteurs MARG

B

L'expérience présentée dans ce chapitre a pour but de mettre en évidence les dérives pouvant survenir dans les mesures des capteurs MARG dans des conditions proches de celles d'une mesure de la configuration du membre supérieur dans un laboratoire.

À cette fin, les deux premières sections décrivent le banc et le protocole de l'essai tandis que la troisième section présente les résultats et une analyse de ceux-ci.

B.1 Banc expérimental

Le banc expérimental de cet essai est illustré à la Fig. B.1. Celui-ci est constitué d'une table en aluminium sur roulettes sur laquelle les quatre capteurs MARG ont été fixés au moyen de Velcro afin qu'ils ne bougent pas durant l'essai. Seuls des rotations autour de l'axe vertical terrestre seront exécutés car c'est selon cet axe que les mesures des capteurs MARG sont les plus sujettes à dériver suite à des perturbations de l'environnement sur le champ magnétique terrestre. Chacun des capteurs MARG mesure son orientation par rapport à un référentiel lié à la Terre au travers des quaternions q_1 , q_2 , q_3 et q_4 , respectivement.

Cette expérience a été réalisée dans un laboratoire sans prendre de dispositions particulières par rapport aux possibles perturbateurs magnétiques afin que le milieu soit représentatif du milieu où les capteurs sont habituellement utilisés.

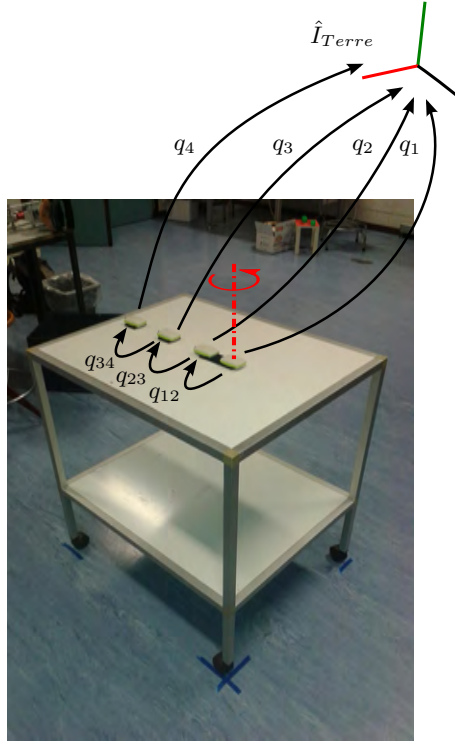


Fig. B.1 – Vue du banc expérimental pour l'évaluation des dérives des capteurs MARG. L'axe rouge représente l'axe des rotations réalisées.

B.2 Méthode

Les étapes suivantes ont été accomplies, à la main, dans le cadre de l'essai :

0. Placer la table dans la position de référence (indiquée par des marqueurs disposés au sol) pendant 5 min (Fig. B.1). Juste avant de passer à l'étape I, les orientations relatives entre les capteurs sont calculés par :

$$\begin{aligned}
 q_{12_{init}} &= q_2^* \otimes q_1 \\
 q_{23_{init}} &= q_3^* \otimes q_2 \\
 q_{34_{init}} &= q_4^* \otimes q_3
 \end{aligned} \tag{B.1}$$

ce qui permet de définir les orientations relatives de référence.

- I. Faire des rotations aléatoires de la table autour du premier capteur MARG (axe rouge de la Fig. B.1) pendant 1 min.
- II. Revenir à la position de référence. Attendre 1 min.
- III. Faire des rotations aléatoires de la table autour du premier capteur MARG pendant 2 min.

- IV. Revenir à la position de référence. Attendre 2 min.
- V. Faire une rotation de 90° de la table (repérée grâce aux marqueurs au sol). Attendre 5 min.
- VI. Revenir à la position de référence. Attendre 5 min. Fin de l'essai.

B.3 Résultats et discussion

Pour l'ensemble de l'essai, les orientations relatives entre les capteurs par rapport à l'orientation de référence permettent de mettre en évidence des dérives dans les mesures des capteurs car celles-ci devraient représenter idéalement des orientations nulles (dans le cas d'une précision infinie et d'une absence de dérives dans les capteurs). Ces orientations relatives peuvent être calculées pour tout l'essai par :

$$\begin{aligned}
 q_{12} &= q_2^* \otimes q_1 \otimes q_{12_{init}} \\
 q_{23} &= q_3^* \otimes q_2 \otimes q_{23_{init}} \\
 q_{34} &= q_4^* \otimes q_3 \otimes q_{34_{init}}
 \end{aligned} \tag{B.2}$$

Les composantes de ces quaternions sont illustrés à la Fig. B.2 pour l'ensemble des étapes de l'essai. On peut d'emblée observer que les déviations sont plus importantes sur la composante Z (alignée sur l'axe vertical terrestre) que sur les composantes X et Y des quaternions.

La Fig. B.3 illustre le détail de la composante Z pendant une partie du second mouvement aléatoire (étape III) et le retour à la position de référence. On peut observer qu'une légère dérive s'est accumulée lors des mouvements et qu'il a fallu environ 40 secondes de repos dans la position de référence pour que la dérive disparaisse.

La Fig. B.4 illustre la dérive après avoir tourné la table de 90° (étape V) pour atteindre son maximum après environ 40 secondes.

La Fig. B.5 illustre quant à elle la composante Z lorsque l'on retourne à la position de référence (étape VI) depuis la position tournée. On peut également y observer que la dérive accumulée disparaît environ 40 secondes après le retour en position.

Afin d'obtenir une image représentative de la dérive engendrée par les mouvements, il est intéressant de calculer l'angle de rotation constituant la rotation d'Euler, définie, par exemple, pour le quaternion q_{12} par :

$$q_{12} \triangleq \cos\left(\frac{\theta_{12}}{2}\right) + \mathbf{x} r_x \sin\left(\frac{\theta_{12}}{2}\right) + \mathbf{y} r_y \sin\left(\frac{\theta_{12}}{2}\right) + \mathbf{z} r_z \sin\left(\frac{\theta_{12}}{2}\right) \tag{B.3}$$

L'angle de la rotation d'Euler autour de l'axe $\mathbf{r}$ peut être calculé dans ce cas par :

$$\theta_{12} = 2 \arccos(q_{12}(1)) \tag{B.4}$$

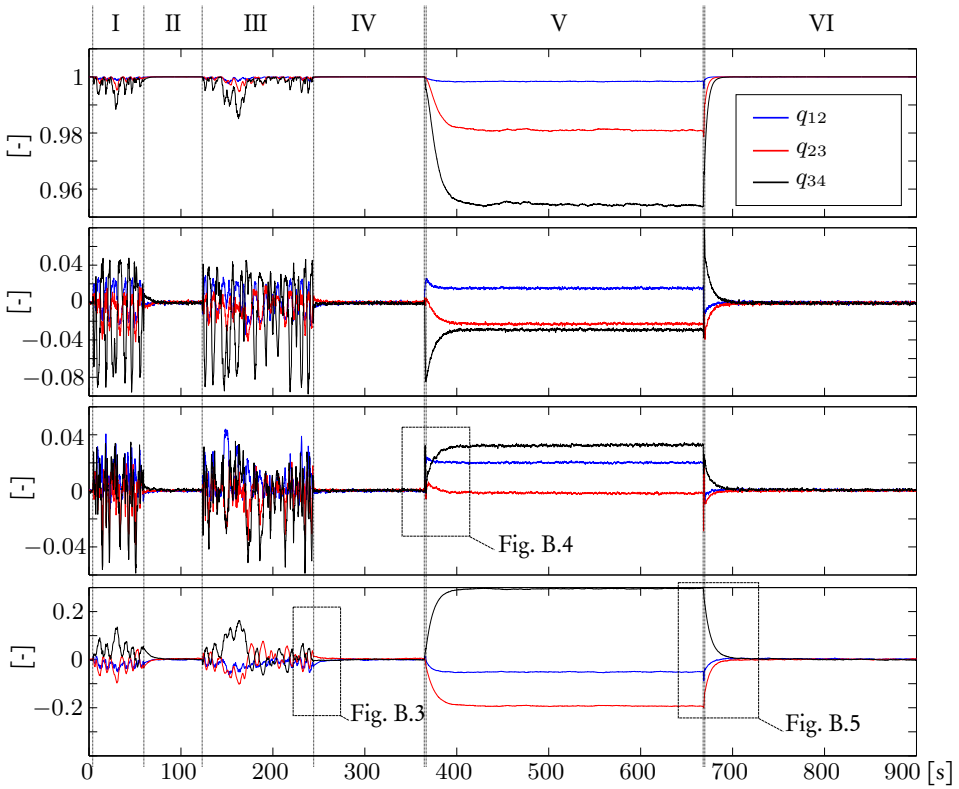


Fig. B.2 – Vue des composantes des quaternions q_{12} , q_{23} et q_{34} lors de l’essai.

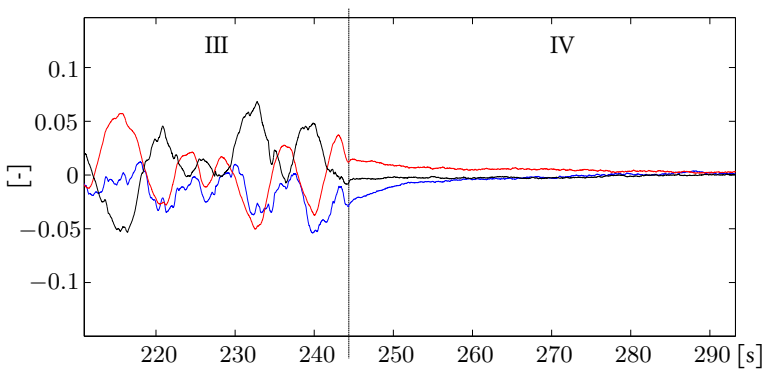


Fig. B.3 – Vue de détail de la quatrième composante (alignée sur l’axe vertical de lacet) des quaternions q_{12} , q_{23} et q_{34} lors de l’arrêt des rotations aléatoires.

où $q_{12}(1)$ désigne la première composante du quaternion q_{12} . La Fig. B.6 illustre les angles de dérive respectifs aux différentes orientations relatives des capteurs. Princi-

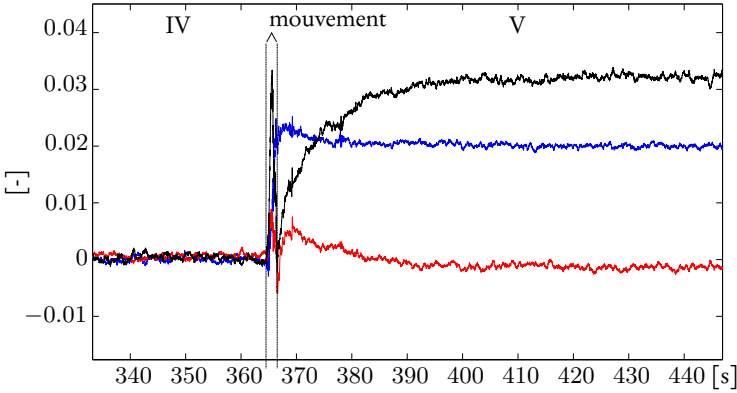


Fig. B.4 – Vue de détail de la troisième composante des quaternions q_{12} , q_{23} et q_{34} lors de la rotation depuis la position de référence vers la position tournée de 90° .

