THÈSE

Pour l'obtention du grade de
DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE POITIERS
UFR des sciences fondamentales et appliquées
Pôle poitevin de recherche pour l'ingénieur en mécanique, matériaux et énergétique - PPRIMME (Poitiers)
(Diplôme National - Arrêté du 25 mai 2016)

École doctorale : Sciences et Ingénierie des Matériaux, Mécanique, Énergétique (Poitiers)
Secteur de recherche : Génie mécanique

Cotutelle : Ecole Nationale d'Ingénieurs, Sousse, Tunisie

Présentée par :
Ferdaws Ennaiem

Approche optimale pour la synthèse des robots parallèles à câbles dédiés à la rééducation fonctionnelle

Directeur(s) de Thèse :
Mohamed Amine Laribi, Lotfi Romdhane, Juan Sebastian Sandoval Arevalo

Soutenue le 18 novembre 2022 devant le jury

Jury :

Président	**Vigen Arakelyan**	Professeur, IRCCyN, I.N.S.A, Rennes
Rapporteur	**Eduardo Castillo Castañeda**	Professeur, Instituto Politécnica National, Mexico
Rapporteur	**Mohamed Ali Rezgui**	Maître de conférences, LMPE, E.N.S.I.T, Tunis
Membre	**Abdelfattah Mlika**	Professeur, École Nationale d'ingénieurs, Sousse, Tunisie
Membre	**Nizar Aifaoui**	Professeur, Université de Monastir, Tunisie

Pour citer cette thèse :
Ferdaws Ennaiem. *Approche optimale pour la synthèse des robots parallèles à câbles dédiés à la rééducation fonctionnelle* [En ligne]. Thèse Génie mécanique. Poitiers : Université de Poitiers, 2022. Disponible sur Internet <http://theses.univ-poitiers.fr>

THESE[1]

Pour l'obtention du Grade de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITE DE POITIERS

(Faculté des Sciences Fondamentales et Appliquées)
(Diplôme National - Arrêté du 25 mai 2016)

Ecole Doctorale : Sciences et Ingénierie des Matériaux, Mécanique, Énergétique (SIMME)

Secteur de Recherche : Génie mécanique

Présentée par :

Ferdaws ENNAIEM

****

APPROCHE OPTIMALE POUR LA SYNTHESE DES ROBOTS PARALLELES A CABLES DEDIES A LA REEDUCATION FONCTIONNELLE

****

Directeur de Thèse : Med Amine LARIBI
Co-Directeur de Thèse : Lotfi ROMDHANE
Co-Encadrant : Juan SANDOVAL
Co-Encadrant : Abdelfattah MLIKA

****

Soutenue le 18 novembre 2022

devant la Commission d'Examen

****

JURY

M. Mohamed Ali REZGUI	Maître de conférences-HDR, E.N.S.I.Tunis	Rapporteur
M. Eduardo CASTILLO CASTAÑEDA	Professeur, Instituto Politécnica National	Rapporteur
M. Nizar AIFAOUI	Professeur, E.N.I.Monastir	Examinateur
M. Vigen ARAKELYAN	Professeur, INSA de Rennes	Examinateur
M. Med Amine LARIBI	Maître de conférences-HDR, U. de Poitiers	Directeur
M. Lotfi ROMDHANE	Professeur, U. Américaine de Sharjah	Co-Directeur
M. Juan SANDOVAL	Maître de conférences, U. de Poitiers	Co-Encadrant
M. Abdelfattah MLIKA	Professeur, E.N.I.Sousse	Co-Encadrant

[1] Cette thèse s'est déroulée dans le cadre d'une cotutelle entre l'Université de Poitiers - UP (FRANCE) et l'École Nationale d'Ingénieurs de Sousse - ENISo (TUNISIE)

Table des matières

Résumé iv

Abstract v

Remerciements vi

Liste des figures viii

Liste des tableaux xiii

Introduction générale 1

Chapitre 1
Intérêt de la robotique pour la rééducation fonctionnelle 4

1.1 Introduction 5

1.2 La rééducation fonctionnelle 6

1.2.1 La rééducation conventionnelle 7

1.2.2 La rééducation robotisée 10

1.3 Les robots parallèles 18

1.3.1 Les robots parallèles à segments rigides 18

1.3.2 Les robots parallèles à câbles 18

1.4 Le membre supérieur 25

1.4.1 L'anatomie du membre supérieur 25

1.4.2 Les mouvements articulaires du membre supérieur 27

1.5 Conclusion 28

Chapitre 2
Etude du geste de rééducation du membre supérieur 30

2.1 Introduction 31

2.2 Tâches prescrites 31

2.3 Protocole expérimental 34

2.4 Analyse intra et inter sujets 41

2.5 Résultats 46
2.6 Conclusion 49

Chapitre 3
Développement optimal d'un robot parallèle à câbles plan **50**

3.1 Introduction 51
3.2 Modélisation du robot parallèle à câbles plan 51
3.3 Formulation du problème d'optimisation 55
3.3.1 Description du problème d'optimisation 55
3.3.2 Formulation multi-objectifs 60
3.3.3 Formulation mono-objectif 64
3.4 Conclusion 69

Chapitre 4
Approches d'optimisation suivies pour étendre l'espace de travail rotationnel d'un RPC spatial **71**

4.1 Introduction 72
4.2 Modélisation du robot à câbles spatial 72
4.3 Identification de la structure optimale 75
4.3.1 Problème d'optimisation 75
4.3.2 Problème d'optimisation d'un robot à câbles reconfigurable 83
4.3.3 Problème d'optimisation d'un robot à câbles hybride 89
4.4 Conclusion 94

Chapitre 5
Contrôle et validation expérimentale **95**

5.1 Introduction 96
5.2 Dispositifs expérimentaux 96
5.2.1 Robot à câbles plan 96
5.2.2 Robot à câbles spatial 97
5.3 Approches de contrôle-commande retenues 99
5.3.1 Contrôle en boucle ouverte 99
5.3.2 Contrôle en boucle fermée 102

5.4 Résultats et discussion 107
5.5 Conclusion 110

Conclusion générale **112**

Annexes **115**

Publications scientifiques **118**

Bibliographie **120**

Résumé

Les robots parallèles à câbles sont des manipulateurs dont l'organe terminal est relié à la base fixe uniquement via des câbles. Ils sont ainsi flexibles, transportables, légers et possèdent un grand espace de travail translationnel. Cependant, leur précision est affectée par les vibrations des câbles, les incertitudes du modèle du robot et la configuration de la position initiale de l'organe terminal. De plus, leur espace de travail rotationnel est limité à cause du risque de collision entre ses éléments en mouvement et de la nature unidirectionnelle des câbles.

Cette thèse, s'inscrivant dans le cadre d'un projet PHC-Utique entre la Tunisie et la France, vise le développement optimal et le contrôle des robots parallèles à câbles dédiés à la rééducation fonctionnelle du membre supérieur. Ce manuscrit détaille donc les étapes suivies pour aboutir à la fabrication des prototypes, à savoir, l'étude du geste de rééducation, les formulations des problèmes d'optimisation, le contrôle/commande des robots et enfin la validation expérimentale du travail. Des solutions aux principaux défauts de cette famille de robots tels que son espace de travail rotationnel restreint et son imprécision sont ainsi proposées.

Mots clés : Robots parallèles à câbles, Rééducation fonctionnelle, Étude du geste de rééducation, Problèmes d'optimisation, Contrôle/commande, Validation expérimentale.

Abstract

Cable-driven parallel robots are mechanisms formed by a moving platform connected to a fixed base via cables wound around actuated pulleys. Their architecture makes them flexible, transportable, lightweight, and capable of covering a large transitional workspace. However, their accuracy is affected by the cable vibrations, the uncertainties in the robot model, and the initial pose configuration of the end-effector. In addition, their rotational workspace is limited due to the possible collisions between their moving parts and the unidirectional characteristic of cables.

This work, included as part of a PHC-Utique project between Tunisia and France, aims to develop and control cable-driven parallel robots intended for upper limb functional rehabilitation. This manuscript details the steps followed to finalize the design of the prototypes, namely, the analysis of the rehabilitation gestures, the formulation of optimization problems, the control of the robots and finally the experimental validation of the results. Therefore, solutions to the main issues of this family of robots such as its limited rotational workspace and its inaccuracy are proposed.

Keywords : Cable-driven parallel robots, Functional rehabilitation, Analysis of the rehabilitation gestures, Optimization problems, Control, Experimental validation.

Remerciements

Cette thèse a été effectuée en cotutelle entre le Laboratoire Mécanique de Sousse, Ecole Nationale d'Ingénieurs de Sousse de l'université de Sousse en Tunisie et l'Institut Pprime de l'université de Poitiers en France. Elle s'est déroulée dans le cadre du projet PHC-Utique « Approches innovantes pour la rééducation fonctionnelle et la robotique d'assistance aux patients et aux experts médicaux (Fun 2Rob) ».

En premier lieu, je remercie mes directeurs de thèse Messieurs Lotfi ROMDHANE et Med Amine LARIBI de m'avoir dirigée tout au long de cette thèse. Que vous trouvez ici toute ma gratitude pour votre confiance et votre disponibilité, ce qui m'a permis de bénéficier d'un environnement de travail sain.

Mes remerciements s'adressent ensuite à mes co-encadrants : Messieurs Abdelfattah MLIKA et Juan SANDOVAL pour leur aide et leurs efforts. Je vous exprime ma reconnaissance pour vos conseils judicieux et vos encouragements.

Je souhaite remercier également les membres du jury qui m'ont honorée de bien vouloir évaluer ce travail : Messieurs Mohamed Ali REZGUI et Eduardo CASTILLO CASTAÑEDA pour avoir accepté de relire ce manuscrit et d'en être rapporteurs, ainsi que Messieurs Nizar AIFAOUI et Vigen ARAKELYAN pour avoir accepté de faire partie du jury de cette thèse.

Je tiens à remercier aussi Monsieur Abdelbadiâ CHAKER pour ses idées enrichissantes et ses propositions d'amélioration.

Merci à Monsieur Marc ARSICAULT pour sa relecture attentive de ce manuscrit et son aide lors de la fabrication et le montage du prototype du robot.

Mes remerciement vont également à Mesdames Laurence ARTUS et Catherine de SAINT-MARTIN pour leur aide dans toutes les démarches administratives.

Je voudrais aussi remercier Monsieur Ludovic MASCARENHAS pour ses efforts dans l'usinage des pièces du prototype.

J'adresse un merci spécial à mes amis au sein de deux équipes pour l'ambiance familiale et pour les moments merveilleux qu'on a partagés ensemble.

Une place bien particulière est réservée à ma famille, mes chers parents et mes deux frères, merci d'avoir toujours été à mes côtés pour me supporter, m'encourager et me soutenir malgré mon absence quasi-totale durant ces années de thèse. Je vous dois tout. Mille mercis du fond du cœur !

Enfin, à tous les acteurs que je n'ai pas nommés, qui ont contribué de près ou de loin à l'élaboration de ce travail, je tiens à exprimer ma sincère gratitude.

Ferdaws

Liste des figures

1.1 Nombre de publications avec le mot clé « robotic rehabilitation » cherchés avec Scopus. 6

1.2 Exemples de techniques de rééducation conventionnelle : (a) L'approche de l'apprentissage moteur [19], (b) La méthode de Bobath [20], (c) La thérapie du miroir [21], (d) La stimulation électrique fonctionnelle [22], (e) La thérapie par la contrainte induite [17]. 10

1.3 Le robot MIME en fonctionnement (a) unilatéral, (b) bilatéral [27]. . 13

1.4 (a) Le IN-Motion Arm, (b) Le IN-Motion Wrist et (c) Le IN-Motion Hand [29]. 13

1.5 Le robot Lokomat [31]. 14

1.6 Le robot ARBOT [32]. 15

1.7 Le robot ARMin IV [34]. 16

1.8 La plateforme de Gough-Stewart. 18

1.9 Exemples des robots parallèles à câbles (a) pleinement contraint : Le robot IPAnema1 [44] et (b) suspendu : Le robot SkyCam [45]. . 20

1.10 (a) Le robot CAREX [50] et (b) le robot CAREX-7 [49]. 21

1.11 Le robot TPAD [51], [24]. 22

1.12 (a) Le robot MACARM et (b) son module [52]. 22

1.13 Le robot CaLT [53]. 23

1.14 Structure osseuse du membre supérieur avec les différents segments et groupes articulaires. 26

1.15 Axes et plans de référence définis pour la position de Paul Poirier. 27

1.16 Les mouvements articulaires du membre supérieur. 28

2.1 Exercice de rééducation à assister avec le robot à câbles plan. . . 33

2.2 Emplacement des marqueurs. 35

2.3 Interface QTM et la labélisation des marqueurs. 36

2.4 (a), (b) et (c) Orientations du bras, de l'avant-bras et de la main du volontaire 5, (d), (e) et (f) Positions de son épaule, son coude et son poignet durant les 5 cycles du mouvement (M1). 37

2.5 (a), (b) et (c) Orientations du bras, de l'avant-bras et de la main du volontaire 5, (d), (e) et (f) Positions de son épaule, son coude et son poignet durant les 5 cycles du mouvement (M2). 38

2.6 (a), (b) et (c) Orientations du bras, de l'avant-bras et de la main du volontaire 5, (d), (e) et (f) Positions de son épaule, son coude et son poignet durant les 5 cycles du mouvement (M3). 39

2.7 (a) Système de capture de mouvement, (b) Emplacement des marqueurs et (c) Labélisation des marqueurs dans l'interface QTM. . . 40

2.8 Représentation de (a) la trajectoire et (b) les orientations de la main enregistrées pour le l'exercice (M4). 40

2.9 Variation intra-sujet et inter-sujet : (a) $\mathbf{\Delta}_{\varphi_2}$ de l'avant-bras pour le mouvement « main-bouche », (b) δ_X de l'épaule pour le mouvement « main-épaule ». 43