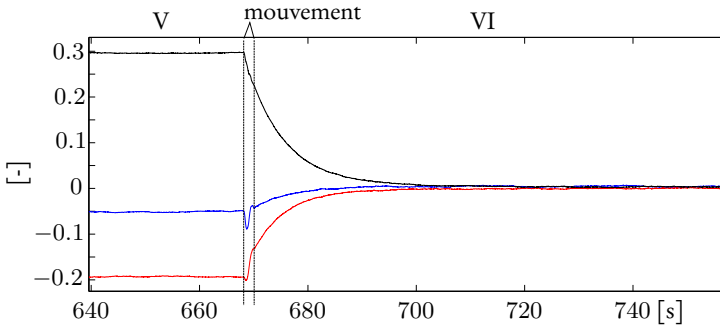


Fig. B.5 – Vue de détail de la quatrième composante des quaternions q_{12} , q_{23} et q_{34} lors de la rotation depuis la position tournée de 90° vers la position de référence.

pablement deux observations peuvent être faites sur la base de ces résultats. Premièrement, les angles de dérive observés sont significatifs et sont principalement dus à une dérive le long de l'axe vertical Z , comme attendu. Ceci vient confirmer le fait que les capteurs ont une importante sensibilité par rapport à l'environnement magnétique et qu'il est essentiel d'éliminer, autant que possible, tous les éléments qui pourraient modifier le champ terrestre. Deuxièmement, ces angles de dérives semblent plus importants lorsque la distance parcourue par le capteur est plus grande, ce qui est le cas du capteur 4 par rapport au capteur 2. En effet, dans un champ magnétique perturbé, les déviations du champ magnétique mesuré par le capteur seront d'autant plus importantes que le déplacement est important.

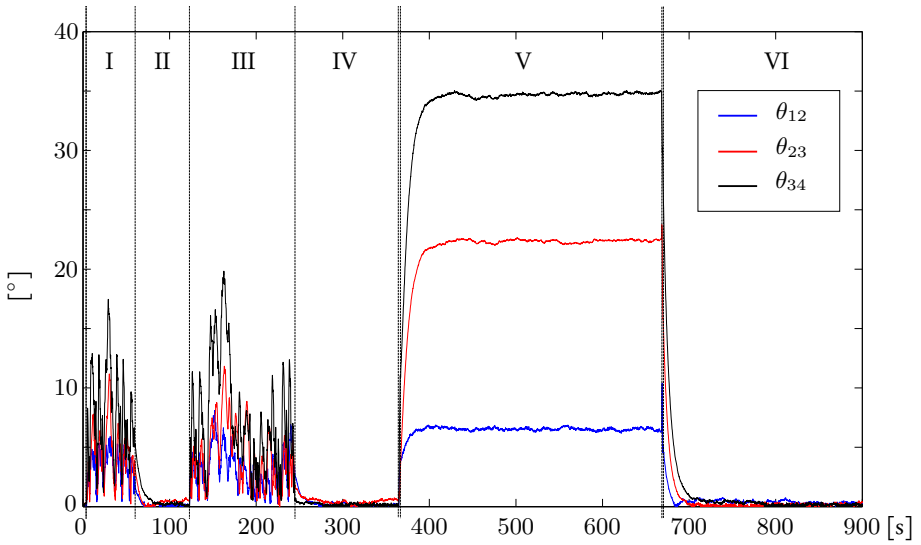


Fig. B.6 – Vue des angles θ_{12} , θ_{23} et θ_{34} constituant les rotations d'Euler définissant respectivement les quaternions q_{12} , q_{23} et q_{34} .

Solutions d'actionnement



L'ensemble des douze solutions envisagées pour l'actionnement, la transmission et le guidage des articulations actionnées d'AFREXOS est présenté dans la Table C.1. Ces combinaisons ont été imaginées afin de répondre au mieux aux performances attendues en termes de capacité de génération de couple en continu/en pointe (30/48 Nm) et de vitesse maximale à l'épaule ($90^\circ/s$, soit 15 rpm), mais aussi afin d'obtenir des solutions électromécaniques simples, compactes et à actionnement non déporté. Chaque combinaison est représentée par une esquisse 3D comprenant tous les éléments dimensionnés (moteur, réducteur, engrenages, axes et paliers éventuels) sans la structure nécessaire pour supporter tous ces éléments. Pour chaque cas, le couple nominal (continu) et le couple en pointe ont été calculés depuis le couple nominal/en pointe du moteur (ou du courant maximal du contrôleur si celui-ci est limitant) en tenant compte du rapport de réduction et du rendement de l'ensemble de la chaîne cinématique. La vitesse de pointe est quant à elle la vitesse nominale du moteur (ou la vitesse maximale du réducteur si celui-ci est limitant) divisée par le rapport de réduction total. La masse des solutions est la somme de la masse de tous les éléments, sans la masse de la structure éventuelle. Les capacités de reprise des efforts de guidage d'une solution sur sa sortie, à savoir la force axiale, la force radiale et le moment de renversement, sont repris des catalogues des fabricants des réducteurs en question. Le prix est calculé sur base des offres de prix de fournisseurs pour tous les éléments standards inclus dans l'esquisse. Il est à noter que la TVA est incluse dans le prix, qui est établi par pièce avec une condition d'achat de deux pièces. Enfin, les avantages et inconvénients de chacune des solutions sont listés. Il en ressort que la solution 2.C présente des performances en adéquation avec les spécifications et a une compacité élevée, une masse faible et un prix raisonnable. De plus, cette combinaison est standard dans le catalogue de Harmonic Drive et ne nécessite aucun usinage additionnel, c'est pourquoi elle a été préférée à la solution 2.D où des pièces d'interface auraient dues être usinées.

Table C.1. Suite de la page précédente

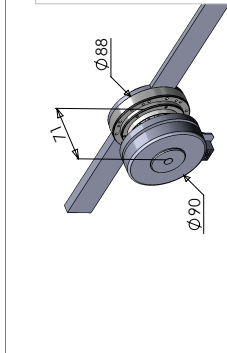
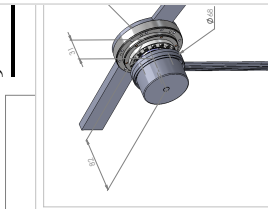
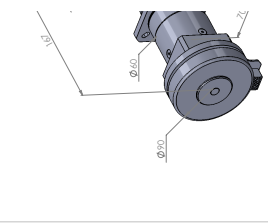
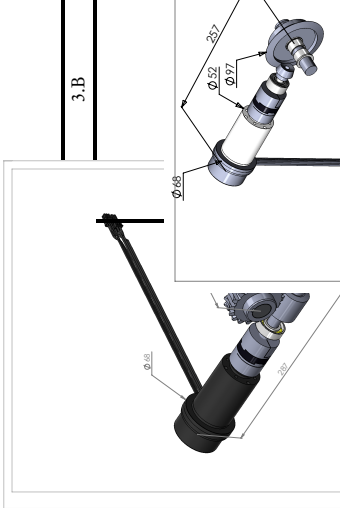
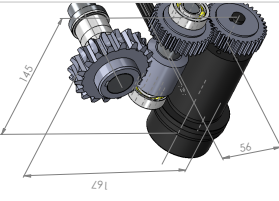
E					2.F
Composition	Maxon EC90 flat Harmonic Drive CPU-17M (120:1)	Maxon EC90 flat Harmonic Drive CPU-17M (120:1)	Maxon EC90 flat Neugart PLHE 60 (40:1)	Harmonic Drive CHA Harmonic Drive CPU-20A (100:1)	
C_{nominal} [Nm]	39	30	16.5	49	
C_{pointe} [Nm]	54	50	50	82	
V_{pointe} [rpm]	22	22	34	60	
Masse [kg]	1.4	2.6	2.2	3.2	
F_{axial} [N]	4600	4600	4400	15800	
F_{radial} [N]	2300	2300	3200	8600	
$M_{\text{renversement}}$ [Nm]	276	276	45	603	
Prix TVAC p.p.	1750 €	1620 €	1062 €	2996 €	
Avantages	très compact et léger rendement et jeu combinaison standard	très compact et léger rendement et jeu	rendement et jeu prix	compact rendement et jeu	
Inconvénients			lourd et encombrant moteur en surcoursant	lourd prix	

Table C.1.

Sol.no		3.B	
Esquisse 3D			
Composition	Maxon EC60 flat	Maxon EC60 flat	Harmonic Drive
	Maxon GP52C (43 :1)	Maxon GP52C (43 :1)	TorkDrive 100A-30AA
	Engr. conique (4 :1)	Engr. conique (4 :1)	Engr. conique (4 :1)
	Vis sans fin Madler (6 :1)	Vis sans fin Madler (6 :1)	
	Utilisation standard	Utilisation standard	Utilisation standard
$C_{nominal}$ [Nm]	30	30	225
C_{pointe} [Nm]	50	45	
V_{pointe} [rpm]	11	15	
Masse [kg]	2.53 + †	2.47 + †	
F_{axial} [N]	NA	NA	NA
F_{radial} [N]	NA	NA	NA
$M_{renversement}$ [Nm]	NA	NA	NA
Prix TVAC p.p.	1094 € + †	1100 € + †	? + 192 € + †
Avantages	moteur longitudinal prix	moteur longitudinal prix	haute dynamique rendement bruit
Inconvénients	rendement et jeu très long bruit	lourd et encombrant long jeu	novateur prix ? haute puissance

Interface Homme-Machine logicielle

D

L'IHM logicielle d'AFREXOS a été implémentée dans un environnement MVVM codé en C# dans Visual Studio de Microsoft. Le noyau de ce projet est constitué du projet du robot REAplan, développé au sein de notre laboratoire, auquel le projet complet des IMUs, codé dans un environnement WinForm, a été ajouté. Bien que l'intégration de ces deux projets fut une tâche compliquée ¹, elle a été nécessaire pour pouvoir utiliser le robot et les IMUs en même temps et au sein du même projet mais aussi pour permettre l'envoi direct des données IMUs vers le robot au travers de cette interface commune.

La Fig. D.1 illustre la machine à état des principales étapes implémentées pour permettre la mise en route du robot. Elle montre, en outre, l'interaction de l'utilisateur avec le projet des IMUs, dont la machine à états associée est présentée à la Fig. E.1. Pour arriver dans l'état « Robot prêt », il faut réaliser essentiellement deux étapes cruciales : 1. La calibration de la boucle cinématique et 2. L'enregistrement des butées mécaniques du patient. Lorsque l'IHM est dans l'état « Robot prêt », le calcul de la cinématique inverse est en cours dans le contrôleur du robot et les résultats sont visibles en temps réel sur l'IHM, les alimentations des moteurs sont coupées et le paramétrage du robot et l'enregistrement d'une sélection de données sont possibles. De là, il est possible d'activer ou d'arrêter le mode libre par l'intermédiaire des boutons Start-Stop.