2.10 Résultats de l'analyse de la variance (ANOVA) calculé pour : (a) les positions des articulations, (b) les orientations des segments du mouvement (M1), (c) les positions des articulations, (d) les orientations des segments du mouvement (M2) et (e) les positions des articulations, (f) les orientations des segments du mouvement (M3). 46

2.11 (a) Les trajectoires de la main enregistrées pour tous les participants durant les trois exercices (M1), (M2) et (M3), (b) un tore qui entoure une seule trajectoire et (c) l'espace de travail translationnel prescrit. 47

2.12 Espace de travail rotationnel prescrit. 48

3.1 Robot parallèle à câbles : (a) Son paramétrage (b) Son organe terminal. 52

3.2 Illustration de la 3 ème contrainte : exemple de 2 positions possibles du moteur 3. 59

3.3 Solutions obtenues sous forme de front de Pareto. 61

3.4 Visualisation bi-objectives du front de Pareto. 61

3.5 Organigramme de la méthode de Monte Carlo. 62

3.6 Comparaison entre les solutions données par le front de Pareto en tenant compte du nombre de points où les contraintes ne sont pas vérifiées. 63

3.7 Distribution des critères en fonction des coefficients de pondération β_1 et β_2 ($\beta_3 = 1 - (\beta_1 + \beta_2)$) : (a) Critère de tensions des câbles ($\mathcal{C}_1$), (b) Critère de la rigidité élastique ($\mathcal{C}_2$), (c) Critère de la dextérité ($\mathcal{C}_3$) et (d) Fonction objectif ($\mathcal{F}$). 65

3.8 Organigramme de l'algorithme d'optimisation par essaims de particules (Particles Swarm Optimization (PSO)). 67

3.9 Résultats de l'optimisation : les distributions (a) des tensions des câbles, (b) de la rigidité élastique, (c) de la dextérité le long de la trajectoire de l'exercice (M4). (d) Orientation de la plateforme mobile avec une flèche tracée dans (a), (b) et (c). 68

3.10 Espace de travail statique sans collision (en bleu) pour (a) $\varphi = \varphi_{min} = -13°$, (b) $\varphi = 0°$ et (c) $\varphi = \varphi_{max} = 24°$ (voir Figure 2.8.(b) du chapitre précèdent). 69

4.1 Représentation des paramètres du robot. 73

4.2 Représentation des paramètres du vecteur de conception. 74

4.3 (a) Pas de collision ente les câbles, (b) cas d'une collision fictive et (c) cas d'une collision réelle. 77

4.4 Collision câble / organe terminal. 78

4.5 Collision câble/patient, (a) positionnement du patient par rapport au robot et (b) volume qui entoure le tronc et la tête du patient. 79

4.6 (a) Représentation 3D de la solution optimale, (b) vue de dessus de l'organe terminal et (c) vue de dessous de l'organe terminal. . . 82

4.7 Organigramme d'optimisation d'un robot à câbles reconfigurable. . 85

4.8 Illustration de la reconfigurabilité du robot. 86

4.9 (a) Représentation 3D de la solution optimale, (b) vue de dessus de l'organe terminal et (c) vue de dessous de l'organe terminal. . . 88

4.10 Espace de travail rotationnel prescrit en utilisant les angles d'Euler. 89

4.11 (a) CAO de l'orthèse et (b) son schéma cinématique (les liaisons actives sont représentées en rouge). 90

4.12 Représentation des paramètres du vecteur de conception, (a) sur la structure du robot et (b) sur l'orthèse à 3 ddl. 92

4.13 Représentation de la structure optimale du robot. 93

5.1 Prototype du robot à câbles plan. 97

5.2 (a) Prototype du robot à câbles spatial, (b) Système de passage du câble et (c) Prototype de l'orthèse. 98

5.3 Loi de commande en position en boucle ouverte (U2D2 et SMPS2 sont deux modules utilisés pour la communication USB avec le pc et pour l'alimentation des moteurs respectivement). 99

5.4 Variations entre (a) les trajectoires désirée et effectuée et (b) les orientations désirée et effectuée par le robot à câbles plan le long de l'exercice en "8". 100

5.5 Variations entre les trajectoires désirée et effectuée avec le robot spatial pour le mouvement « main-bouche (M1) ». 101

5.6 Loi de commande en position en boucle fermée. 103

5.7 Illustration du fonctionnement du capteur visuel. 104

5.8 Emplacement des marqueurs et configuration des corps rigides pour (a) le RPC plan et (b) le RPC spatial. (c) Représentation des corps rigides et de ses repères dans l'interface « Motive ». 105

5.9 Environnement ROS de la méthode de contrôle proposée. 106

5.10 Schéma de contrôle proposé. 106

5.11 Comparaison entre les résultats du contrôle en boucle fermée et en boucle ouverte du RPC plan (a) en position et (b) en orientation. . 108

5.12 Comparaison entre les résultats du contrôle en boucle fermée et en boucle ouverte du RPC spatial calculés pour le mouvement « main-bouche (M1) ». 109

A1.1 détermination de la valeur de F_{cr} 115

A2.1 Mise en plan de l'orthèse conçue. 117

Liste des tableaux

2.1 Les mouvements en lien avec des exercices simples du quotidien. 32

2.2 Informations relatives aux participants. 35

2.3 Les caractéristiques de l'espace de travail prescrit (voir la Figure 2.11.(b)). 48

3.1 Caractéristiques internes du RPC. 59

3.2 Limites inférieure et supérieure des paramètres de conception. . . 59

3.3 Résultats de l'optimisation mono-objectif obtenus par l'algorithme PSO pour $\beta_1 = \beta_2 = 0.45$ et $\beta_3 = 0.1$. 67

4.1 Paramètres du problème d'optimisation. 81

4.2 Limites inférieure et supérieure des paramètres de conception. . . 81

4.3 Vecteur de conception de la solution optimale. 82

4.4 Bornes inférieure et supérieure des paramètres de conception du vecteur $\mathbf{D}$ (voir Figure 4.2). 86

4.5 Vecteur de conception de la solution optimale. 87

4.6 Bornes inférieure et supérieure des paramètres de conception. . . 92

4.7 Vecteur de conception de la solution optimale. 92

4.8 Comparaison entre les solutions proposées. 93

5.1 Les erreurs calculées entre les comportements réel et désiré des deux prototypes conçus commandés en boucle ouverte. 101

5.2 Les erreurs calculées entre les comportements réel et désiré des deux prototypes conçus commandés en boucle fermée. 110

5.3 Réduction en pourcentage de l'erreur enregistrée grâce à la méthode de commande proposée. 111

A1.1 Résultats de l'ANOVA test, F_{ratio} calculé pour les orientations des segments du membre supérieur. 116

A1.2 Résultats de l'ANOVA test, F_{ratio} calculé pour les positions des articulations du membre supérieur. 116

Introduction générale

Les robots parallèles à câbles (RPCs) sont des dispositifs robotisés où l'organe terminal est relié à la base fixe uniquement par des câbles actionnés. Les positions de l'effecteur sont contrôlées en agissant soit sur les longueurs des câbles soit sur les positions des points de sortie ou d'attache. Leur architecture particulière leur offre plusieurs avantages comparé à d'autres types de robots, tel que le grand espace de travail translationnel, la sécurité vu la légèreté et la faible inertie de ses pièces en mouvement, la facilité de manipulation, la transportabilité et l'adaptabilité avec différentes morphologies.

Néanmoins, quelques limitations restreignent le domaine d'application de ce type de robots. En effet, leur espace de travail rotationnel est réduit à cause, d'une part, de la nature unidirectionnelle des câbles qui ne travaillent qu'en traction et d'une autre part, du risque de collision entre ses parties en mouvement (les câbles et l'organe terminal). Un autre point faible de cette famille de robot est la difficulté de configurer la position initiale de l'effecteur, ce défi, combiné avec le problème de la flexibilité des câbles, qui à son tour réduit la rigidité de l'organe terminal, conduisent à un comportement imprécis du robot.

Le travail de recherche présenté ici vise la correction des limitations des robots parallèles à câbles citées ci-dessus afin de profiter pleinement des caractéristiques avantageuses de cette famille de robots. Sur le plan pratique, les robots parallèles à câbles développés durant cette thèse auront pour mission d'assister le mouvement des patients, durant les séances de rééducation fonctionnelle, pour accomplir un ensemble d'exercices prescrit par les thérapeutes.

Cette thèse est déroulée en cotutelle entre l'Ecole Nationale d'Ingénieurs de Sousse (l'université de Sousse) en Tunisie et l'institut Pprime (l'université de Poitiers) en France. Elle a été menée dans le cadre d'un projet PHC-Utique intitulé «*Approches innovantes pour la rééducation fonctionnelle et la robotique d'assistance*

aux patients et aux experts médicaux (Fun2Rob)» co-porté par les deux côtés tunisien et français.

Ce travail vise donc le développement optimal et le contrôle des robots parallèles à câbles dédiés à la rééducation fonctionnelle du membre supérieur. Dans le cadre de cette thèse, deux prototypes ont été conçus : le premier est un robot parallèle à câbles plan pleinement contraint et le deuxième est un robot parallèle à câbles spatial sous-contraintes. Le rôle des deux robots est d'assister la tâche du thérapeute durant les séances de rééducation du membre supérieur.

Ce manuscrit est structuré comme suit :

- Le premier chapitre présente, dans une première partie, un aperçu général sur la rééducation fonctionnelle traditionnelle, puis une seconde partie est consacrée à la description de la rééducation fonctionnelle robotisées et quelques dispositifs existants. L'accent est mis par la suite sur les robots parallèles à câbles. Une dernière partie de ce chapitre présente brièvement l'anatomie et la cinématique du membre supérieur.
- Le deuxième chapitre est consacré à l'étude des gestes de rééducation identifiés en tenant compte de l'expérience des praticiens, en passant de la mise en place d'un protocole expérimental pour capturer les bons mouvements jusqu'à l'étude de répétabilité inter et intra sujets conduisant à la délimitation de l'espace de travail translationnel et rotationnel prescrit des robots.
- Le troisième chapitre détaille le développement optimal d'un premier prototype de robot parallèle à câbles plan. Deux approches d'optimisation sont présentées visant la minimisation des tensions des câbles et la maximisation de la dextérité et de la rigidité du robot. La première est une formulation multi-objectifs menant à un front de Pareto formé par plusieurs solutions optimales. Le critère de stabilité est proposé pour pouvoir sélectionner une seule solution. La deuxième approche adoptée consiste en une formula-

tion mono-objectif, présentée sous forme d'une somme pondérée des trois critères. Une étude de l'influence de chaque coefficient a été menée afin de choisir ceux les plus adéquats pour le problème d'optimisation étudié.

- Le quatrième chapitre détaille le développement optimal d'un robot parallèle à câbles spatial ayant un large espace de travail rotationnel. Le problème d'optimisation formulé a pour critère la minimisation de la taille du robot pour s'adapter à l'application de rééducation fonctionnelle. Les contraintes du problème sont choisies de manière à ce que la sécurité du patient et la consommation minimale d'énergie soient garanties. Une première solution présente une structure imposante du robot. Pour cela, la solution d'un robot reconfigurable a été d'abord proposée, où les actionneurs changent de position à chaque fois qu'une configuration désirée de l'organe terminal est inaccessible. Ensuite, la solution d'un robot hybride est proposée et adoptée pour la fabrication du prototype. Cette solution consiste à contrôler les degrés de liberté translationnels par des câbles et ceux rotationnels par une orthèse actionnée.
- Le cinquième chapitre est consacré à la validation expérimentale et à la résolution du problème d'imprécision des robots parallèles à câbles. Dans un premier temps, les prototypes développés, plan et spatial, sont contrôlés en boucle ouverte. Ce mode de contrôle présente des erreurs de position non négligeables, ce qui nous a incité à proposer un schéma de contrôle en boucle fermée en intégrant un capteur extéroceptif dans la boucle de retour permettant de suivre et d'envoyer en temps réel les positions de l'organe terminal. Grâce à cette méthode, un asservissement en position continu a permis de corriger, à chaque instant, la position de l'effecteur et donc d'améliorer la précision des robots.

Ce manuscrit est clôturé par une conclusion générale résumant le travail effectué durant cette thèse et proposant des perspectives d'amélioration.

Chapitre 1
Intérêt de la robotique pour la rééducation fonctionnelle

Sommaire

1.1 Introduction 5
1.2 La rééducation fonctionnelle 6
1.2.1 La rééducation conventionnelle 7
1.2.2 La rééducation robotisée 10
1.3 Les robots parallèles 18
1.3.1 Les robots parallèles à segments rigides 18
1.3.2 Les robots parallèles à câbles 18
1.4 Le membre supérieur 25
1.4.1 L'anatomie du membre supérieur 25
1.4.2 Les mouvements articulaires du membre supérieur 27
1.5 Conclusion 28

1.1 Introduction

La dégradation des capacités motrices des patients les rend incapables d'accomplir indépendamment des tâches simples de la vie quotidienne, ce qui perturbe leur intégration dans leur environnement. Des séances de rééducation fonctionnelle s'avèrent primordiales pour freiner et réduire cette dégradation, et pour aider les patients à récupérer leur autonomie.

Des exercices répétitifs sont généralement prescrits par les thérapeutes pour stimuler les zones affectées tel que les centres nerveux ou les muscles [1]. Cependant, face au nombre de patients qui ne cesse d'augmenter [2], le thérapeute se trouve incapable de fournir une assistance équitable quantitativement et qualitativement [3]. A cela, vient s'ajouter le manque d'outils d'évaluation précis pour suivre l'état du patient et pour juger l'efficacité du protocole de rééducation prescrit [4].