1. Nous remercions particulièrement Mr Thibaut Watillon et Mr Martin Vanderwegen d'avoir exécuté ce travail avec succès.

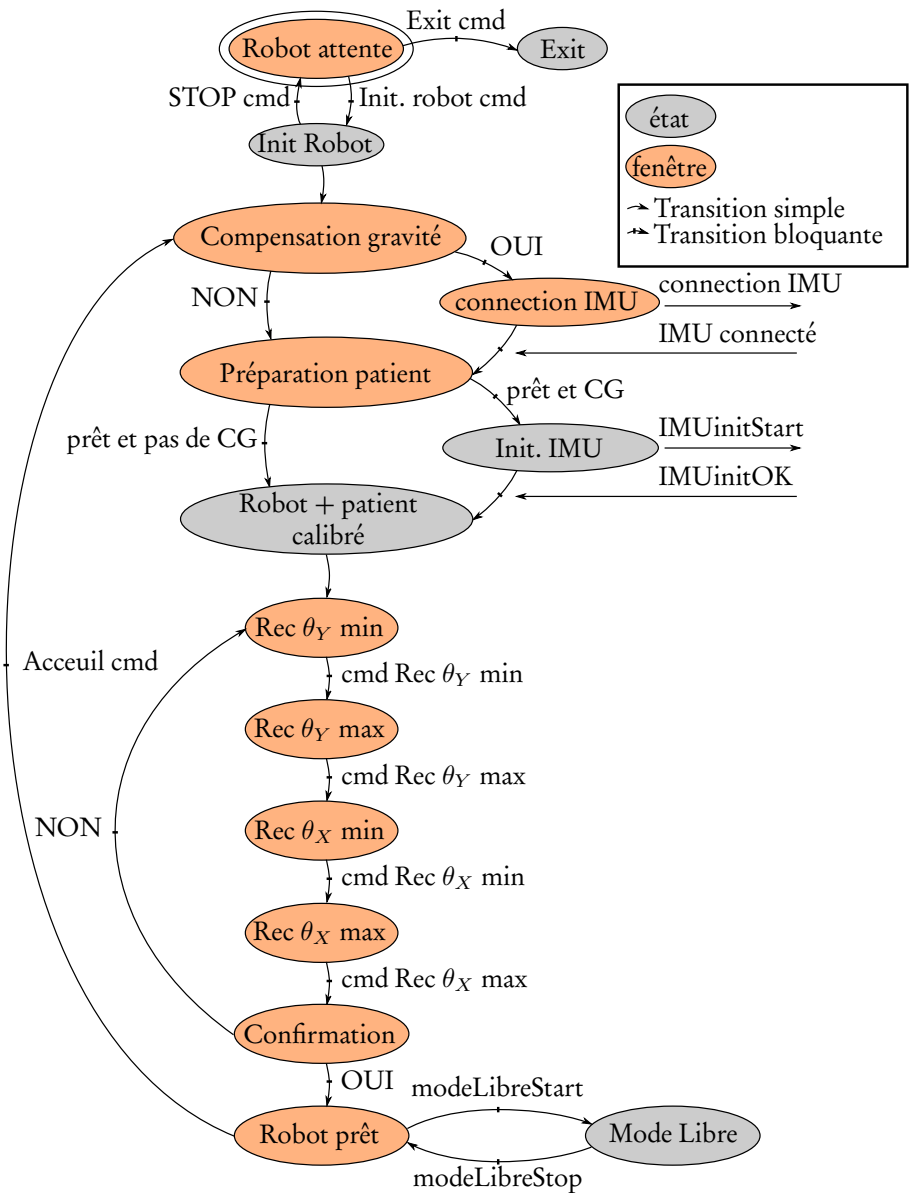


Fig. D.1 – Machine à états simplifiée de l'IHM implémentée pour AFREXOS.

Interface des capteurs inertiels

E

Les Fig. E.1, E.2 et E.3 représentent respectivement les machines à états de l'initialisation statique, fonctionnelle et fonctionnelle hybride. Les carrés pointillés comprennent les boutons d'interaction de l'interface (présentés à la Fig. 3.10). Au sein de ces carrés pointillés, les boutons d'interaction sont blancs lorsqu'ils peuvent être activés par l'utilisateur de l'interface et sont grisés lorsqu'ils sont figés. L'état 13 est l'état où sont exécutés les calculs de cinématique inverse sur base des orientations filtrées provenant des capteurs.

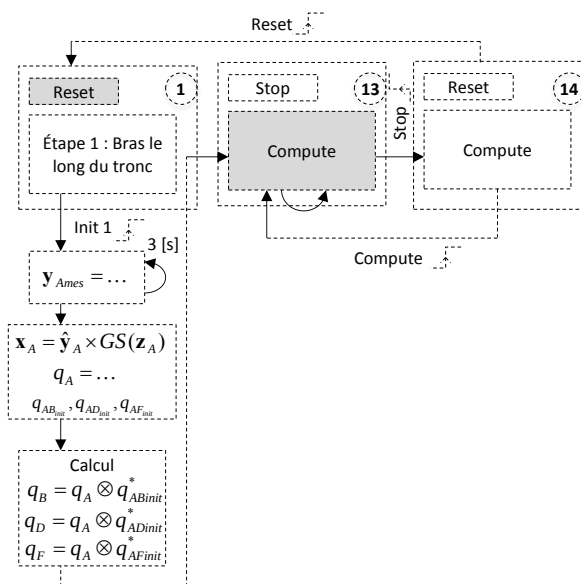
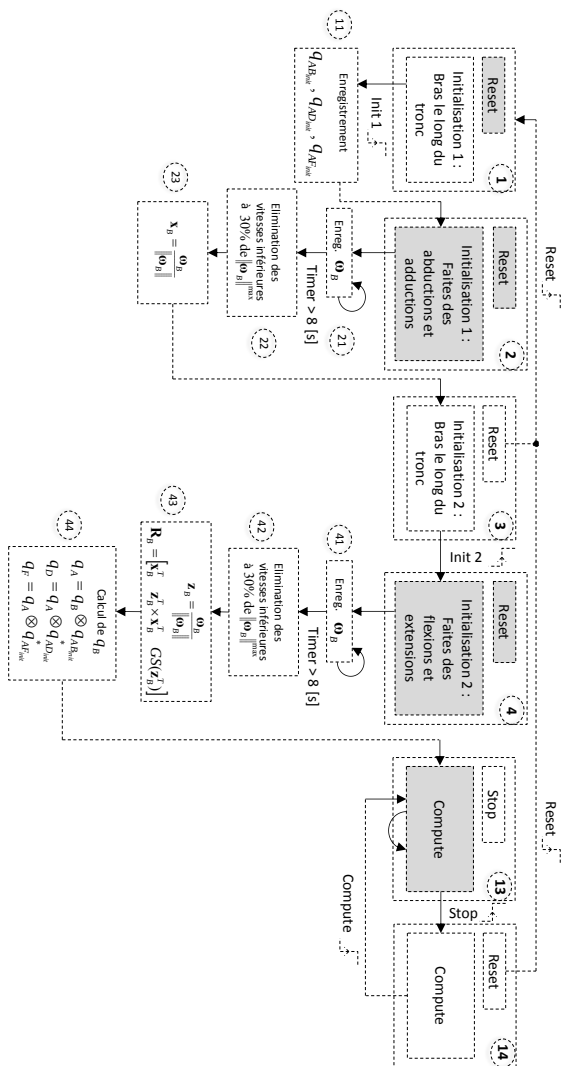


Fig. E.1 – Machine à états simplifiée de l'initialisation statique des *IMUs*.

Fig. E.2 – Machine à états simplifiée de l'initialisation fonctionnelle des IMUs.



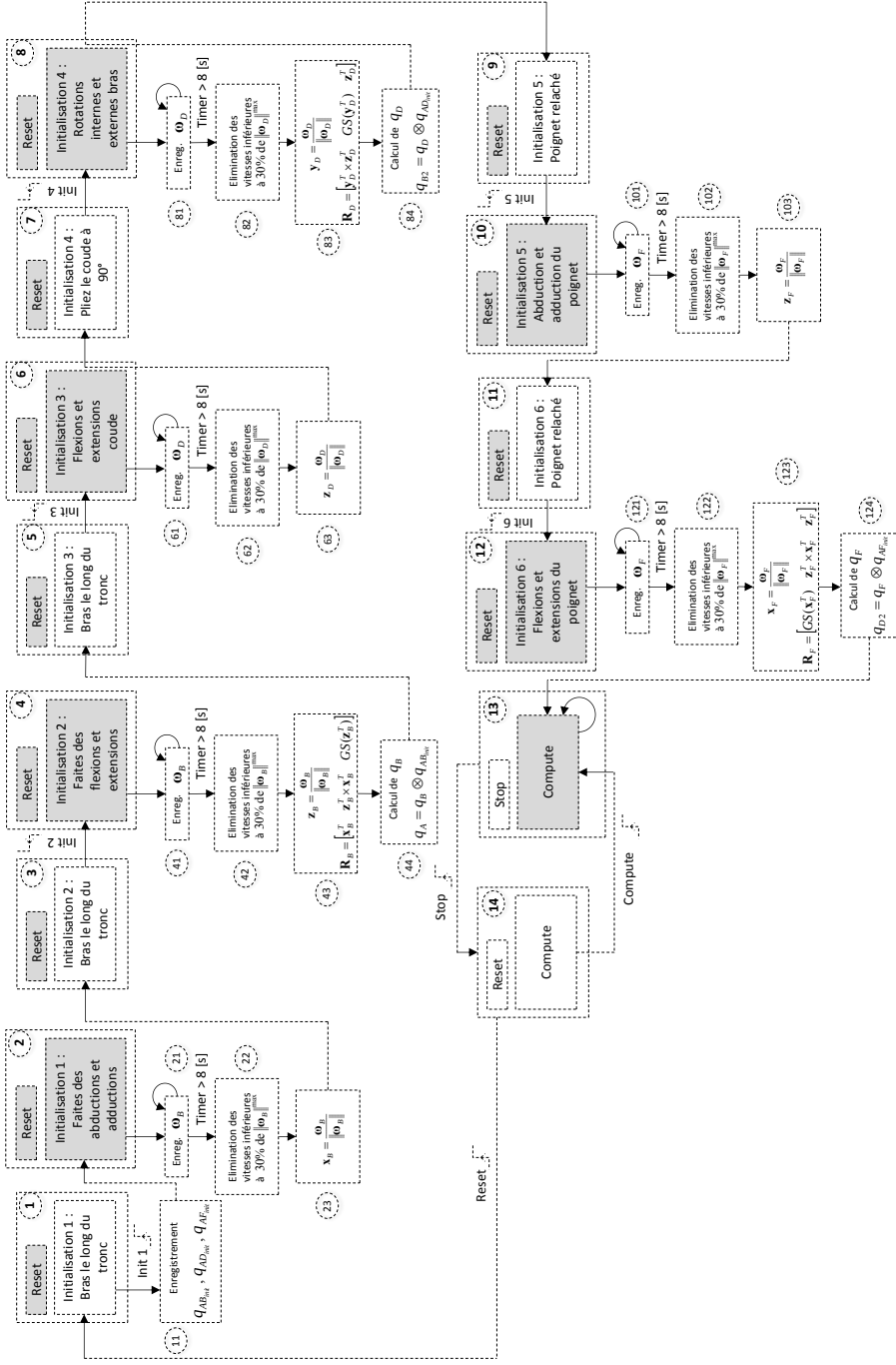


Fig. E.3 – Machine à états simplifiée de l'initialisation fonctionnelle hybride des IMUs.

**Solutions de l'optimisation
dimensionnelle**

F

n°	F_1	F_2	$\mathbf{l} = (l_1 \dots l_5)^t$ [cm]	β	$\mathbf{X}_{\text{prox}}$ [cm]; [-]
Cardan libre					
1	-1	3.3	(2.2, 25.1, -2.0, 0, 0)	80°	(-10, 3.5, -9.8; -10°, 83°)
2	-1	3.7	(0.0, 28.4, -3.9, 0, 0)	0°	(-10, 1.5, -10; -10°, 10°)
3	-1	4.2	(0.2, 27.2, 3.1, -1.9, 0.5)	82°	(-10, 3.5, -9.8; -10°, 83°)
4	-0.98	3.9	(1.8, 27.2, -2.0, 0, 0)	87°	(-8.7, 1.3, -9.8; -10°, 68°)
5	-1	4.2	(1.2, 27.5, 2.9, -1.8, 0)	85°	(-8.0, 1.5, -9.8; -10°, 85°)
6	-0.98	4.0	(5.6, 24.3, -2.6, -1.9, 0)	86°	(-9.7, 0.3, -9.2; -10°, 68°)
7	-1	4.3	(0.5, 28.0, -1.4, -1.9, 0)	85°	(-8.7, 1.5, -9.7; -10°, 85°)
8	-0.98	4.0	(2.7, 25.1, -3.1, -0.3, 0)	86°	(-10, 0.8, -9.8; -10°, 67°)
Cardan hors du bras					
2	-0.96	14.6	(13.7, 26.2, -5.0, 5.0, 5.0)	10°	(-8.0, 0, -8.7; 7°, 0°)
4	-0.98	19.5	(6.1, 27.0, -4.1, 7.3, 7.1)	5°	(-2.7, 1.8, -4.8; -10°, 6°)
15	-0.91	19.4	(14.6, 25.0, -4.8, 7.5, 7.3)	10°	(-10, 3.7, -8.7; -10°, 0°)
26	-0.87	20.1	(4.5, 29.9, -4.8, 10, 8.8)	5°	(-7.1, 5.0, -2.1; -10°, 3°)
37	-0.78	20.5	(3.3, 22.4, 0.9, 10, 2.7)	10°	(-3.7, 3.3, -2.0; 5°, 8°)
39	-0.79	22.6	(14.6, 21.4, -4.2, 10.7, 9.2)	6°	(-10, 0, 4.0; -10°, 2°)

Table F.1 – Synthèse des meilleures solutions résultant de l'optimisation dimensionnelle pour le cas du cardan libre et du cardan hors du bras.

Résultats de la caractérisation de la transparence d'AFREXOS

G

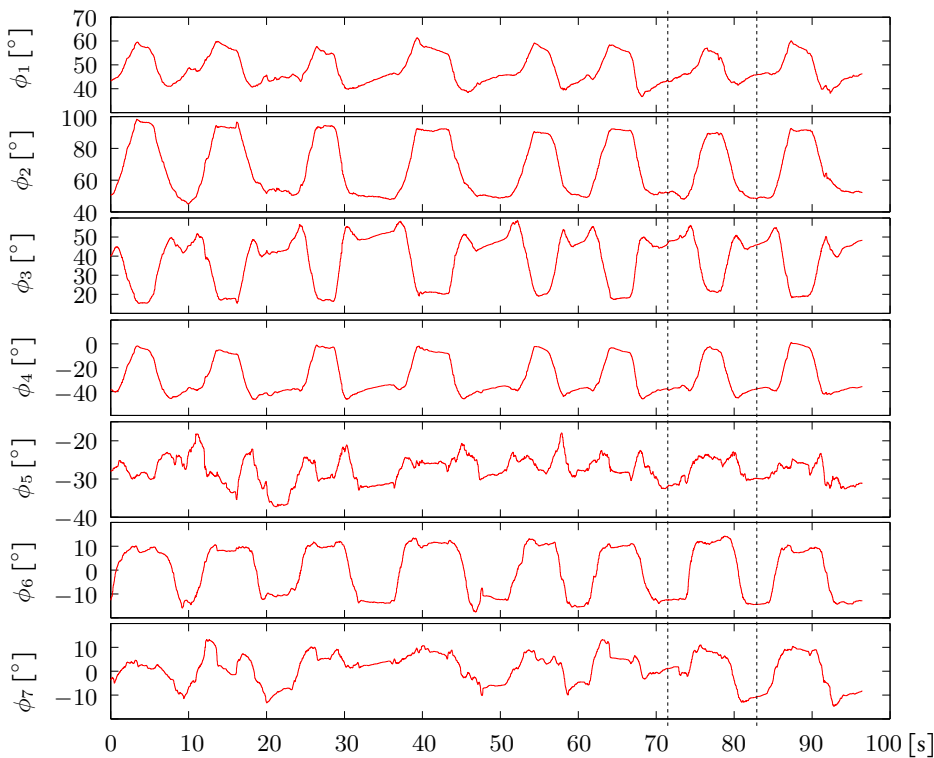


Fig. G.1 – Cinématique du membre supérieur enregistrée lors de l'exécution des mouvements sans robot.

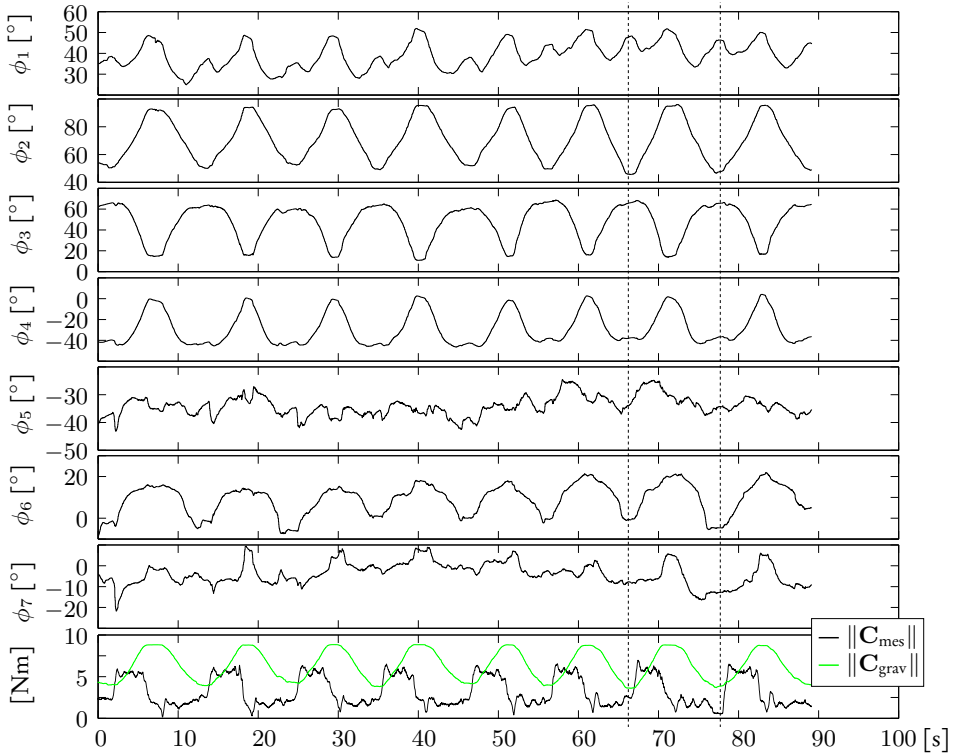


Fig. G.2 – Cinématique du membre supérieur et couple d'interaction enregistrés lors de l'exécution des mouvements avec les moteurs du robot non-alimentés.

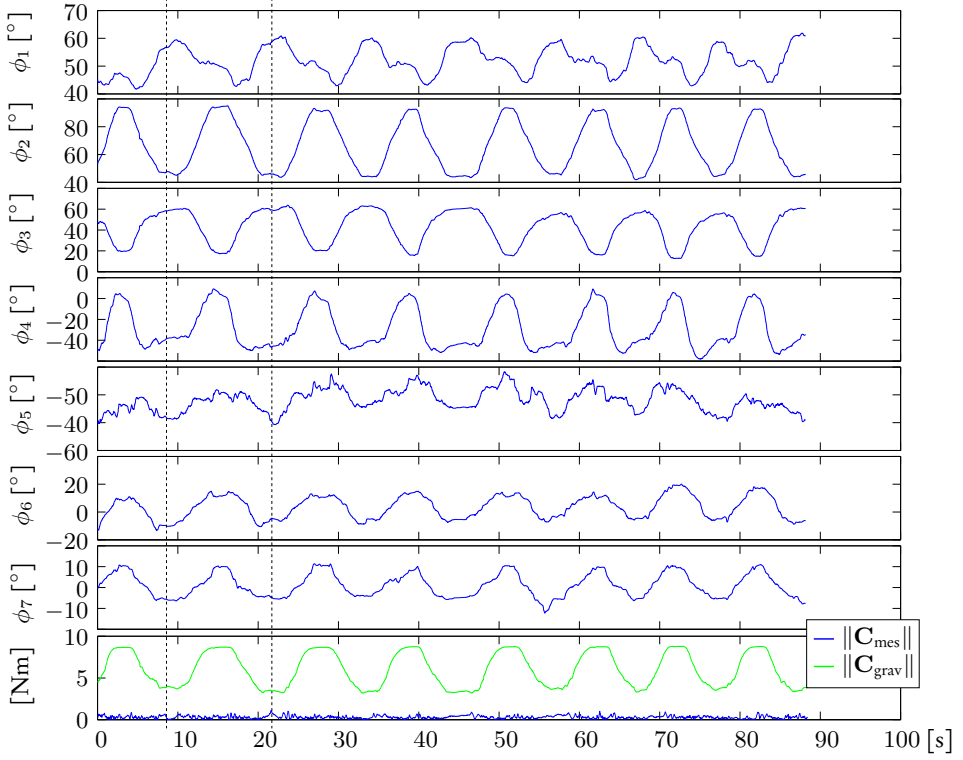


Fig. G.3 – Cinématique du membre supérieur et couple d'interaction enregistrés lors de l'exécution des mouvements avec un robot contrôlé en mode libre.

Bibliographie

- [1] A. Heuschling, M.-D. Gazagnes, and S. Hatem, "Accident vasculaire cérébral : De la prise en charge précoce à la rééducation," *Revue médicale de Bruxelles*, vol. 34, no. 4, pp. 205–210, 2013.
- [2] V. Howard, D. Kleindorfer, S. Judd, L. McClure, and M. e. a. Safford, "Disparities in stroke incidence contributing to disparities in stroke mortality," *Annals of Neurology*, vol. 69, no. 4, pp. 619–627, 2011.
- [3] (2014) Association de lutte contre l'accident vasculaire cérébral. [Online]. Available : www.strokenet.be
- [4] P. Laloux, "Cost of acute stroke : A review," *Acta neurologica belgica*, vol. 103, no. 2, pp. 71–77, 2003.
- [5] G. Kwakkel, B. Kollen, and R. Wagenaar, "Long term effects of intensity of upper and lower limb training after stroke : a randomised trial," *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, vol. 72, no. 4, pp. 473–479, 2002.
- [6] L. Oujamaa, I. Relave, J. Froger, D. Mottet, and J.-Y. Pelissier, "Rehabilitation of arm function after stroke. literature review," *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, vol. 52, no. 3, pp. 269 – 293, 2009.
- [7] T. Truelsen, B. Piechowski-Józwiak, R. Bonita, C. Mathers, J. Bogousslavsky, and G. Boysen, "Stroke incidence and prevalence in europe : a review of available data," *European journal of neurology*, vol. 13, no. 6, pp. 581–598, 2006.
- [8] B. Kissela, J. Khoury, K. Alwell, C. Moomaw, D. Woo, and O. e. a. Adeoye, "Age at stroke : temporal trends in stroke incidence in a large, biracial population," *Neurology*, vol. 79, pp. 1781–1787, 2012.
- [9] R. Loureiro, W. Harwin, K. Nagai, and M. Johnson, "Advances in upper limb stroke rehabilitation : a technology push," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 49, pp. 1103–1118, 2011.