Pour remédier à ces limitations, les chercheurs se sont dirigés vers les dispositifs robotiques d'assistance. Grâce à leurs capacités de travail pendant de longues durées et leur aptitude à suivre l'état d'avancement du patient, les dispositifs robotiques dédiés à la rééducation continuent à susciter un grand intérêt ces dernières décennies [3]. La Figure 1.1 montre l'évolution du nombre des publications scientifiques en relation avec la rééducation fonctionnelle pendant les cinquante dernières années qui croit de manière exponentielle depuis le début des années 2000 pour se stabiliser à un niveau élevé depuis quelques années.

Dans ce chapitre, nous présenterons un aperçu général sur la rééducation fonctionnelle classique et ses principales techniques. Ensuite, nous passerons en revue la rééducation robotisée, ses modes de fonctionnement et une sélection des dispositifs robotisés existants. La famille des robots parallèles à câbles pour la rééducation fonctionnelle sera particulièrement visitée vue l'objectif principal de cette thèse. Une description de l'anatomie et la cinématique du membre supé-

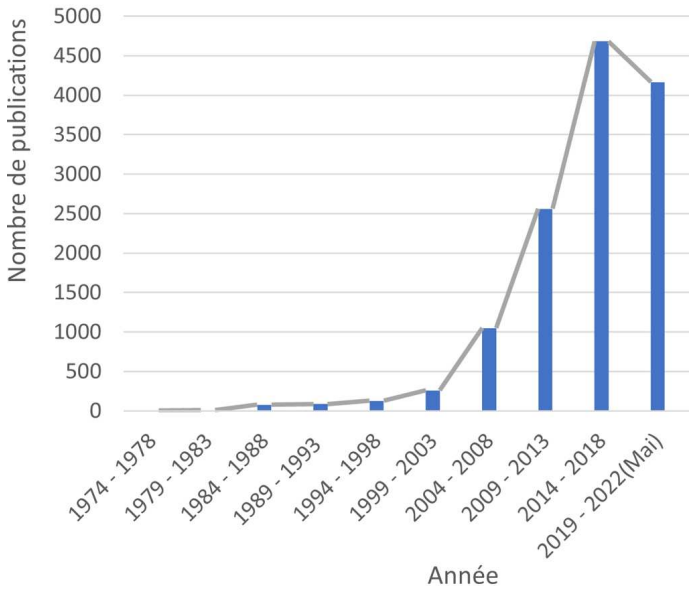


FIGURE 1.1 – Nombre de publications avec le mot clé « robotic rehabilitation » cherchés avec Scopus.

rieur seront aussi détaillées à la fin de ce chapitre.

1.2 La rééducation fonctionnelle

La rééducation fonctionnelle est définie par l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS) comme étant « un ensemble d'interventions conçues pour optimiser le fonctionnement et réduire le handicap des personnes souffrant de problèmes de santé lorsqu'elles interagissent avec leur environnement » [5]. En d'autres termes, la rééducation fonctionnelle est une intervention thérapeutique, exercée manuellement ou par des outils dédiés, qui a pour objectif de récupérer les fonctions motrices perdues suite à un certain nombre de pathologies, sinon réduire ou prévenir les complications qui en résultent.

La dégradation des capacités motrices d'un individu affecte son autonomie et son interaction avec le monde extérieur. En effet, la mise en mouvement d'une partie du corps est la réponse à un message moteur envoyé par le centre nerveux (cerveau ou moelle épinière) vers les muscles via les nerfs. Le déficit moteur est donc

le résultat d'une interruption du parcours de l'ordre moteur transféré. L'emplacement et l'évolution de cette interruption sont les principaux facteurs qui définissent le degré de paralysie envisagé. Il est d'usage de distinguer : une monoplégie (paralysie d'un seul membre), une hémiplégie (paralysie d'un côté gauche ou droit du corps), une paraplégie (paralysie soit des membres supérieurs soit des membre inférieurs), une tétraplégie (paralysie des quatre membres), ou une parésie (paralysie partielle).

Plusieurs phénomènes peuvent être observés chez les patients diagnostiqués d'une maladie affectant ses capacités motrices tel que :

- Des troubles de coordination articulaire [6] qui se manifestent par l'exécution de gestes maladroits et imprécis.
- Des pertes de la fluidité et de la rapidité [7] qui se traduisent par des mouvements lents et segmentés.
- La spasticité [8] qui correspond à une augmentation anormale de la raideur d'un muscle.
- La réduction des forces musculaires [9] allant jusqu'à la difficulté de mobiliser le membre concerné.

Ces conséquences indésirables peuvent être atténués ou résolues en ayant recours à la rééducation fonctionnelle.

1.2.1 La rééducation conventionnelle

La durée et l'évolution de la récupération de la motricité dépendent essentiellement de la gravité du déficit initial [10]. Certains patients peuvent les récupérer spontanément pendant les phases initiales de la maladie [10]. En effet, une étude effectuée en 1965 par Bardg et Hirschberg [11] sur 116 patients hémiplégiques a montré que chez la totalité des sujets qui ont retrouvé une motricité complète de

leurs membres supérieurs, des ébauches ont été détectées dès le premier mois. Cette étude a indiqué aussi que les patients qui ont retrouvé partiellement leurs capacités motrices pendant le premier mois ont atteint un niveau de récupération maximal entre 6 et 7 mois après l'accident. Une autre étude menée en 1972 par Moskowitz *et al.* [12] sur 518 patients hémiplégiques, suivi pendant des périodes allant jusqu'à 10 ans a affirmé l'absence de la récupération spontanée de la motricité après 1 an d'un accident vasculaire cérébral. Plusieurs autres études [10], portées sur des patients atteints de déficits de différentes sévérités, ont conclu que la récupération de la motricité est plus rapide pendant les 3 premiers mois. Elle se ralentit entre le 3 ème et le 6 ème mois. Ce processus de récupération pourrait se poursuivre après le 6 ème mois pour certains cas seulement. Au-delà d'un an, la récupération spontanée n'aura plus lieu. Donc vu que cette dernière n'est pas garantie, une intervention thérapeutique précoce nécessitant un effort considérable s'avère essentielle.

Cette intervention doit se faire le plus tôt possible après l'accident. Elle consiste à des séances de rééducation fonctionnelle assurées par des thérapeutes, dont la mission se résume à aider le patient à atteindre un niveau d'autonomie élevé. Durant ces séances, le mouvement du membre affecté est assisté pour accomplir des tâches prédéfinies selon un protocole de rééducation propre à chaque patient. Ce protocole est déterminé suite à un diagnostic médical de la pathologie détectée. Plusieurs techniques de rééducation conventionnelle existent, dont les plus connues sont :

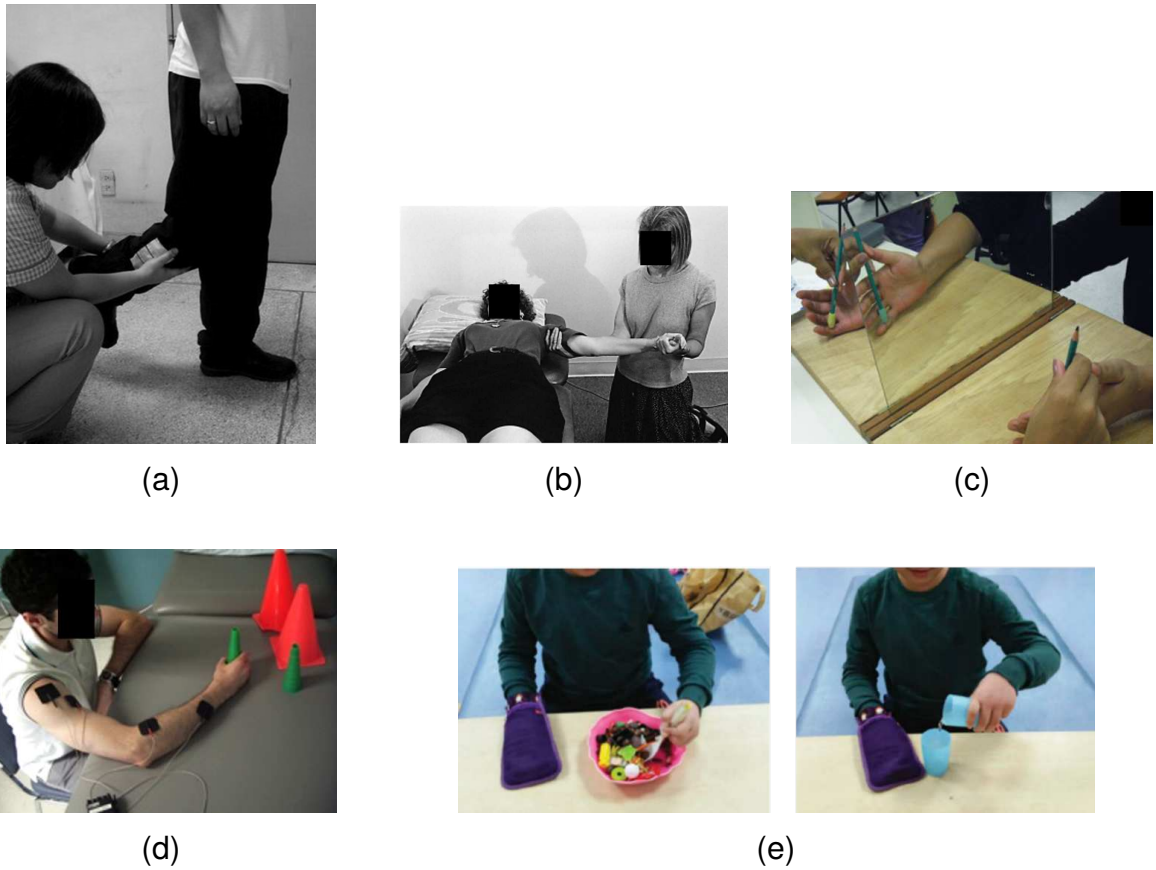
- L'approche de l'apprentissage moteur [13] (Figure 1.2.(a)) : Cette méthode consiste à faire apprendre au patient les mêmes techniques de l'exécution des tâches de la vie quotidienne que les personnes saines. Le thérapeute analyse, pour chaque exercice réalisé, les anomalies observés et entraîne le patient à les éviter.
- La méthode de Bobath [14] (Figure 1.2.(b)) : Cette technique s'intéresse à la qualité de la réalisation des tâches et sur la coordination des différentes

articulations lors de la réalisation des mouvements. Le travail se fait sur une table matelassée appelée plan de Bobath où le thérapeute aide le patient à effectuer des mouvements d'étirement afin de solliciter les réponses motrices appropriées.

- La thérapie du miroir [15] (Figure 1.2.(c)) : Cette thérapie est réservée pour les patients qui ont conservé un certain niveau de leur motricité. Elle consiste à mettre un miroir dans le plan sagittal du patient. L'observation de la réflexion du membre intact au cours de son mouvement donne illusion du déplacement du membre affecté situé derrière le miroir, ce qui permet la récupération progressive des capacités motrices.
- La stimulation électrique fonctionnelle [16] (Figure 1.2.(d)) : Cette technique consiste à appliquer un courant électrique à des positions précises de la peau pour provoquer des contractions musculaires. Cela permet de développer la force motrice.
- La thérapie par la contrainte induite [17] (Figure 1.2.(e)) : Cette méthode est applicable pour les patients qui ont conservé une partie de leurs capacités motrices. Elle consiste à contraindre les mouvements du membre le moins affecté pendant 90% du temps d'éveil pour forcer le patient à utiliser intensivement son membre le plus affecté.

L'intensité des exercices de rééducation en nombre et en périodicité est un facteur primordial pour garantir l'efficacité du traitement [1]. Néanmoins, il est difficile pour un thérapeute de travailler pendant de longues durées et d'une manière répétitive [4]. D'ailleurs, la durée de sa présence est limitée et même, dans certains cas, le nombre des thérapeutes est insuffisant devant un tas de patients qui ne cessent d'augmenter [18]. En plus, la rééducation traditionnelle ne dispose pas des outils précis pour évaluer l'efficacité du protocole choisi. De ce fait découle la nécessité de renforcer la méthode de rééducation conventionnelle par des dispositifs robotisés qui peuvent apporter des avantages intéressants à la procédure, aux

médecins et aux patients.



(a) (b) (c)

(d) (e)

FIGURE 1.2 – Exemples de techniques de rééducation conventionnelle : (a) L'approche de l'apprentissage moteur [19], (b) La méthode de Bobath [20], (c) La thérapie du miroir [21], (d) La stimulation électrique fonctionnelle [22], (e) La thérapie par la contrainte induite [17].

1.2.2 La rééducation robotisée

Les robots de rééducation fonctionnelle ont été développés dans le but de soutenir le thérapeute et de faciliter sa tâche. Ils ont l'avantage de pouvoir suivre en temps réel les caractéristiques du mouvement du patient, tel que sa position, son orientation, sa vitesse, et les forces qu'il applique, grâce à un ensemble de capteurs. Ces dispositifs peuvent être utilisés que ce soit dans un cadre hospitalier ou domestique.

1.2.2.1 Les modes de la rééducation robotisée

Selon le degré de handicap envisagé, l'interaction entre le patient et le robot est classifiée en deux modes [23]

- Le mode de rééducation par résistance : le rôle du robot dans ce mode de fonctionnement est d'exercer des efforts qui s'opposent au mouvement, pour obliger le patient à produire plus de force pour confronter le robot.
- Le mode de rééducation par assistance : en choisissant ce type de rééducation, le thérapeute cherche à assister le mouvement du patient et donc l'aider à accomplir une tâche qu'il est incapable de finaliser seul. Ce mode peut être classé en quatre sous catégories :
  - Passive : ce mode est intéressant durant la première phase de la rééducation. Au cours du mouvement, le patient ne présente aucune résistance. Il est totalement passif et son interaction avec le robot est négligeable. Ce dernier mobilise le membre affecté pour accomplir une tâche donnée. Bien que ce mode de rééducation soit nécessaire pour la reconstruction des capacités motrices du patient, il est futile dans les stades avancés de la réhabilitation vu qu'il ne considère pas les efforts appliqués du sujet.
  - Active-aidée : une fois certaines capacités motrices ont été récupérées, le thérapeute passe vers ce mode de rééducation. Le rôle du robot ici est de guider le membre du sujet dès qu'il enregistre une intention de mouvement et de corriger les éventuelles déviations. Ainsi, l'accompagnement de la réalisation de la tâche entraîne le patient à utiliser les capacités qu'il a récupérées.
  - Active-contraint : ce mode vise principalement l'amélioration de la qualité du mouvement. Le robot exerce ici des forces dans une direction donnée pour obliger le patient à atteindre son objectif suivant une confi-

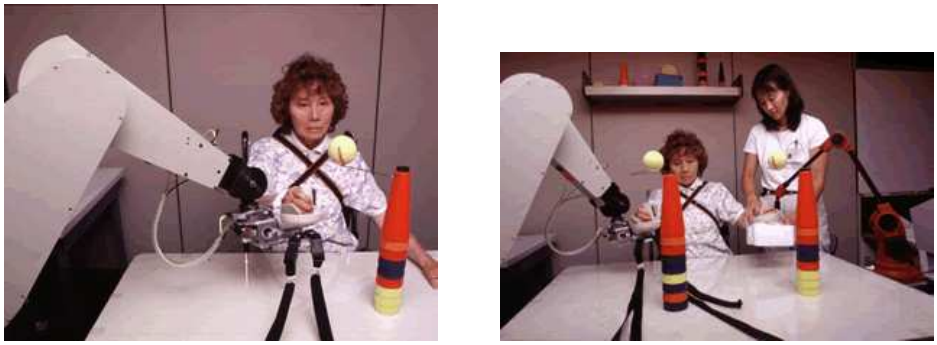
guration particulière. Ce mode entraîne le sujet à éviter les mauvaises habitudes lors de l'exécution des différents mouvements.

- Active : c'est un mode plutôt d'évaluation que de rééducation. Il sert à juger l'efficacité du protocole choisi. Le robot ici est totalement passif et le patient devient maître de ses gestes.

1.2.2.2 Etat de l'art sur les robots de rééducation existants

Plusieurs dispositifs robotisés ont été développés afin de couvrir les limitations des méthodes de la rééducation traditionnelle [3], [24], [25]. Ils peuvent être classés, selon leurs caractéristiques, en différentes dispositifs seriel ou parallèle, à base de segments rigides ou de câbles, ayant un seul ou plusieurs points de contact avec le membre du patient. Ci-après, un aperçu des principaux travaux :

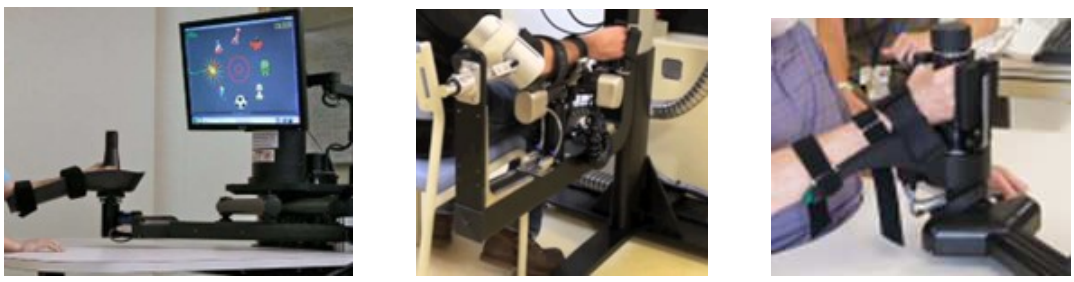
- Le robot MIME (Mirror Image Motion Enabler) [26] développé, en collaboration entre l'université de Stanford et VA Palo Alto Health Care System en 2002, à partir du robot Puma 562. Ce système, illustré par la Figure 1.3, est composé de deux dispositifs symétriques. L'un permet de fixer le membre affecté à l'aide d'une attelle et d'une poignée. L'autre est passif, il permet de mesurer les positions et les orientations du membre sain. Ce robot est le premier à utiliser une méthode de thérapie bilatérale en accompagnant le membre lésé selon la trajectoire mesurée par le dispositif passif. Il permet aussi une rééducation unilatérale avec les modes passif, actif et résistif. Le MIME, avec ses 6 ddl, est destiné à la rééducation de l'épaule et du coude.
- Le robot IN-Motion Arm (Interactive Motion) [28] développé par Krebs et Hogan au MIT (Massachusetts Institute of Technology) au début des années 90. Il a nécessité plus de 11 ans de développement avant d'être totalement opérationnel. Il est considéré comme le dispositif de rééducation le plus fiable puisqu'il est le plus testé cliniquement et que ses effets ont été évalués sur un nombre élevé de patients suivis durant plusieurs an-



(a) (b)

FIGURE 1.3 – Le robot MIME en fonctionnement (a) unilatéral, (b) bilatéral [27].

nées. Ce robot à 2ddl permet la rééducation de l'épaule et du coude avec le mode actif-aidé. Les efforts appliqués par le patient sont directement mesurés à l'aide d'un capteur d'effort monté sur l'organe terminal. Ce robot est équipé aussi par un écran permettant au patient d'interagir avec des jeux thérapeutiques. Deux modules optionnels peuvent être couplés avec le IN Motion, faisant travailler chacun une partie du membre supérieur : Le IN-Motion Wrist Robot pour la rééducation du poignet et le IN-Motion Hand Robot pour la rééducation de la main. Le IN-Motion et ses modules sont présentés par la Figure 1.4.



(a) (b) (c)

FIGURE 1.4 – (a) Le IN-Motion Arm, (b) Le IN-Motion Wrist et (c) Le IN-Motion Hand [29].

- Le robot Lokomat [30] développé par la société Hocoma en Suisse, pour travailler l'exercice de la marche chez les patients présentant des insuffisances motrices aux membres inférieurs. Ce dispositif, présenté par la Figure 1.5, est composé de trois sous-systèmes ; un exosquelette, qui se

fixe sur les membres inférieurs, possédant deux articulations actives au niveau des hanches et des genoux et une 3 ème articulation passive au niveau des chevilles, un tapis roulant motorisé à vitesse réglable et un système de suspension assurant un allègement partiel du poids du patient. Ce robot est équipé de deux écrans, le premier fournit au thérapeute un retour visuel sur le déroulement de l'exercice et le deuxième permet aux patients d'interagir avec le robot à travers des jeux thérapeutiques. Des capteurs d'effort sont aussi intégrés afin de mesurer le degré de résistance et de participation des patients aux exercices.

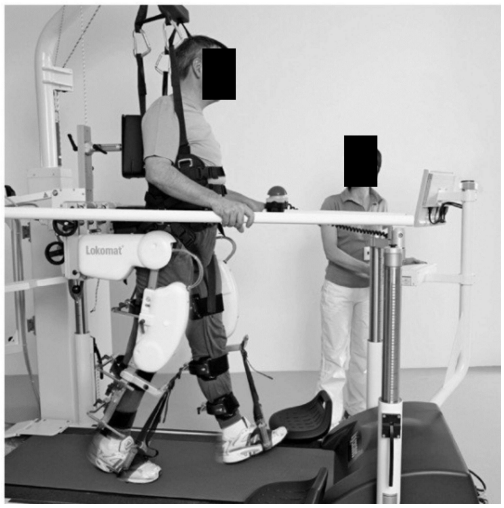


FIGURE 1.5 – Le robot Lokomat [31].

- Le robot ARBOT (Ankle Rehabilitation Robot) [32] : développé par l'université d'Auckland pour la rééducation de la cheville. Ce robot est formé par : un organe terminal, sur lequel sera fixé le pied du patient, actionné par quatre vérins pneumatiques assurant 3 ddl rotationnels ; un support sur lequel se repose la jambe du patient ; trois encodeurs pour mesurer l'orientation de l'organe terminal et des capteurs d'effort pour évaluer les forces appliquées par les vérins et celles exercées par le patient. La structure du robot est ajustable pour convenir aux différentes morphologies. Le prototype de ce robot est illustré par la Figure 1.6.



FIGURE 1.6 – Le robot ARBOT [32].

- Le robot ARMin [33] : développé par le Sensory-motor Systems Lab de l'ETH Zurich. Il est considéré comme l'exosquelette de rééducation le plus avancé à ce jour. La première version de ce robot, le ARMin I a été présenté en 2005. La dernière est le ARMin V. Le ARMin IV par exemple admet une structure autorisant 6 ddl ; 3 ddl au niveau de l'épaule, 1 ddl pour le coude et 2ddl pour le poignet ; ce qui permet d'avoir un grand espace de travail. 3 autres ddl passifs sont introduits pour ajuster le centre de l'épaule du patient avec le centre de la rotule du robot. Pour s'adapter à la morphologie du membre du patient, la longueur de chaque segment constituant le robot est réglable. Ce dispositif est équipé par des capteurs de position et d'effort pour permettre le fonctionnement en mode passif, actif-aidé et actif. Des retours visuel, sonore et haptique sont fournis afin de motiver le patient et d'illustrer les différents exercices (voir Figure 1.7).

1.2.2.3 Evaluation des performances de la rééducation robotisée

Afin d'évaluer le potentiel des robots dans la rééducation fonctionnelle, des études cliniques ont été menées sur quelques dispositifs existants [24], [25]. Les effets apportés par le robot MIME ont été évalués dans une étude portée sur 27 sujets hémiplégiques chronique (après 6 mois de l'accident) [35]. Parmi ces 27 patients,

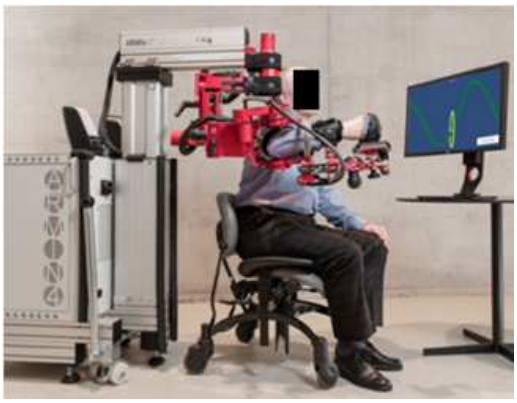


FIGURE 1.7 – Le robot ARMin IV [34].

un groupe a reçu une rééducation traditionnelle et l'autre groupe a reçu une rééducation robotisée. Tous les sujets ont été rééduqués avec les mêmes intensités et durées. Après 2 mois de suivi, les résultats ont montré une meilleure efficacité de la rééducation robotisée pour la récupération des capacités motrices. Volpe *et al.* ont étudié l'effet de l'utilisation du robot IN-Motion sur 56 patients [36]. En parallèle avec la rééducation conventionnelle, un groupe a été rééduqué avec le robot à raison d'une heure, 5 fois par semaine, tandis que le reste des sujets n'a reçu qu'un entrainement d'une heure par semaine. Les résultats ont montré que les 56 sujets ont enregistré une amélioration mais le groupe qui a reçu plus de rééducation robotisée a pu réduire plus significativement son déficit moteur. Dundar *et al.* ont mené une étude sur 107 sujets de différentes sévérités de paralysie [37]. Ils ont comparé, pour 30 sessions, l'effet de la rééducation robotisée assistée par le robot Lokomat à raison de 3 fois par semaine, combinée avec une rééducation traditionnelle de 2 fois par semaine avec l'utilisation de la rééducation conventionnelle seulement à raison de 5 fois par semaine. Les résultats ont montré une amélioration dans les deux groupes, plus signifiante chez les sujets qui ont reçu un traitement combiné.

Parmi les nombreux robots de rééducation développés, peu sont commercialisés et encore moins sont pratiques pour une utilisation chez soi. Plusieurs raisons peuvent expliquer ces restrictions tel qu'un coût de développement et de mainte-

nance élevé, une transportabilité difficile, un faible niveau de sécurité, une manipulation complexe. On en déduit donc qu'un nombre de facteurs doit être considéré lors du développement d'un robot dédié à la rééducation afin de garantir le meilleur résultat [38].

Un exosquelette par exemple, tel que le robot ARMin, permet plusieurs points de contact physique avec le membre du sujet, favorisant ainsi un contrôle étroit de ce dernier. Ce type de dispositif, bien qu'il permette de reproduire identiquement le mouvement du membre en éliminant toute déviation indésirable, nécessite un ajustement parfait avec le corps du sujet. Pour résoudre ce problème d'adaptabilité avec des différentes morphologies, des articulations passives peuvent être introduites, ce qui complique davantage la structure du robot et la rend plus lourde. D'un point de vue psychologique, le patient se sent plus contraint en utilisant ce type de dispositif.

En contrepartie, on trouve le robot manipulateur, tel que le robot MIME, qui autorise un seul contact physique entre son extrémité et le membre du sujet. Contrairement à l'exosquelette, ce dispositif ne permet de contrôler que le segment du membre attaché à l'organe terminal. Le robot manipulateur est plus simple à utiliser, plus léger et admet une inertie plus faible que les exosquelettes.

Les exosquelettes et les robots manipulateurs peuvent avoir une structure soit parallèle soit sérielle. La configuration parallèle a l'avantage d'être plus précise, contrairement à la structure sériel où l'erreur de position de ses segments s'accumule jusqu'à atteindre l'organe terminal [39]. Quant à l'espace de travail, il est plus large pour les robots sériels.