- [10] G. Prange, M. Jannink, C. Groothuis-Oudshoorn, H. Hermens, M. IJzerman *et al.*, "Systematic review of the effect of robot-aided therapy on recovery of the hemiparetic arm after stroke," *Journal of rehabilitation research and development*, vol. 43, no. 2, p. 171, 2006.
- [11] G. Kwakkel, B. Kollen, and H. Krebs, "Effects of robot-assisted therapy on upper limb recovery after stroke : a systematic review," *Neurorehabilitation and neural repair*, vol. 22, no. 2, pp. 111–121, 2008.
- [12] P. Langhorne, F. Coupar, and A. Pollock, "Motor recovery after stroke : a systematic review," *The Lancet Neurology*, vol. 8, no. 8, pp. 741–754, 2009.
- [13] L. Pignolo, "Robotics in neuro-rehabilitation," *Journal of Rehabilitation Medicine*, vol. 41, pp. 955–960, 2009.
- [14] N. Norouzi-Gheidari, P. S. Archambault, and J. Fung, "Effects of robot-assisted therapy on stroke rehabilitation in upper limbs : Systematic review and meta-analysis of the literature," *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 49, pp. 479–496, 2012.
- [15] G. Prange, T. Krabben, G. Renzenbrink, M. IJzerman, H. Hermens, and M. Jannink, "Changes in muscle activation after reach training with gravity compensation in chronic stroke patients," *International Journal of Rehabilitation Research*, vol. 35, no. 3, pp. 234–242, 2012.
- [16] R. J. Sanchez, J. Liu, S. Rao, P. Shah, R. Smith, T. Rahman, S. C. Cramer, J. E. Bobrow, and D. J. Reinkensmeyer, "Automating arm movement training following severe stroke : functional exercises with quantitative feedback in a gravity-reduced environment," *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 14, no. 3, pp. 378–389, 2006.
- [17] G. Prange, A. Stienen, M. Jannink, H. Van der Kooij, M. IJzerman, and H. Hermens, "Increased range of motion and decreased muscle activity during maximal reach with gravity compensation in stroke patients," in *Rehabilitation Robotics (ICORR), IEEE International Conference on*, 2007, pp. 467–471.
- [18] A. H. Stienen, E. E. Hekman, F. C. Van der Helm, G. B. Prange, M. J. Jannink, A. M. Aalsma, and H. Van der Kooij, "Freebal : dedicated gravity compensation for the upper extremities," in *Rehabilitation Robotics (ICORR), IEEE International Conference on*, 2007, pp. 804–808.
- [19] R. Ott, M. Gutiérrez, D. Thalmann, and F. Vexo, "Improving user comfort in haptic virtual environments through gravity compensation," in *Eurohaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems.*, 2005, pp. 401–409.
- [20] R. Beer, C. Naujokas, B. Bachrach, and D. Mayhew, "Development and evaluation of a gravity compensated training environment for robotic rehabili-

- tation of post-stroke reaching,” in *Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, *IEEE International Conference on*, 2008, pp. 205–210.
- [21] C. Warlow, J. van Gijn, and M. Dennis, *Stroke : practical management*, 3rd ed., Oxford, Ed. Blackwell Publishing, 2008.
 - [22] P. Langhorne, J. Bernhardt, and G. Kwakkel, “Stroke rehabilitation,” *The Lancet*, vol. 377, no. 9778, pp. 1693–1702, 2011.
 - [23] R. Teasell, J. Bitensky, K. Salter, and N. A. Bayona, “The role of timing and intensity of rehabilitation therapies,” *Topics in Stroke Rehabilitation*, vol. 12, no. 3, p. 46, 2005.
 - [24] H. Feys, W. De Weerd, G. Verbeke, G. Steck, C. Capiu, C. Kiekens, E. Dejaeger, G. Van Hoydonck, G. Vermeersch, and P. Cras, “Early and repetitive stimulation of the arm can substantially improve the long-term outcome after stroke : a 5-year follow-up study of a randomized trial,” *Stroke*, vol. 35, no. 4, p. 924, 2004.
 - [25] J. F. Israel, D. D. Campbell, J. H. Kahn, and T. G. Hornby, “Metabolic costs and muscle activity patterns during robotic-and therapist-assisted treadmill walking in individuals with incomplete spinal cord injury,” *Physical therapy*, vol. 86, no. 11, pp. 1466–1478, 2006.
 - [26] B. E. Becker, “Aquatic therapy : scientific foundations and clinical rehabilitation applications,” *PM&R*, vol. 1, no. 9, pp. 859–872, 2009.
 - [27] (2014). [Online]. Available : www.calverthospital.org
 - [28] H. Bruce, “Rehabilitation after stroke,” *The new England Journal of Medicine*, vol. 352, no. 16, pp. 1677–1684, 2005.
 - [29] A. Yelnik, “Evolution of the concepts concerning rehabilitation treatment for hemiplegic patients.” *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, vol. 48, no. 270, 2005.
 - [30] M. Van der Loos, “Robot-assisted movement training compared with conventional therapy techniques for the rehabilitation of upper-limb motor function after stroke,” *Archive of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 83, 2002.
 - [31] E. T. Wolbrecht, V. Chan, D. J. Reinkensmeyer, and J. E. Bobrow, “Optimizing compliant, model-based robotic assistance to promote neurorehabilitation,” *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 16, no. 3, pp. 286–297, 2008.
 - [32] H. Krebs, L. Dipietro, S. Levy-Tzedek, S. Fasoli, and N. Hogan, “A paradigm shift for rehabilitation robotics,” *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 27, no. 4, pp. 61–70, 2008.

- [33] M. Gilliaux, T. Lejeune, C. Detrembleur, J. Sapin, B. Dehez, and G. Stoquart, "A robotic device as a sensitive quantitative tool to assess upper limb impairments in stroke patients : A preliminary prospective cohort study," *Journal of Rehabilitation Medicine*, vol. 44, no. 3, pp. 210–217, 2012.
- [34] R. Riener, T. Nef, and G. Colombo, "Robot-aided neurorehabilitation of the upper extremities," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 43, pp. 2–10, 2005.
- [35] H. S. Lo and S. Q. Xie, "Exoskeleton robots for upper-limb rehabilitation : State of the art and future prospects," *Medical engineering & physics*, vol. 34, no. 3, pp. 261–268, 2012.
- [36] B. Ugurlu, M. Nishimura, K. Hyodo, M. Kawanishi, and T. Narikiyo, "A framework for sensorless torque estimation and control in wearable exoskeletons," in *Advanced Motion Control, IEEE International Workshop on*, 2012, pp. 1–7.
- [37] H. Vallery, R. Ekkelenkamp, H. Van Der Kooij, and M. Buss, "Passive and accurate torque control of series elastic actuators," in *Intelligent Robots and Systems, IEEE/RSJ International Conference on*, 2007, pp. 3534–3538.
- [38] D. Zanotto, T. Lenzi, P. Stegall, and S. Agrawal, "Improving transparency of powered exoskeletons using force/torque sensors on the supporting cuffs," in *Rehabilitation Robotics (ICORR), IEEE International Conference on*, 2013, pp. 1–6.
- [39] L. Marchal-Crespo and D. J. Reinkensmeyer, "Review of control strategies for robotic movement training after neurologic injury," *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 6, no. 1, p. 20, 2009.
- [40] J. L. Patton and F. A. Mussa-Ivaldi, "Robot-assisted adaptive training : custom force fields for teaching movement patterns," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 51, no. 4, pp. 636–646, 2004.
- [41] J. L. Patton, M. E. Stoykov, M. Kovic, and F. A. Mussa-Ivaldi, "Evaluation of robotic training forces that either enhance or reduce error in chronic hemiparetic stroke survivors," *Experimental Brain Research*, vol. 168, no. 3, pp. 368–383, 2006.
- [42] Y. Wei, P. Bajaj, R. Scheidt, and J. Patton, "Visual error augmentation for enhancing motor learning and rehabilitative relearning," in *Rehabilitation Robotics (ICORR), International Conference on*, 2005, pp. 505–510.
- [43] B. R. Brewer, R. Klatzky, and Y. Matsuoka, "Visual feedback distortion in a robotic environment for hand rehabilitation," *Brain research bulletin*, vol. 75, no. 6, pp. 804–813, 2008.

- [44] V. Klamroth-Marganska, J. Blanco, K. Campen, A. Curt, V. Dietz, T. Ettlin, M. Felder, B. Fellinghauer, M. Guidali, A. Kollmar *et al.*, “Three-dimensional, task-specific robot therapy of the arm after stroke : a multicentre, parallel-group randomised trial,” *The Lancet Neurology*, 2013.
- [45] S. Housman, V. Le, T. Rahman, R. Sanchez, and D. Reinkensmeyer, “Arm-training with t-wrex after chronic stroke : premliminary results of a randomized controlled trial,” in *Rehabilitation Robotics (ICORR), IEEE International Conference on*, 2007.
- [46] G. Grimaldi and M. Manto, “Functional impacts of exoskeleton-based rehabilitation in chronic stroke : multi-joint versus single-joint robotic training,” *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 10, no. 113, 2013.
- [47] H. I. Krebs, J. J. Palazzolo, L. Dipietro, M. Ferraro, J. Krol, K. Ranekleiv, B. T. Volpe, and N. Hogan, “Rehabilitation robotics : Performance-based progressive robot-assisted therapy,” *Autonomous Robots*, vol. 15, no. 1, pp. 7–20, 2003.
- [48] L. Kahn, W. Rymer, and D. Reinkensmeyer, “Adaptive assistance for guided force training in chronic stroke,” in *Engineering in Medicine and Biology Society, 26th Annual International Conference of the IEEE*, vol. 1, 2004, pp. 2722–2725.
- [49] M. Carmichael and D. Liu, “Estimating physical assistance need using a musculoskeletal model,” *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 60, no. 7, pp. 1912–1919, July 2013.
- [50] M. G. Carmichael and D. Liu, “Admittance control scheme for implementing model-based assistance-as-needed on a robot,” in *Engineering in Medicine and Biology Society, Annual International Conference of the IEEE*, 2013, pp. 870–873.
- [51] M. Carmichael and D. Liu, “Experimental evaluation of a model-based assistance-as-needed paradigm using an assistive robot,” in *Engineering in Medicine and Biology Society, Annual International Conference of the IEEE*, 2013, pp. 866–869.
- [52] G. Prange, L. Kallenberg, M. Jannink, A. Stienen, H. Van der Kooij, M. IJzerman, and H. Hermens, “Influence of gravity compensation on muscle activity during reach and retrieval in healthy elderly,” *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 19, no. 2, pp. 40–49, 2009.
- [53] T. Rahman, W. Sample, R. Seliktar, M. Alexander, and M. Scavina, “An anti-gravity arm orthosis for people with muscular weakness,” *Integration Of Assistive Technology In The Information Age*, pp. 31–36, 2001.