Compte tenu des avantages et des inconvénients des architectures proposées et des exigences demandées pour mener à bien les séances de rééducation, la famille des robots parallèles à câbles a été présentée [40]. Cette catégorie présente des caractéristiques intéressantes qui font d'elle l'une des meilleures candidates pour assister la tâche du thérapeute.

1.3 Les robots parallèles

1.3.1 Les robots parallèles à segments rigides

Un robot parallèle est un système mécanique dont le graphe cinématique admet au moins une boucle cinématique fermée. L'organe terminal et la base sont reliés par au moins deux chaines cinématiques indépendantes appelées jambes. Généralement, les chaines cinématiques sont identiques pour simplifier la modélisation. Par rapport aux robots sériels, ce type admet plusieurs avantages. En effet, il peut supporter plus de charges puisque les efforts sont repartis sur toutes les jambes. Il est aussi plus rapide vu la légèreté de sa partie mobile (absence de masse en mouvement) et il est plus précis. L'inconvénient majeur de ce type de robots est son espace de travail restreint. La plateforme à 6ddl de Gough-Stewart [41] présentée par la Figure 1.8 est l'exemple le plus connu des robots parallèles.



FIGURE 1.8 – La plateforme de Gough-Stewart.

1.3.2 Les robots parallèles à câbles

1.3.2.1 Présentation

Les jambes rigides dans le cas d'un robot parallèle classique sont ici remplacées par des câbles. Les actionneurs peuvent être fixés à la base, ce qui permet de réduire le poids de l'effecteur et donc d'augmenter sa vitesse au cours de mouvement. Les câbles sont enroulés sur des poulies couplées aux moteurs. D'autres

poulies de guidage passives peuvent être utilisées pour changer la direction des câbles. Ces derniers sont attachés, d'un côté à la base à des positions appelées points de sortie et de l'autre côté à l'organe terminal à des positions appelées points d'attache.

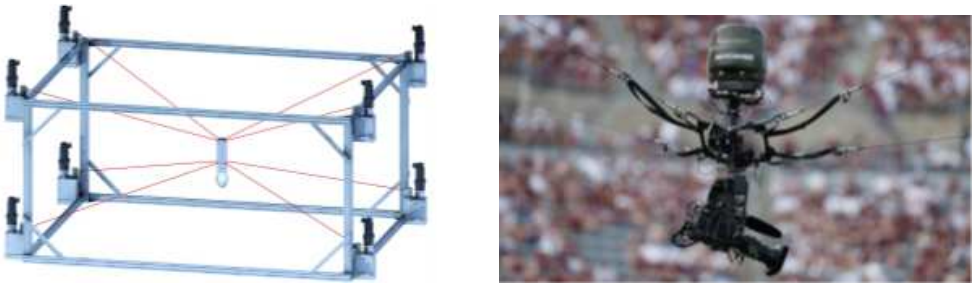
Le robot parallèle à câbles est le type de robots le plus adéquat pour la rééducation fonctionnelle grâce à ses caractéristiques intéressantes [38]. Sa structure mécanique favorise un montage et un démontage facile pour simplifier le rangement et le transport. Il admet une faible inertie et une basse consommation d'énergie vu la légèreté de la partie mobile. De plus, l'utilisation des câbles au lieu des segments rigides rend le patient plus à l'aise puisqu'il se sent moins contraint. Ce type de robot permet de garantir un large espace de travail avec un coût faible. On note aussi sa maintenance facile, la sécurité qu'il fournit et sa flexibilité. Sa structure est reconfigurable selon les trajectoires à suivre. Pour déplacer l'organe terminal il suffit de contrôler les longueurs des câbles ou bien de modifier les positions des points de sortie.

En contrepartie, le robot parallèle à câbles admet aussi certains inconvénients tel que la nature unidirectionnelle des câbles qui ne travaillent qu'en traction et les éventuelles collisions entre les câbles et l'organe terminal, entre les câbles et tout objet situé à l'intérieur de son espace de travail et entre les câbles eux-mêmes. Ces problèmes peuvent être résolus par le choix d'une architecture optimale.

On distingue deux types des robots parallèles à câbles :

- Le robot pleinement contraint : Cette classe nécessite au moins un câble de plus que le nombre de degré de liberté requis du système. Les câbles peuvent travailler les uns contre les autres pour déplacer l'effecteur facilement dans toutes les directions. Le robot IPAnema [42], présenté par la Figure 1.9.(a), est un exemple de robot pleinement contraint, utilisé pour des opérations de manutention et d'assemblage.
- Le robot suspendu : La pesanteur joue un rôle principal pour maintenir les

câbles en tension. Le robot ici ne peut pas générer des efforts dans toutes les directions. Les points d'attache sont toujours situés au-dessus de l'organe terminal. Il suffit pour cette famille d'utiliser n câbles pour contrôler n degrés de liberté. Parmi les exemples les plus connus de ce type on distingue la SkyCam [43], présentée par la Figure 1.9.(b), une caméra suspendue par 4 câbles capable de se déplacer au-dessus du stade pour filmer les matches.



(a) (b)

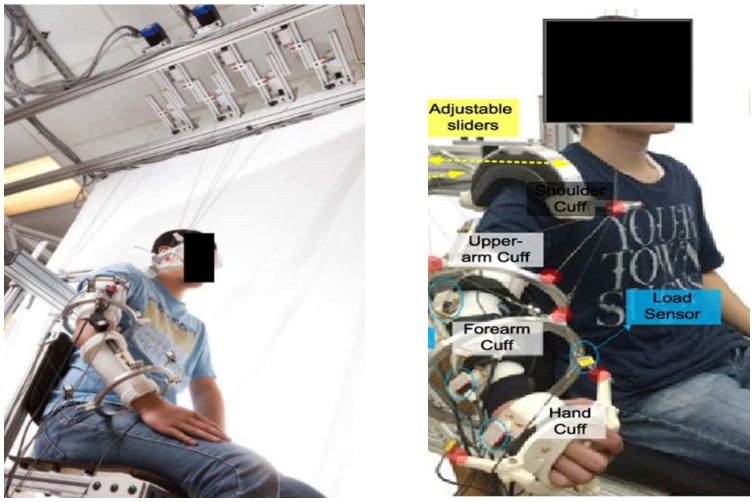
FIGURE 1.9 – Exemples des robots parallèles à câbles (a) pleinement contraint : Le robot IPAnema1 [44] et (b) suspendu : Le robot SkyCam [45].

1.3.2.2 Exemples de robots parallèles à câbles pour la rééducation fonctionnelle

Parmi les travaux développés dans la littérature traitant la rééducation robotisée, une grande attention a été accordée aux robots parallèles à câbles [46], [47]. Nous passerons ci-après en revue quelques dispositifs proposés :

- Le robot CAREX (Cable-driven Arm EXoskeleton) [48] : ce système, illustré par la Figure 1.10.(a), est composé par trois manchettes, une est attachée à l'épaule par l'intermédiaire d'un morceau de mousse et les deux autres sont reliées au bras et à l'avant-bras à l'aide de deux orthèses dont les tailles sont réglables. Il admet 5ddl commandés par 7 câbles permettant de contrôler les mouvements de l'épaule et du bras. Des anneaux en aluminium entrainés par des moteurs sont utilisés pour enrouler les câbles. Ce robot fonctionne avec un câble redondant qui favorise l'accomplissement de la tâche en cas d'une défaillance d'un autre câble. Le CAREX est

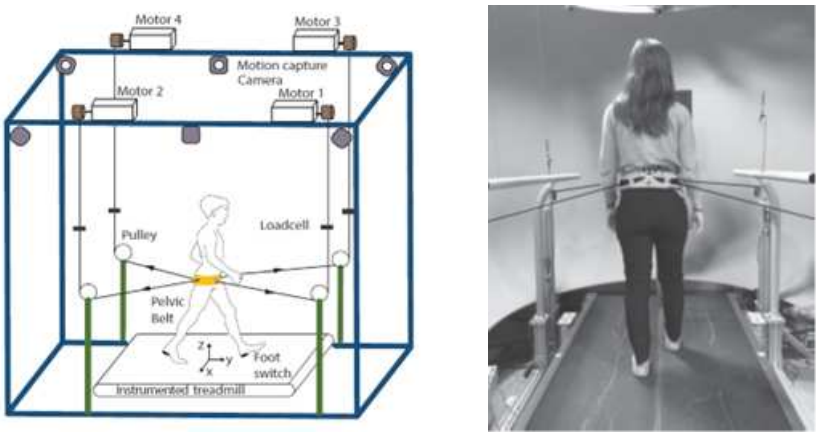
équipé par des capteurs d'orientation qui permettent de mesurer les différents angles entre les segments du membre. Une autre version appelée le CAREX-7 a été développée [49] (voir Figure 1.10.(b)). Elle admet un câble de plus et une manchette supplémentaire attachée à la main. Cette nouvelle version autorise 7 ddl au niveau du membre supérieur.



(a) (b)

FIGURE 1.10 – (a) Le robot CAREX [50] et (b) le robot CAREX-7 [49].

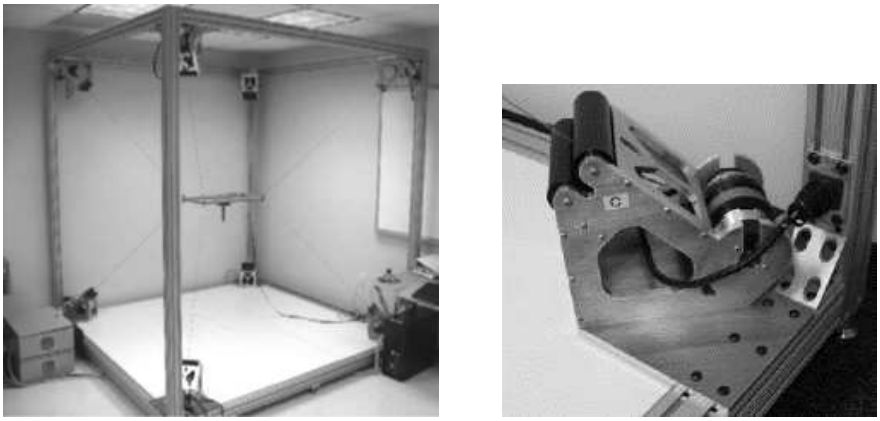
- Le robot TPAD (Tethered Pelvic Assist Device) [51] c'est un robot de correction de marche dédié aux sujets hemiparétiques, présenté par la Figure 1.11. Ces patients, même s'ils réussissent à récupérer leurs fonctions motrices relatives à la marche, ils peuvent garder une anomalie causée par leur tendance à utiliser le membre non affecté, ce qui crée un cycle de marche asymétrique et non équilibré. L'organe terminal du TPAD est formé par une ceinture qui se fixe autour du bassin du sujet. Cette ceinture est attachée par 4 câbles, dont les tensions sont directement mesurées par des capteurs d'effort. Le robot est équipé par un tapis roulant, pour faciliter l'exercice de la marche, d'une plateforme de force qui mesure l'effort d'appui du sujet. Un système de capture de mouvement est aussi intégré qui permet de tracker les positions de la ceinture pelvienne et donc de corriger les déviations enregistrées en fournissant aux câbles les tensions requises.



(a) (b)

FIGURE 1.11 – Le robot TPAD [51], [24].

- Le robot MACARM (Multi Axis Cartesian-based Arm Rehabilitaton Machine) [52] développé à l'institut de réhabilitation de Chicago. C'est un robot parallèle à câbles dédié à la rééducation du membre supérieur, présenté par la Figure 1.12.(a). Ce robot est formé par 8 modules, illustrés par la Figure 1.12.(b), montés dans les sommets d'une structure cubique en aluminium. Chaque module est composé par un moteur, un encodeur, un réducteur et une bobine sur laquelle est enroulé un câble. Les forces exercées par le patient sont directement mesurées à l'aide d'un capteur d'efforts fixé au-dessous de l'organe terminal.



(a) (b)

FIGURE 1.12 – (a) Le robot MACARM et (b) son module [52].

- Le robot CaLT (Cable-driven Locomotor Trainer) [53] similaire au robot STRING-MAN, le robot CaLT est développé pour la rééducation de la marche (voir Figure 1.13). Le mécanisme de suspension du poids du patient est basé sur un système de contrepoids relié à un harnais porté par le sujet. Deux attelles, fixées sur les chevilles du patient, sont attachées par 4 câbles enroulés sur des poulies actionnées. En utilisant un tapis roulant et en délivrant les tensions nécessaires, les câbles assistent les membres inférieurs du sujet pour reproduire l'exercice de la marche. Un capteur de position est intégré pour mesurer les positions des chevilles, ainsi qu'un capteur d'effort pour quantifier les couples délivrés par les moteurs.

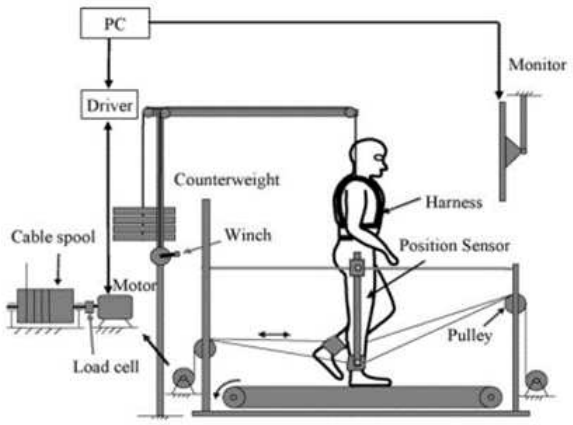


FIGURE 1.13 – Le robot CaLT [53].

1.3.2.3 Revue de littérature sur l'optimisation et le contrôle des robots parallèles à câbles

Plusieurs travaux sont exposés dans la littérature abordant le développent optimal et les méthodes de contrôle des robots parallèles à câbles (RPCs) [46]. Commençons par les problèmes d'optimisation où les paramètres de conception, les critères et les contraintes sont divers. Dans [54], Lorenzo *et al.* ont proposé la conception optimale de deux RPCs suspendu et pleinement contraint à usage industriel. L'objectif de ce travail est la détermination des points de sortie des câbles qui permettent de minimiser la taille du robot. Quant aux contraintes du problème,

elles permettent de garantir la résistance de la plateforme mobile face aux efforts appliqués tout en évitant les collisions entre les câbles et avec l'environnement extérieur tout au long d'une trajectoire prédéfinie. Dans ce travail, les auteurs ont supposé que les points de sortie des câbles soient fixes quel que soit la pose prise par l'organe terminal. Cette hypothèse est irréaliste et elle peut engendrer des problèmes lors du contrôle du robot. Dans [55], Hussein *et al.* ont proposé la conception optimale d'un RPC pleinement contraint destiné à la construction et à l'entretien des façades de bâtiments. Ce travail vise la détermination de la géométrie optimale de ce robot, définie par les points d'attache et les points de sortie des câbles, permettant de minimiser les tensions des câbles tout en évitant les collisions entre eux. Le critère choisi dans cette étude ne garantit pas une distribution minimale uniforme de toutes les tensions puisque seule la plus basse tension maximale est optimisée. Abbas *et al.* ont étudié dans [56] la conception optimale d'un RPC en choisissant d'abord la maximisation de l'espace de travail du robot puis la maximisation de la dextérité comme deux fonctions objectives séparées. Tandis qu'en [57], Yangmin *et al.* ont commencé par étudier la conception d'un RPC en adoptant comme critère la dextérité puis la rigidité du robot. Une formulation multi-objectif est ensuite proposée en combinant ces deux caractéristiques. La sélection des coefficients de pondération de chaque critère a été choisie de manière à préférer que le robot soit plus dextre ou plus rigide. Les auteurs ont fini par accorder le même poids aux deux critères. Ce choix peut être amélioré en étudiant l'influence de la variation de chaque coefficient sur la fonction objectif et sur les critères sélectionnés.

Quant au contrôle des RPCs, une commande en boucle ouverte est généralement adoptée pour actionner ce type de robots. En connaissant au préalable les poses de la plateforme mobile souhaitées, les positions angulaires des actionneurs sont calculées en se basant sur le modèle géométrique inverse. Cependant, le remplacement des bras rigides par des câbles introduit des défis majeurs pour le contrôle des RPCs, comparé à celui des robots parallèles traditionnels à bras rigides. En

outre, il est difficile de contrôler précisément la position et l'orientation de l'organe terminal en raison de sa faible rigidité [46]. Une commande en boucle fermée peut ainsi être proposée afin de remédier à ce problème d'imprécision. Des capteurs externes peuvent être ajoutés à la boucle de contrôle du robot afin de mesurer, en temps réel, les poses de l'organe terminal et ainsi les comparer à la consigne d'entrée. Dans [58], les auteurs ont proposé d'introduire des capteurs mesurant les positions angulaires des actionneurs et les longueurs des câbles. L'utilisation d'un capteur de force est discutée dans [59] pour estimer les valeurs des tensions des câbles et ainsi contrôler la plateforme mobile précisément en garantissant sa stabilité. Dans [60], la combinaison de trois capteurs de distance laser et d'une caméra a été utilisée pour suivre les positions et orientations réelles de l'effecteur.

Comme présenté dans l'introduction générale, l'objectif de cette thèse est de concevoir un robot parallèle à câbles optimal dédié à la rééducation fonctionnelle du membre supérieur. Ainsi, afin de se familiariser avec les notations tout au long de ce travail, une étude sommaire sur l'anatomie et la cinématique du membre supérieur est présentée dans la section suivante.

1.4 Le membre supérieur

1.4.1 L'anatomie du membre supérieur

Le membre supérieur, représenté sur la Figure 1.14, peut être décomposé en 3 segments : le bras, l'avant-bras et la main reliés entre eux et au tronc par 3 groupes articulaires : l'épaule, le coude et le poignet [61].

1.4.1.1 La structure osseuse

La ceinture du membre supérieur est composée par la clavicule et la scapula (appelée aussi l'omoplate) tandis que la partie libre est formée par l'humérus (l'os

du bras), en contact avec l'épaule d'un côté et avec l'ulna et le radius de l'autre côté (les os de l'avant-bras). Les os du poignet sont appelés le carpe qui est composé de 8 os repartis sur deux rangées. Pour les os de la main on distingue 5 métacarpes et 14 phalanges. Ces derniers sont les os des doigts.

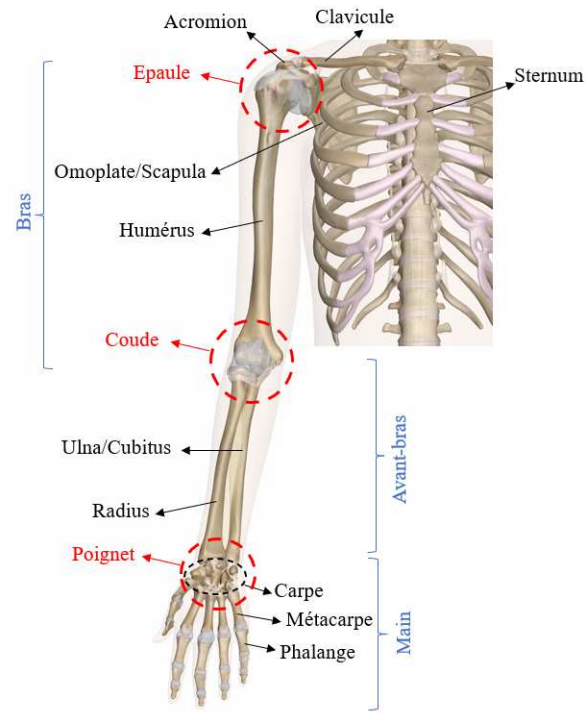


FIGURE 1.14 – Structure osseuse du membre supérieur avec les différents segments et groupes articulaires.

1.4.1.2 Les articulations

On distingue 3 groupes articulaires qui confèrent au membre supérieur plusieurs degrés de liberté.

- L'épaule : c'est l'articulation la plus complexe et la plus mobile du corps humain. Elle relie le bras au tronc. Ce groupe articulaire autorise 5 ddl (2 translations et 3 rotations).
- Le coude : c'est l'articulation intermédiaire qui relie le bras à l'avant-bras. Elle permet 2 ddl rotationnels.

- Le poignet : c'est l'articulation distale du membre supérieur qui relie l'avant-bras à la main. Elle confère à cette dernière 2 ddl rotationnels.

1.4.2 Les mouvements articulaires du membre supérieur

Les mouvements du membre supérieur peuvent être décrits en utilisant des plans, des directions et des axes définis selon la position de référence appelée position de Paul Poirier (Figure 1.15) [62]. Ces plans sont le plan transversal, le plan sagittal et le plan frontal qui divisent le corps en deux parties, respectivement, supérieure et inférieure, gauche et droite, et antérieure et postérieure (ou dorsale et frontale). Les axes longitudinal, transversal et antéropostérieur sont respectivement les axes formés par les intersections des plans frontal et sagittal, frontal et transversal et sagittal et transversal.

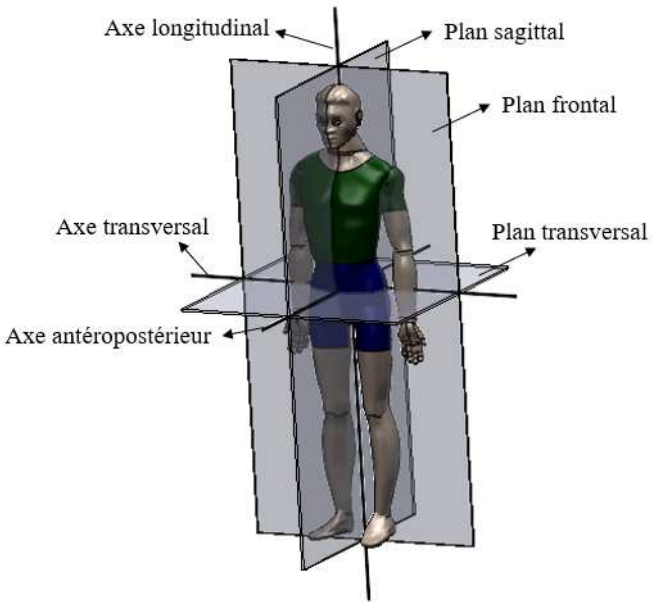


FIGURE 1.15 – Axes et plans de référence définis pour la position de Paul Poirier.

On distingue 4 principaux mouvements articulaires du membre supérieur :

- Flexion / Extension (Figure 1.16.(a)) : la flexion est le mouvement qui diminue l'angle au niveau de l'articulation mise en jeu en rapprochant les os l'un contre l'autre. L'extension est le mouvement opposé.

- Abduction / Adduction (Figure 1.16.(b)) : dans le plan frontal, l'abduction est une rotation latérale d'un segment corporel qui s'éloigne du corps et c'est l'inverse de l'adduction.
- Rotation interne / Rotation externe (Figure 1.16.(c)) : dans le plan transversal, lorsqu'un os tourne en s'éloignant de la ligne médiane du corps, il fait une rotation externe et c'est l'inverse de la rotation interne.
- Pronation / Supination (Figure 1.16.(d)) : au niveau de l'avant-bras, si le radius est latéral par rapport à l'ulna et la paume de la main est orientée vers l'avant on parle du mouvement de la supination et c'est l'opposé de la pronatior

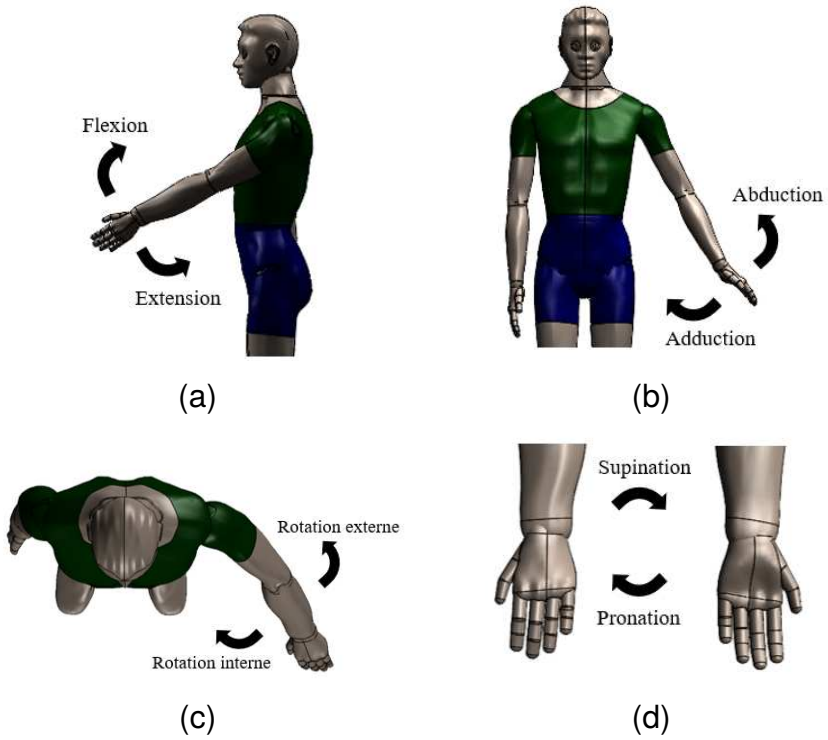


FIGURE 1.16 – Les mouvements articulaires du membre supérieur.

1.5 Conclusion

Ce chapitre présente la synthèse d'une étude bibliographique portant sur la rééducation fonctionnelle, avec ses méthodes traditionnelles et robotisées. Bien que les

techniques de rééducation classiques soient bénéfiques pour récupérer les fonctions motrices perdues, elles présentent quelques limitations, liées principalement aux capacités de travail réduites des thérapeutes. Des dispositifs robotisés sont donc conçus pour assister les tâches des praticiens et garantir une meilleure évaluation de l'état du patient.

Suite à un état de l'art présentant quelques dispositifs de rééducation existants, nous avons proposé d'adopter les robots parallèles à câbles comme solution potentielle pour les applications de rééducation fonctionnelle puisqu'ils répondent au mieux aux exigences demandées, tel que le coût réduit, la manipulation facile, la flexibilité et la portabilité. Ainsi, le développement optimal d'un robot parallèle à câbles fait l'objet de ce travail de thèse.

Ce travail ciblera en particulier la rééducation fonctionnelle du membre supérieur dont l'anatomie et les mouvements articulaires ont été détaillés. Différemment aux robots de rééducation du membre supérieur présentés dans la littérature, le développement du robot en question suit une approche allant de l'étude expérimentale du geste jusqu'à la conception optimale du dispositif.

Les parties qui succèdent seront consacrées à la description des étapes suivies afin d'aboutir à la structure finale du robot. Dans le chapitre suivant, l'espace de travail prescrit du robot sera délimité en étudiant des tâches de la vie quotidienne, identifiées par un thérapeute comme étant les gestes de rééducation à assister avec le robot.

Chapitre 2
Etude du geste de rééducation du membre supérieur

Sommaire

2.1 Introduction 31
2.2 Tâches prescrites 31
2.3 Protocole expérimental 34
2.4 Analyse intra et inter sujets 41
2.5 Résultats 46
2.6 Conclusion 49

2.1 Introduction

La capture de mouvement optique est un outil qui permet d'enregistrer les positions et les orientations des objets en temps réel [63]. Elle est basée sur l'utilisation de caméras fixes à lumière infrarouge et de marqueurs réfléchissants. Ces deniers sont placés sur des objets en mouvement pour déterminer leurs poses (positions et orientations) dans l'espace.