- [54] (2014) Hocoma. armeospring and armeopower. [Online]. Available : www.hocoma.com
- [55] J. Herder, "Development of a statically balanced arm support : Armon," in *Rehabilitation Robotics (ICORR), IEEE International Conference on*, 2005, pp. 281–286.
- [56] J. L. Herder, N. Vrijlandt, T. Antonides, M. Cloosterman, P. L. Mastenbroek *et al.*, "Principle and design of a mobile arm support for people with muscular weakness," *Journal of rehabilitation research and development*, vol. 43, no. 5, p. 591, 2006.
- [57] T. Sukal, J. Dewald, and M. Ellis, "Use of a novel robotic system for quantification of upper limb work area following stroke," in *Engineering in Medicine and Biology Society, IEEE Annual International Conference of the*, 2006, pp. 5032–5035.
- [58] R. Van der Linde and P. Lammertse, "Hapticmaster—a generic force controlled robot for human interaction," *Industrial Robot : An International Journal*, vol. 30, no. 6, pp. 515–524, 2003.
- [59] (2014) Cyberglove systems. cyberglove iii. [Online]. Available : <http://www.cyberglovesystems.com>
- [60] D. Mayhew, B. Bachrach, W. Z. Rymer, and R. F. Beer, "Development of the macarm—a novel cable robot for upper limb neurorehabilitation," in *Rehabilitation Robotics (ICORR), IEEE International Conference on*, 2005, pp. 299–302.
- [61] N. Hogan, H. Krebs, J. Charnnarong, P. Srikrishna, and A. Sharon, "Mit-manus : a workstation for manual therapy and training. i," in *Robot and Human Communication, IEEE International Workshop on*, 1992, pp. 161–165.
- [62] W. Harwin, R. Loureiro, F. Amirabdollahian, M. Taylor, G. Johnson, E. Stokes, S. Coote, M. Topping, C. Collin, S. Tamparis *et al.*, "The gentle/s project : a new method of delivering neurorehabilitation," *Assistive technology added value to the quality of life AAATE*, vol. 1, pp. 36–41, 2001.
- [63] M. Schünke, E. Schulte, U. Schumacher, M. Voll, K. Wesker, J.-M. Chevallier, and R. Douard, *Atlas d'anatomie prométhée*, Maloine, Ed., 2004.
- [64] G. Fleisig, R. Nicholls, B. Elliott, and R. Escamilla, "Tennis : Kinematics used by world class tennis players to produce high-velocity serves," *Sports Biomechanics*, vol. 2, no. 1, pp. 51–64, 2003.
- [65] J. Sapin, "Conception d'un robot interactif pour la rééducation des membres supérieurs de patients cérébrolésés," Ph.D. dissertation, Université catholique de Louvain, 2010.

- [66] P. Mahaudens, X. Banse, M. Mousny, and C. Detrembleur, "Gait in adolescent idiopathic scoliosis : kinematics and electromyographic analysis," *European Spine Journal*, vol. 18, no. 4, pp. 512–521, 2009.
- [67] C. Detrembleur, A. van den Hecke, and F. Dierick, "Motion of the body centre of gravity as a summary indicator of the mechanics of human pathological gait," *Gait & Posture*, vol. 12, no. 3, pp. 243 – 250, 2000.
- [68] J. Aizawa, T. Masuda, T. Koyama, K. Nakamaru, K. Isozaki, A. Okawa, and S. Morita, "Three-dimensional motion of the upper extremity joints during various activities of daily living," *Journal of biomechanics*, vol. 43, no. 15, pp. 2915–2922, 2010.
- [69] H. J. Luinge, *Inertial sensing of human movement*. Twente University Press, 2002.
- [70] I. Pastor, H. Hayes, and S. Bamberg, "A feasibility study of an upper limb rehabilitation system using kinect and computer games," in *Engineering in Medicine and Biology Society, IEEE Annual International Conference of the*, 2012, pp. 1286–1289.
- [71] H. Zhou and H. Hu, "Human motion tracking for rehabilitation-A survey," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 3, no. 1, pp. 1–18, 2008.
- [72] (2014) Metamotion. gypsy 7 and ipi desktop software. [Online]. Available : <http://www.metamotion.com>
- [73] C.-Y. Chang, B. Lange, M. Zhang, S. Koenig, P. Requejo, N. Somboon, A. A. Sawchuk, and A. A. Rizzo, "Towards pervasive physical rehabilitation using microsoft kinect," in *Pervasive Computing Technologies for Healthcare, International Conference on*, 2012, pp. 159–162.
- [74] E. Stone and M. Skubic, "Evaluation of an inexpensive depth camera for in-home gait assessment," *Journal of Ambient Intelligence and Smart Environments*, vol. 3, no. 4, pp. 349–361, 2011.
- [75] (2014) Ascension trakstar. [Online]. Available : <http://www.ascension-tech.com/realtime/RTtrakSTAR.php>
- [76] (2014) Liberty polhemus. [Online]. Available : <http://www.polhemus.com/motion-tracking/all-trackers/liberty>
- [77] J. Lenz, "A review of magnetic sensors," vol. 78, pp. 973–989, 1990.
- [78] A. Ward, A. Jones, and A. Hopper, "A new location technique for the active office," *Personal Communications, IEEE*, vol. 4, no. 5, pp. 42–47, 1997.
- [79] E. Foxlin and M. Harrington, "Weartrack : A self-referenced head and hand tracker for wearable computers and portable vr," in *Wearable Computers, The IEEE Fourth International Symposium on*, 2000, pp. 155–162.

- [80] N. Yazdi, F. Ayazi, and K. Najafi, "Micromachined inertial sensors," *Proceedings of the IEEE*, vol. 86, no. 8, pp. 1640–1659, 1998.
- [81] A. T. M. Willemsen, J. Van Alste, and H. Boom, "Real-time gait assessment utilizing a new way of accelerometry," *Journal of Biomechanics*, vol. 23, no. 8, pp. 859–863, 1990.
- [82] H. Luinge and P. Veltink, "Inclination measurement of human movement using a 3-d accelerometer with autocalibration," *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 12, no. 1, pp. 112–121, 2004.
- [83] B. Barshan and H. F. Durrant-Whyte, "Inertial navigation systems for mobile robots," *Robotics and Automation, IEEE Transactions on*, vol. 11, no. 3, pp. 328–342, 1995.
- [84] R. E. Mayagoitia, A. V. Nene, and P. H. Veltink, "Accelerometer and rate gyroscope measurement of kinematics : an inexpensive alternative to optical motion analysis systems," *Journal of biomechanics*, vol. 35, no. 4, pp. 537–542, 2002.
- [85] T. Cloete and C. Scheffer, "Benchmarking of a full-body inertial motion capture system for clinical gait analysis," in *Engineering in Medicine and Biology Society, Annual International Conference of the IEEE*, 2008, pp. 4579–4582.
- [86] H. Luinge, P. Veltink, and C. Baten, "Ambulatory measurement of arm orientation," *Journal of Biomechanics*, vol. 40, no. 1, pp. 78–85, 2007.
- [87] V. van Acht, E. Bongers, N. Lambert, and R. Verberne, "Miniature wireless inertial sensor for measuring human motions," in *Engineering in Medicine and Biology Society, Annual International Conference of the IEEE*, 2007, pp. 6278–6281.
- [88] R. Kalman *et al.*, "A new approach to linear filtering and prediction problems," *Journal of basic Engineering*, vol. 82, no. 1, pp. 35–45, 1960.
- [89] S. O. Madgwick, "An efficient orientation filter for inertial and inertial/magnetic sensor arrays," University of Bristol, Tech. Rep., 2010.
- [90] A. Cutti, A. Giovanardi, L. Rocchi, A. Davalli, and R. Sacchetti, "Ambulatory measurement of shoulder and elbow kinematics through inertial and magnetic sensors," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 46, no. 2, pp. 169–178, 2008.
- [91] D. Roetenberg, "Inertial and magnetic sensing of human motion," Ph.D. dissertation, University of Twente, 2006.
- [92] D. Roetenberg, P. J. Slycke, and P. H. Veltink, "Ambulatory position and orientation tracking fusing magnetic and inertial sensing," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 54, no. 5, pp. 883–890, 2007.

- [93] D. Vlastic, R. Adelsberger, G. Vannucci, J. Barnwell, M. Gross, W. Matusik, and J. Popović, "Practical motion capture in everyday surroundings," in *ACM Transactions on Graphics*, vol. 26, no. 3, 2007, p. 35.
- [94] (2014) Advanced realtime tracking. hybrid suit. [Online]. Available : <http://www.ar-tracking.com>
- [95] G. Bellusci, D. Roetenberg, F. Dijkstra, H. Luinge, and P. Slycke, "Xsens mvn motiongrid : Drift-free human motion tracking using tightly coupled ultra-wideband and miniature inertial sensors," *Xsens Technologies*, 2010.
- [96] M. Tanigawa, H. Luinge, L. Schipper, and P. Slycke, "Drift-free dynamic height sensor using mems imu aided by mems pressure sensor," in *Positioning, Navigation and Communication, 5th IEEE Workshop on*, 2008, pp. 191–196.
- [97] A. M. Sabatini and V. Genovese, "A sensor fusion method for tracking vertical velocity and height based on inertial and barometric altimeter measurements," *Sensors*, vol. 14, no. 8, pp. 13 324–13 347, 2014.
- [98] M. Zhang, A. Vydhyathan, A. Young, and H. Luinge, "Robust height tracking by proper accounting of nonlinearities in an integrated uwb/mems-based-imu/baro system," in *IEEE Position Location and Navigation Symposium*, 2012, pp. 414–421.
- [99] (2014) Biometrics goniometers and torsionmeters. [Online]. Available : <http://www.nexgenergo.com/>
- [100] A. Tognetti, F. Lorussi, G. D. Mura, N. Carbonaro, M. Pacelli, R. Paradiso, and D. D. Rossi, "New generation of wearable goniometers for motion capture systems," *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 11, no. 1, p. 56, 2014.
- [101] M. Donno, E. Palange, F. Di Nicola, G. Bucci, and F. Ciancetta, "A new flexible optical fiber goniometer for dynamic angular measurements : Application to human joint movement monitoring," *Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on*, vol. 57, no. 8, pp. 1614–1620, Aug 2008.
- [102] A. A. Mohamed, J. Baba, J. Beyea, J. Landry, A. Sexton, and C. A. McGibbon, "Comparison of strain-gage and fiber-optic goniometry for measuring knee kinematics during activities of daily living and exercise," *Journal of biomechanical engineering*, vol. 134, no. 8, p. 084502, 2012.
- [103] J. B. Rowe, N. Friedman, M. Bachman, and D. J. Reinkensmeyer, "The manometer : A non-obtrusive wearable device for monitoring spontaneous use of the wrist and fingers." in *Rehabilitation Robotics (ICORR), IEEE International Conference on*, 2013, pp. 1–6.