Cette technique est utilisée dans ce travail de thèse afin d'enregistrer les mouvements du membre supérieur dont le robot est appelé à assister. Ces mouvements identifiés sous forme d'exercices ont été sélectionnés en collaboration avec des praticiens impliqués dans le projet PHC-Utique présenté dans l'introduction générale. L'analyse des mouvements enregistrés sera utilisée pour identifier l'espace de travail prescrit du robot, défini par l'ensemble de poses que son organe terminal doit atteindre pour accomplir la tâche donnée. Une étude de répétabilité nous a conduit à nous focaliser essentiellement sur les poses de la main du sujet, qui sera attachée à la plateforme mobile du robot, pour reproduire le geste demandé.

La première section de ce chapitre est consacrée à la présentation des gestes de rééducation identifiés, suivie d'une description du protocole expérimental mis en place pour les enregistrer. Ensuite, une étude de répétabilité intra et inter sujets est menée dans le but de repérer une trajectoire de référence représentant l'espace de travail prescrit du robot. Ces analyses ont permis de définir un espace de travail prescrit global permettant de couvrir une large gamme de sujets.

2.2 Tâches prescrites

La rééducation orientée décrite par des exercices centrés sur des tâches, où le thérapeute assiste le patient pour accomplir un mouvement donné comme marcher, se mettre debout, monter des escaliers apporte un résultat plus efficace

	Position initiale et finale	Position intermédiaire
Mouvement 1 (M1) : « Main-Bouche »		
Mouvement 2 (M2) : « Main-Epaule »		
Mouvement 3 (M3) : « Main-Tête »		

Tableau 2.1 – Les mouvements en lien avec des exercices simples du quotidien.

comparé à la rééducation traditionnelle basée sur la mobilisation passive des articulations du membre affecté [64], [65].

Dans cet objectif et en collaboration avec le service médecine physique et réadaptation du Centre Hospitalier Universitaire de Poitiers, trois activités de la vie quotidienne ont été choisies comme illustré par le Tableau 2.1. Le robot à concevoir a pour mission d'assister le mouvement des patients le long de ces trois exercices.

A partir d'une position initiale où le sujet est assis avec les mains sur une table,

les exercices simples du quotidien consistent à toucher avec la main du membre dominant soit la bouche soit la tête soit l'épaule opposé et revenir à la position initiale. Ces exercices ont été choisis puisqu'ils sont la base de plusieurs activités de la vie quotidienne tel que manger, se brosser les dents, se coiffer les cheveux, s'habiller...

Ces trois exercices combinent à la fois des mouvements de flexion/extension, abduction/adduction et rotation interne/externe de l'épaule, des mouvements de flexion/extension et pronation/supination de l'avant-bras et des mouvements de flexion/extension et rotation interne/externe de la main.

Un quatrième exercice (M4) a été également étudié, illustré dans la Figure 2.1. Il consiste à parcourir avec la main une courbe sous forme de « 8 » dans un plan horizontal. Cet exercice sera exécuté avec un robot parallèle à câbles plan dont le développement est détaillé dans le chapitre suivant. Ce robot sert comme un moyen de validation simple des différents travaux réalisés au cours cette thèse.

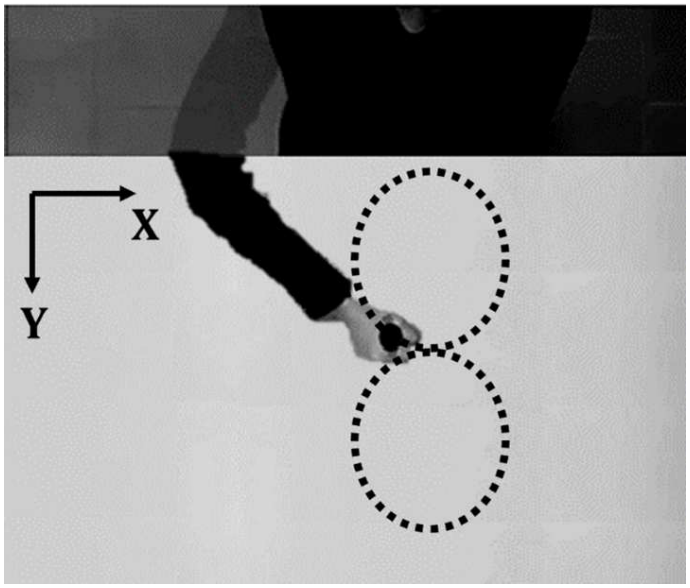


Figure 2.1 – Exercice de rééducation à assister avec le robot à câbles plan.

Un protocole expérimental a été mis en place afin d'enregistrer et d'analyser ces quatre exercices.

2.3 Protocole expérimental

Dans le but d'étudier les mouvements de rééducation une campagne de mesure a été menée sur une population de cinq volontaires en utilisant le système de capture de mouvement Qualisys. Ce système est composé par un jeu de marqueurs passifs réfléchissants et 8 caméras infrarouges. Un logiciel appelé « Qualisys Track Manager (QTM) » est relié aux caméras permettant de visualiser et d'enregistrer en temps réel positions dans l'espace des différents marqueurs mis en jeu.

Pour les trois exercices (M1), (M2) et (M3), 8 caméras et 19 marqueurs réfléchissants ont été utilisés. Les marqueurs ont été placés essentiellement sur le membre dominant du sujet à des endroits précis, comme illustré dans la Figure 2.2, de la manière suivante :

- Cinq marqueurs (H_1, H_2, H_3, H_4, H_5) sont attachés au dos de la main.
- Deux marqueurs (w_1, w_2) sont placés sur l'articulation du poignet.
- Deux marqueurs (E_1, E_2) sont placés sur l'articulation du coude (un sur l'olécrane et l'autre sur l'épicondyle latéral).
- Quatre marqueurs (A_1, A_2, A_3, A_4) sont placés sur le bras. Ces marqueurs sont fixés sur un support rigide (cluster de marqueurs), ainsi les distances entre eux sont inchangeables pour tous les sujets.
- Deux marqueurs (Sh_L_1, Sh_L_2) sur l'épaule gauche sur les côtés dorsal et frontal et de même pour l'épaule droite (Sh_R_1, Sh_R_2).
- Deux marqueurs (B_L, B_R) attachés au dos du sujet sur le muscle iliocostal lombaire gauche et droit.

Ces positions ont été respectées pour tous les sujets volontaires lors de la campagne d'enregistrement. Les participants à cette compagne de mesure ont des tailles relativement proches à la taille moyenne (1.74 m en France [66]) deux

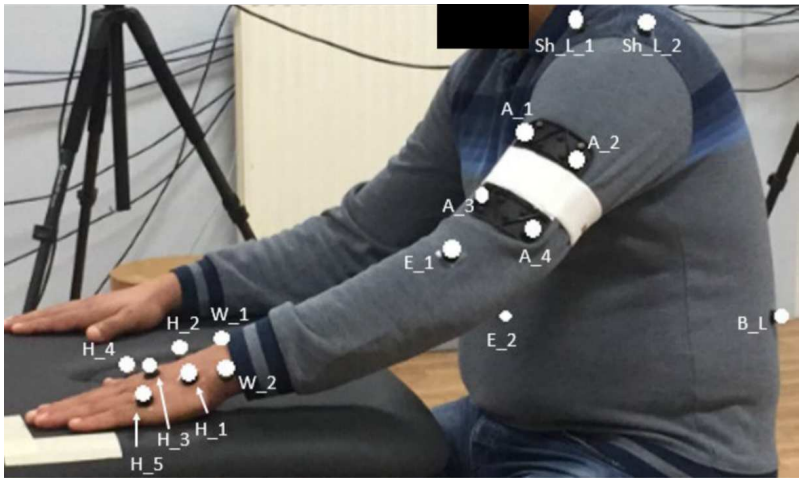


Figure 2.2 – Emplacement des marqueurs.

	Sexe	Membre dominant	Taille
Participant 1	M	Gauche	1.73 m
Participant 2	M	Gauche	1.79 m
Participant 3	M	Droit	1.71 m
Participant 4	M	Droit	1.69 m
Participant 5	F	Droit	1.73 m

Tableau 2.2 – Informations relatives aux participants.

d'entre eux sont gauchers. Les informations décrivant les volontaires sont données dans le Tableau 2.2. Chaque participant a été invité à reproduire les trois exercices cinq fois. La Figure 2.3 présente une vue de l'interface du logiciel QTM, utilisée pour la visualisation et l'enregistrement en temps réel des mouvements effectués. Au cours de chaque exercice, les positions des articulations et les orientations des segments ont été calculées. Trois repères locaux $\mathscr{R}_h$ $(H_2,\mathbf{X_h},\mathbf{Y_h},\mathbf{Z_h})$, $\mathscr{R}_f$ $(E_1,\mathbf{X_f},\mathbf{Y_f},\mathbf{Z_f})$ et $\mathscr{R}_a$ $(A_2,\mathbf{X_a},\mathbf{Y_a},\mathbf{Z_a})$ ont été construits comme défini par les Eqs. (2.1 - 2.3) et attachés respectivement à la main, l'avant-bras et le bras. Ces repères permettent de calculer les orientations des segments du membre supérieur dans l'espace selon la convention des angles de Cardan XYZ (roulis (φ_1) autour de $\mathbf{X}$, tangage (φ_2) autour de $\mathbf{Y}$ et lacet (φ_3) autour de $\mathbf{Z}$) par rapport au repère global $\mathscr{R}_G$ lié à la table située en face du volontaire. Quant aux positions des articulaires, elles sont déterminées en calculant la moyenne entre les posi-

tions de W_1 et W_2 pour le poignet, E_1 et E_2 pour le coude et Sh_L/R_1 et Sh_L/R_2 pour l'épaule.

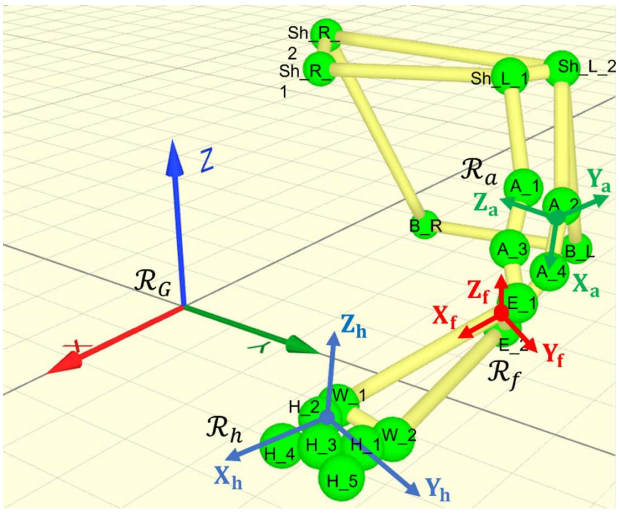


FIGURE 2.3 – Interface QTM et la labélisation des marqueurs.

$$\begin{cases} \mathbf{Y_h} = \mathbf{H_2H_1} \;/\; ||\mathbf{H_2H_1}|| \\ \mathbf{Z_h} = \mathbf{H_2H_4} \times \mathbf{H_2H_1} \;/\; ||\mathbf{H_2H_4} \times \mathbf{H_2H_1}|| \\ \mathbf{X_h} = \mathbf{Y_h} \times \mathbf{Z_h} \end{cases} \tag{2.1}$$

$$\begin{cases} \mathbf{X_f} = \mathbf{E_1W_1} \;/\; ||\mathbf{E_1W_1}|| \\ \mathbf{Z_f} = \mathbf{E_1W_1} \times \mathbf{E_1W_2} \;/\; ||\mathbf{E_1W_1} \times \mathbf{E_1W_2}|| \\ \mathbf{Y_f} = \mathbf{Z_f} \times \mathbf{X_f} \end{cases} \tag{2.2}$$

$$\begin{cases} \mathbf{X_a} = \mathbf{A_2A_4} \;/\; ||\mathbf{A_2A_4}|| \\ \mathbf{Y_a} = \mathbf{A_2A_1} \times \mathbf{A_2A_4} \;/\; ||\mathbf{A_2A_1} \times \mathbf{A_2A_4}|| \\ \mathbf{Z_a} = \mathbf{X_a} \times \mathbf{Y_a} \end{cases} \tag{2.3}$$

Les allures des trajectoires et des orientations effectuées par tous les participants sont presque les mêmes. L'exemple des données enregistrées, relatives au participant 5 durant les 3 exercices sont illustrées par les Figures 2.4 - 2.6. Ses résultats seront analysés dans la section suivante.