- [104] T. Nef, M. Guidali, and R. Riener, "Armin iii-arm therapy exoskeleton with an ergonomic shoulder actuation," *Applied Bionics and Biomechanics*, vol. 6, no. 2, pp. 127–142, 2009.
- [105] A. Young, "Comparison of orientation filter algorithms for realtime wireless inertial posture tracking," *2009 Body Sensor Networks*, pp. 59–64, 2009.
- [106] (2014) X-io technologies. [Online]. Available : www.x-io.co.uk
- [107] W. R. Hamilton and W. E. Hamilton, *Elements of quaternions*. London : Longmans, Green, & Company, 1866.
- [108] J. Diebel, "Representing attitude : Euler angles, unit quaternions, and rotation vectors," *Matrix*, 2006.
- [109] J. B. Kuipers, *Quaternions and rotation sequences*. Princeton university press Princeton, 1999, vol. 66.
- [110] A. G. Cutti, G. Paolini, M. Troncossi, A. Cappello, and A. Davalli, "Soft tissue artefact assessment in humeral axial rotation," *Gait & Posture*, vol. 21, no. 3, pp. 341 – 349, 2005.
- [111] A. G. Cutti, A. Cappello, and A. Davalli, "In vivo validation of a new technique that compensates for soft tissue artefact in the upper-arm : Preliminary results," *Clinical Biomechanics*, vol. 21, no. 0, pp. S13 – S19, 2006.
- [112] P. Picerno, A. Cereatti, and A. Cappozzo, "Joint kinematics estimate using wearable inertial and magnetic sensing modules," *Gait & posture*, vol. 28, no. 4, pp. 588–595, 2008.
- [113] J.-L. Voisin, "Note sur la position de la tubérosité deltoïdienne (*tuberositas deltoidea*) et ses conséquences fonctionnelles," *L'Anthropologie*, vol. 108, no. 1, pp. 1–9, 2004.
- [114] A. Quarteroni, F. Saleri, and P. Gervasio, *Calcul Scientifique*. Springer, 2010.
- [115] M. Stokdijk, M. Biegstraaten, W. Ormel, Y. de Boer, H. Veeger, and P. Rosing, "Determining the optimal flexion-extension axis of the elbow in vivo—a study of interobserver and intraobserver reliability," *Journal of Biomechanics*, vol. 33, no. 9, pp. 1139–1145, 2000.
- [116] W. De Vries, H. Veeger, A. Cutti, C. Baten, and F. Van der Helm, "Functionally interpretable local coordinate systems for the upper extremity using inertial & magnetic measurement systems," *Journal of biomechanics*, vol. 43, no. 10, pp. 1983–1988, 2010.
- [117] S. O. Madgwick, A. J. Harrison, and R. Vaidyanathan, "Estimation of imu and marg orientation using a gradient descent algorithm," in *Rehabilitation Robotics (ICORR), IEEE International Conference on*, 2011, pp. 1–7.

- [118] (2014) Microsoft mvvm, wpf, kinect fusion, etc. [Online]. Available : msdn.microsoft.com
- [119] K. O'Donovan, R. Kamnik, D. O'Keeffe, and G. Lyons, "An inertial and magnetic sensor based technique for joint angle measurement," *Journal of biomechanics*, vol. 40, no. 12, pp. 2604–2611, 2007.
- [120] W. Kong, S. Sessa, S. Cosentino, M. Zecca, K. Saito, C. Wang, U. Imtiaz, Z. Lin, L. Bartolomeo, H. Ishii *et al.*, "Development of a real-time imu-based motion capture system for gait rehabilitation," in *Robotics and Biomimetics, IEEE International Conference on*, 2013, pp. 2100–2105.
- [121] D. Galinski and B. Dehez, "Evaluation of initialization procedures for estimating upper limb kinematics with marg sensors," in *Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob), IEEE International Conference on*, 2012, pp. 1–6.
- [122] P. De Leva, "Adjustments to zatsiorsky-seluyanov's segment inertia parameters," *Journal of biomechanics*, vol. 29, no. 9, pp. 1223–1230, 1996.
- [123] C. van Andel, N. Wolterbeek, C. Doorenbosch, D. Veeger, and J. Harlaar, "Complete 3d kinematics of upper extremity functional tasks," *Gait & posture*, vol. 27, no. 1, pp. 120–127, 2008.
- [124] D. Magermans, E. Chadwick, H. Veeger, and F. Van Der Helm, "Requirements for upper extremity motions during activities of daily living," *Clinical Biomechanics*, vol. 20, no. 6, pp. 591–599, 2005.
- [125] J. C. Perry, J. Rosen, and S. Burns, "Upper-limb powered exoskeleton design," *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, vol. 12, no. 4, pp. 408–417, 2007.
- [126] A. Frisoli, F. Salsedo, M. Bergamasco, B. Rossi, and M. C. Carboncini, "A force-feedback exoskeleton for upper-limb rehabilitation in virtual reality," *Applied Bionics and Biomechanics*, vol. 6, no. 2, pp. 115–126, 2009.
- [127] R. Sanchez Jr, E. Wolbrecht, R. Smith, J. Liu, S. Rao, S. Cramer, T. Rahman, J. Bobrow, and D. Reinkensmeyer, "A pneumatic robot for re-training arm movement after stroke : Rationale and mechanical design," in *Rehabilitation Robotics (ICORR), IEEE International Conference on*, 2005, pp. 500–504.
- [128] A. Stienen, E. Hekman, H. ter Braak, A. Aalsma, F. van der Helm, and H. van der Kooij, "Design of a rotational hydroelastic actuator for a powered exoskeleton for upper limb rehabilitation," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 57, no. 3, pp. 728–735, 2010.
- [129] H. Park, Y. Ren, and L. Zhang, "Intelliarm : An exoskeleton for diagnosis and treatment of patients with neurological impairments," in *Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob), IEEE International Conference on*, 2008, pp. 109–114.

- [130] D. Koo, P. Chang, M. Sohn, and J. Shin, "Shoulder mechanism design of an exoskeleton robot for stroke patient rehabilitation," in *Rehabilitation Robotics (ICORR), IEEE International Conference on*, 2011, pp. 1–6.
- [131] M. Ergin and V. Patoglu, "Assiston-se : A self-aligning shoulder-elbow exoskeleton," in *Robotics and Automation (ICRA), IEEE International Conference on*, 2012, pp. 2479–2485.
- [132] S. Ball, I. Brown, and S. Scott, "Medarm : a rehabilitation robot with 5dof at the shoulder complex," in *Advanced Intelligent Mechatronics, IEEE/ASME International Conference on*, 2007, pp. 1–6.
- [133] N. Jarrassé and G. Morel, "Connecting a human limb to an exoskeleton," *Robotics, IEEE Transactions on*, vol. 28, no. 3, pp. 697–709, 2012.
- [134] A. Schiele and G. Visentin, "The esa human arm exoskeleton for space robotics telepresence," in *Robotics and Automation in Space, International Symposium on Artificial Intelligence*, 2003, pp. 19–23.
- [135] B. Dehez and J. Sapin, "Shouldero, an alignment-free two-dof rehabilitation robot for the shoulder complex," in *Rehabilitation Robotics (ICORR), IEEE International Conference on*, 2011, pp. 1–8.
- [136] A. Yogurtcu and T. Vansnick, "Design et contrôle d'un robot de rééducation pour l'épaule," Master's thesis, Université catholique de Louvain, 2012.
- [137] B. Herbin and D. Meert, "Optimisation globale d'un robot de revalidation pour le complexe articulaire de l'épaule," Master's thesis, Université catholique de Louvain, 2012.
- [138] J. Samin and P. Fiset, *Symbolic modeling of multibody systems*. Springer Netherlands, 2003.
- [139] (2014) Robotran website. [Online]. Available : <http://www.robotran.be/>
- [140] K. Deb, A. Pratap, S. Agarwal, and T. Meyarivan, "A fast and elitist multiobjective genetic algorithm : Nsga-ii," *IEEE Transactions On Evolutionary Computation*, vol. 6, no. 2, 2002.
- [141] M. Spong, S. Hutchinson, and M. Vidyasagar, *Robot modeling and control*. John Wiley & Sons Hoboken, 2006.
- [142] R. A. Volpe, "Real and artificial forces in the control of manipulators : theory and experiments," Ph.D. dissertation, Carnegie Mellon University, 1990.
- [143] M. Ueberle and M. Buss, "Control of kinesthetic haptic interfaces," in *Intelligent Robotics and Systems, IEEE International Conference on*, vol. 22, 2004.
- [144] O. Baser and E. I. Konukseven, "Utilization of motor current based torque feedback to improve the transparency of haptic interfaces," *Mechanism and Machine Theory*, vol. 52, pp. 78–93, 2012.

- [145] A. Albu-Schaffer and G. Hirzinger, "Cartesian impedance control techniques for torque controlled light-weight robots," in *Robotics and Automation (ICRA), IEEE International Conference on*, vol. 1, 2002, pp. 657–663.
- [146] C. A. Doorenbosch, J. Harlaar, and D. Veeger, "The globe system : an unambiguous description of shoulder positions in daily life movements," *Journal of rehabilitation research and development*, vol. 40, no. 2, pp. 147–156, 2003.
- [147] G. E. Forsythe and C. B. Moler, "Computer solution of linear algebraic systems," 1967.
- [148] W. H. Press, B. P. Flannery, S. A. Teukolsky, and W. T. Vetterling, "Numerical recipes in c : the art of scientific computing," 1992.
- [149] (2014) Maxon motor ag. [Online]. Available : www.maxonmotor.com
- [150] (2014) Harmonic drive ag. [Online]. Available : www.harmonicdrive.de
- [151] (2014) Sensy s.a. [Online]. Available : www.sensy.com
- [152] N. Jarrassé, "Interagir avec un exosquelette," in *2ème colloque CENRob*, 2013.
- [153] (2014) Cia - canopen. [Online]. Available : www.can-cia.org
- [154] C. C. Hang, K. J. Åström, and W. K. Ho, "Refinements of the ziegler–nichols tuning formula," in *Control Theory and Applications, IEE Proceedings D*, vol. 138, no. 2, 1991, pp. 111–118.
- [155] O. Lequin, M. Gevers, M. Mossberg, E. Bosmans, and L. Triest, "Iterative feedback tuning of pid parameters : comparison with classical tuning rules," *Control Engineering Practice*, vol. 11, no. 9, pp. 1023–1033, 2003.
- [156] S. Eppinger and W. Seering, "Understanding bandwidth limitations in robot force control," in *Robotics and Automation (ICRA), IEEE International Conference on*, vol. 4, 1987, pp. 904–909.
- [157] H. Garnier, M. Mensler, and A. Richard, "Continuous-time model identification from sampled data : implementation issues and performance evaluation," *International Journal of Control*, vol. 76, no. 13, pp. 1337–1357, 2003.
- [158] J. E. Colgate, "The control of dynamically interacting systems," Ph.D. dissertation, Massachusetts Institute of Technology, 1988.
- [159] M. Mosadeghzad, G. A. Medrano-Cerda, J. A. Saglia, N. G. Tsagarakis, and D. G. Caldwell, "Comparison of various active impedance control approaches, modeling, implementation, passivity, stability and trade-offs," in *Advanced Intelligent Mechatronics, IEEE/ASME International Conference on*, 2012, pp. 342–348.
- [160] J. Bjornstrup, "Estimation of human body segment parameters | historical background," *Rapport technique, LIA*, 1995.

- [161] G. S. Nikolova and Y. E. Toshev, "Estimation of male and female body segment parameters of the bulgarian population using a 16-segmental mathematical model," *Journal of biomechanics*, vol. 40, no. 16, pp. 3700–3707, 2007.
- [162] C. C. Gordon, T. Churchill, C. E. Clauser, B. Bradtmiller, and J. T. McConville, "Anthropometric survey of us army personnel : methods and summary statistics 1988," DTIC Document, Tech. Rep., 1989.
- [163] S. M. Donelson and C. C. Gordon, "1995 matched anthropometric database of us marine corps personnel : Summary statistics." DTIC Document, Tech. Rep., 1996.
- [164] H. Jurgens, I. Matzdorff, and J. Windberg, "International anthropometric data for work-place and machinery design," *Arbeitswissenschaftliche Erkenntnisse*, no. 108, 1998.
- [165] E. Motmans, "Anthropometry table ergonomie rc," DinBelg. [Online]. Available : www.dinbelg.be, Tech. Rep., 2005.
- [166] ISO, "Basic human body measurements for technological design – part 2 : Statistical summaries of body measurements from national populations (iso/tr 7250-2 : 2010)," Tech. Rep., 2011.
- [167] C. E. Clauser, J. T. McConville, and J. W. Young, "Weight, volume, and center of mass of segments of the human body," DTIC Document, Tech. Rep., 1969.
- [168] R. Chandler, C. Clauser, J. McConville, H. Reynolds, and J. Young, "Investigation of inertial properties of the human body," DTIC Document, Tech. Rep., 1975.
- [169] W. T. Dempster, "Space requirements of the seated operator : geometrical, kinematic, and mechanical aspects of the body, with special reference to the limbs," 1955.
- [170] J. J. Bauer, M. J. Pavol, C. M. Snow, and W. C. Hayes, "Mri-derived body segment parameters of children differ from age-based estimates derived using photogrammetry," *Journal of Biomechanics*, vol. 40, no. 13, pp. 2904 – 2910, 2007.
- [171] J. T. McConville, C. E. Clauser, T. D. Churchill, J. Cuzzi, and I. Kaleps, "Anthropometric relationships of body and body segment moments of inertia," DTIC Document, Tech. Rep., 1980.
- [172] G. Shan and C. Bohn, "Anthropometrical data and coefficients of regression related to gender and race," *Applied ergonomics*, vol. 34, no. 4, pp. 327–337, 2003.
- [173] M. J. Pavol, T. M. Owings, and M. D. Grabiner, "Body segment inertial parameter estimation for the general population of older adults," *Journal of Biomechanics*, vol. 35, no. 5, pp. 707 – 712, 2002.

- [174] K. J. Ganley and C. M. Powers, "Anthropometric parameters in children : a comparison of values obtained from dual energy x-ray absorptiometry and cadaver-based estimates," *Gait & posture*, vol. 19, no. 2, pp. 133–140, 2004.
- [175] J. L. Durkin, J. J. Dowling *et al.*, "Analysis of body segment parameter differences between four human populations and the estimation errors of four popular mathematical models." *Journal of biomechanical engineering*, vol. 125, no. 4, p. 515, 2003.
- [176] P. L. Davidson, S. J. Wilson, B. D. Wilson, and D. J. Chalmers, "Estimating subject-specific body segment parameters using a 3-dimensional modeller program," *Journal of biomechanics*, vol. 41, no. 16, pp. 3506–3510, 2008.
- [177] A. J. Chambers, A. L. Sukits, J. L. McCrory, and R. Cham, "The effect of obesity and gender on body segment parameters in older adults," *Clinical Biomechanics*, vol. 25, no. 2, pp. 131 – 136, 2010.
- [178] R. K. Jensen and P. Fletcher, "Distribution of mass to the segments of elderly males and females," *Journal of biomechanics*, vol. 27, no. 1, pp. 89–96, 1994.
- [179] S. L. Matrangola, M. L. Madigan, M. A. Nussbaum, R. Ross, and K. P. Davy, "Changes in body segment inertial parameters of obese individuals with weight loss," *Journal of biomechanics*, vol. 41, no. 15, pp. 3278–3281, 2008.
- [180] J. LaForgia, J. Dollman, M. J. Dale, R. T. Withers, and A. M. Hill, "Validation of dxa body composition estimates in obese men and women," *Obesity*, vol. 17, no. 4, pp. 821–826, 2009.
- [181] C.-K. Cheng, H.-H. Chen, C.-S. Chen, C.-L. Lee, and C.-Y. Chen, "Segment inertial properties of chinese adults determined from magnetic resonance imaging," *Clinical biomechanics*, vol. 15, no. 8, pp. 559–566, 2000.
- [182] M. Mungiole and P. E. Martin, "Estimating segment inertial properties : comparison of magnetic resonance imaging with existing methods," *Journal of Biomechanics*, vol. 23, no. 10, pp. 1039–1046, 1990.
- [183] P. E. Martin, M. Mungiole, M. W. Marzke, and J. M. Longhill, "The use of magnetic resonance imaging for measuring segment inertial properties," *Journal of Biomechanics*, vol. 22, no. 4, pp. 367–376, 1989.
- [184] T. Yokoi, K. Shibukawa, M. Ae, S. Ishijima, and Y. Hashihara, "Body segment parameters of japanese children," *Japanese Journal of Physical Education*, vol. 31, no. 1, pp. 53–66, 1986.
- [185] T. R. Ackland, B. A. Blanksby, and J. Bloomfield, "Inertial characteristics of adolescent male body segments," *Journal of Biomechanics*, vol. 21, no. 4, pp. 319–327, 1988.

- [186] A. Baca, "Precise determination of anthropometric dimensions by means of image processing methods for estimating human body segment parameter values," *Journal of biomechanics*, vol. 29, no. 4, pp. 563–567, 1996.
- [187] J. Liu, R. Hughes, W. Smutz, G. Niebur, and K. Nan-An, "Roles of deltoid and rotator cuff muscles in shoulder elevation," *Clinical Biomechanics*, vol. 12, no. 1, pp. 32 – 38, 1997.
- [188] P. Favre, H. A. Jacob, and C. Gerber, "Changes in shoulder muscle function with humeral position : A graphical description," *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 18, no. 1, pp. 114 – 121, 2009.
- [189] (2014) Bts bioengineering. freeemg. [Online]. Available : <http://www.btsbioengineering.com>
- [190] M. J. Crowder and D. J. Hand, *Analysis of repeated measures*. CRC Press, 1990, vol. 41.
- [191] N. Dounskaia, C. Ketcham, and G. Stelmach, "Commonalities and differences in control of various drawing movements," *Experimental Brain Research*, vol. 146, no. 1, pp. 11–25, 2002.
- [192] P. L. Gribble, L. I. Mullin, N. Cothros, and A. Mattar, "Role of cocontraction in arm movement accuracy," *Journal of neurophysiology*, vol. 89, no. 5, pp. 2396–2405, 2003.
- [193] D. Galinski, J. Sapin, and B. Dehez, "Optimal design of an alignment-free exoskeleton for the shoulder complex," in *Rehabilitation Robotics, IEEE International Conference on*, 2013.
- [194] D. Galinski and B. Dehez, "Design, control and characterization of afrexos : an alignment-free rehabilitation exoskeleton for the shoulder complex." *submitted to IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2014.
- [195] T. Watillon, "Implémentation d'un avatar 3d comme miroir virtuel interactif pour des patients post-acc sur base d'acquisition de données inertielles ou optiques," Master's thesis, Haute école de Namur Liège Luxembourg, 2013.
- [196] H. Zhou, T. Stone, H. Hu, and N. Harris, "Use of multiple wearable inertial sensors in upper limb motion tracking," *Medical engineering & physics*, vol. 30, no. 1, pp. 123–133, 2008.
- [197] Y.-A. Lim, H.-S. Ahn, and J. Ryu, "Analogue input shaper for haptic interfaces," *Control Theory & Applications, IET*, vol. 3, no. 12, pp. 1553–1564, 2009.
- [198] S. M. M. De Rossi, N. Vitiello, T. Lenzi, R. Ronsse, B. Koopman, A. Persichetti, F. Giovacchini, F. Vecchi, A. J. Ijspeert, H. van der Kooij *et al.*, "Soft artificial tactile sensors for the measurement of human-robot interaction in the rehabilitation of the lower limb," in *Engineering in Medicine and Biology Society, IEEE Annual International Conference of the*, 2010, pp. 1279–1282.

- [199] B. Choi, S. Lee, H. R. Choi, and S. Kang, "Development of anthropomorphic robot hand with tactile sensor : Skku hand ii," in *Intelligent Robots and Systems, IEEE/RSJ International Conference on*, 2006, pp. 3779–3784.
- [200] T. Mukai, S. Hirano, and Y. Kato, "Fast and accurate tactile sensor system for a human-interactive robot," *Sensors, Focus on Tactile, Force and Stress Sensors*, pp. 305–316, 2008.
- [201] A. Goto, H. Moritomo, T. Murase, K. Oka, K. Sugamoto, T. Arimura, Y. Nakajima, T. Yamazaki, Y. Sato, S. Tamura, H. Yoshikawa, and T. Ochi, "In vivo elbow biomechanical analysis during flexion : three-dimensional motion analysis using magnetic resonance imaging," *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 13, no. 4, pp. 441 – 447, 2004.
- [202] (2014) Skanect software. [Online]. Available : <http://skanect.occipital.com>
- [203] E. Itoi, H.-C. Hsu, and K.-N. An, "Biomechanical investigation of the glenohumeral joint," *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 5, no. 5, pp. 407–424, 1996.
- [204] N. Poppen and P. Walker, "Forces at the glenohumeral joint in abduction," *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 135, pp. 165–170, 1978.
- [205] G. Wu, F. Van der Helm, H. Veeger, M. Makhssous, P. Van Roy, C. Anglin, J. Nagels, A. Karduna, and K. McQuade, "ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion–Part II : shoulder, elbow, wrist and hand," *Journal of biomechanics*, vol. 38, no. 5, pp. 981–992, 2005.
- [206] D. Romilly, C. Anglin, R. Gosine, C. Hershler, and S. Raschke, "A functional task analysis and motion simulation for the development of a powered upper-limb orthosis," *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 2, no. 3, pp. 119–129, 1994.
- [207] R. Prokopenko, A. Frolov, E. Biryukova, and A. Roby-Brami, "Assessment of the accuracy of a human arm model with seven degrees of freedom," *Journal of biomechanics*, vol. 34, no. 2, pp. 177–185, 2001.
- [208] J. Lenarcic and M. Stanisic, "A humanoid shoulder complex and the humeral pointing kinematics," *Robotics and Automation, IEEE Transactions on*, vol. 19, no. 3, pp. 499–506, 2003.
- [209] N. Klopčar and J. Lenarčič, "Kinematic model for determination of human arm reachable workspace," *Meccanica*, vol. 40, no. 2, pp. 203–219, 2005.
- [210] B. Hingtgen, J. R. McGuire, M. Wang, and G. F. Harris, "An upper extremity kinematic model for evaluation of hemiparetic stroke," *Journal of biomechanics*, vol. 39, no. 4, pp. 681–688, 2006.

- [211] V. M. Zatsiorsky, *Kinematics of human motion*. Human Kinetics, 1998.
- [212] A. Kontaxis, A. Cutti, G. Johnson, and H. Veeger, "A framework for the definition of standardized protocols for measuring upper-extremity kinematics." *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, vol. 24, no. 3, p. 246, 2009.
- [213] A. Weinberg, I. Pietsch, M. Helm, J. Hesselbach, and H. Tscherne, "A new kinematic model of pro-and supination of the human forearm," *Journal of biomechanics*, vol. 33, no. 4, pp. 487–491, 2000.
- [214] M. Bottlang, S. Madey, C. Steyers, J. Marsh, and T. Brown, "Assessment of elbow joint kinematics in passive motion by electromagnetic motion tracking," *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 18, no. 2, pp. 195–202, 2000.