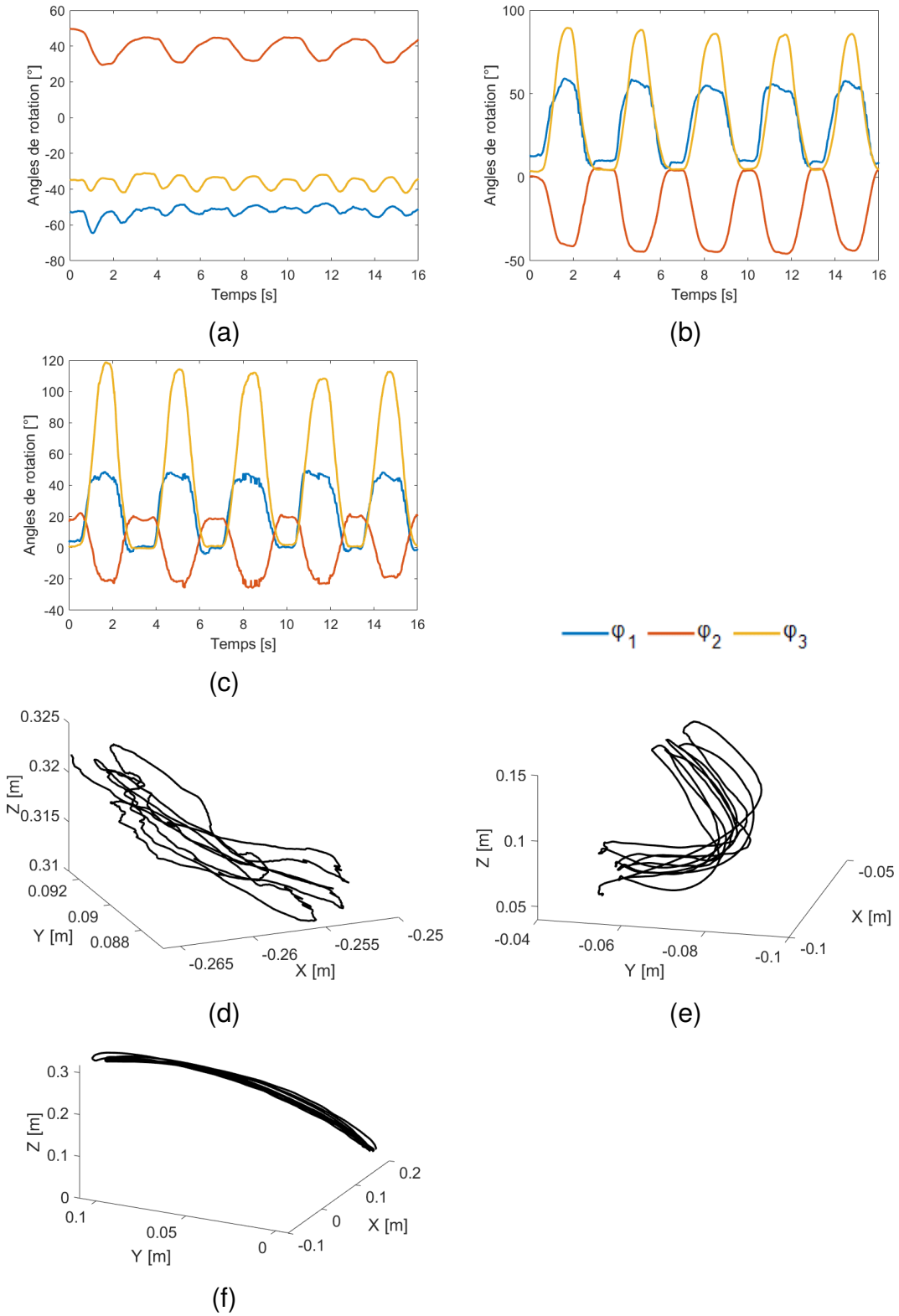


FIGURE 2.4 – (a), (b) et (c) Orientations du bras, de l'avant-bras et de la main du volontaire 5, (d), (e) et (f) Positions de son épaule, son coude et son poignet durant les 5 cycles du mouvement (M1).

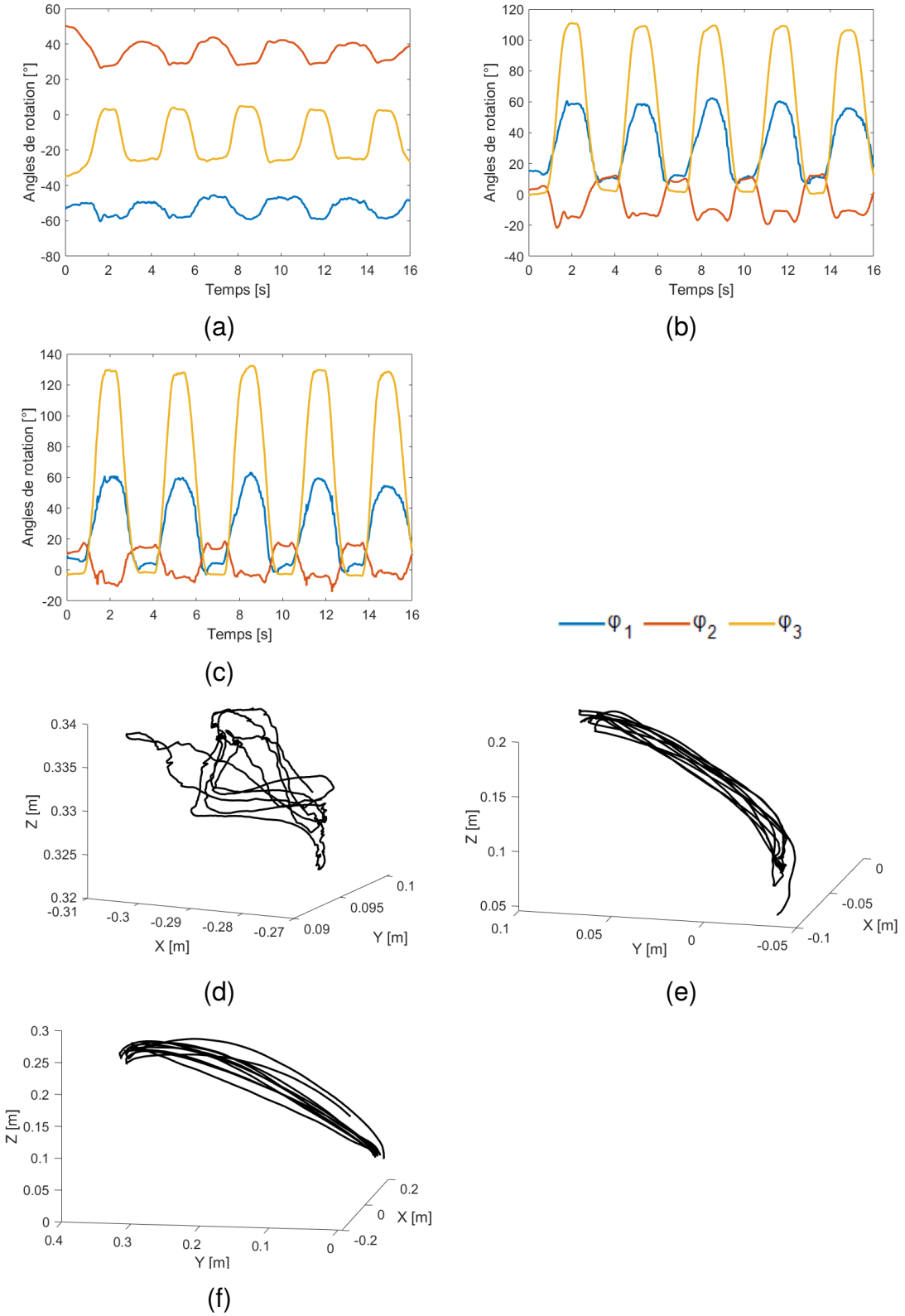


FIGURE 2.5 – (a), (b) et (c) Orientations du bras, de l'avant-bras et de la main du volontaire 5, (d), (e) et (f) Positions de son épaule, son coude et son poignet durant les 5 cycles du mouvement (M2).

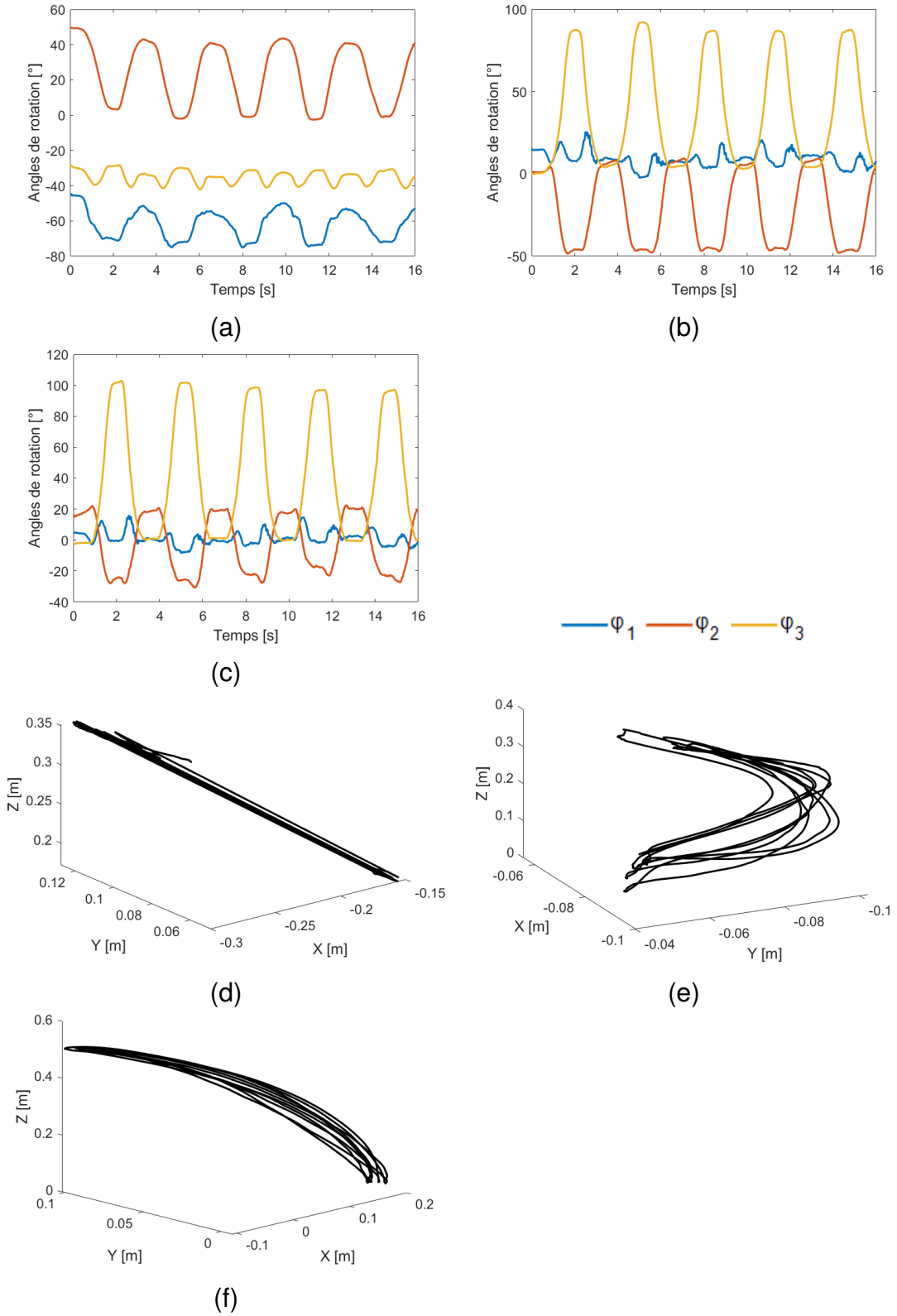
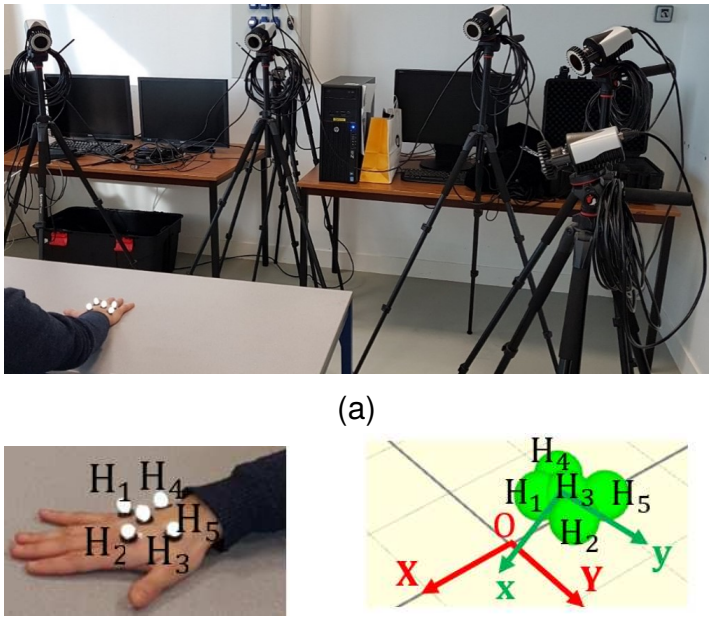


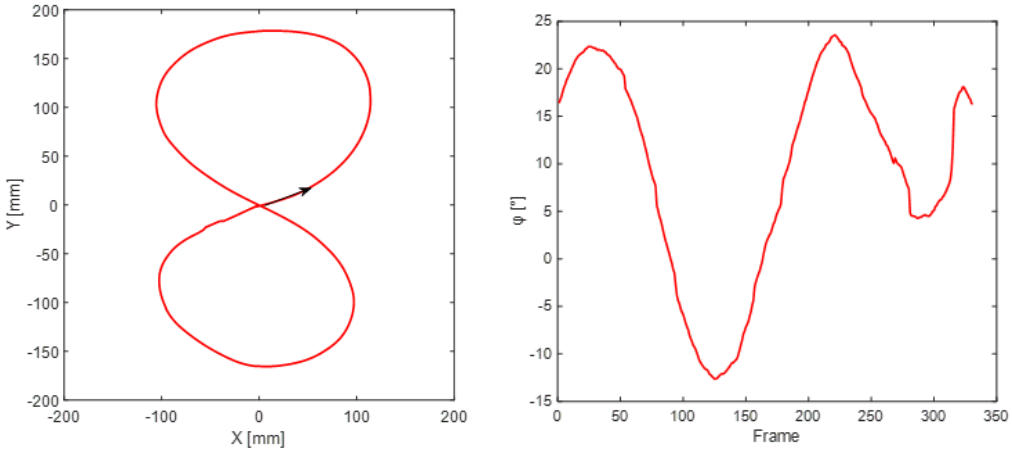
FIGURE 2.6 – (a), (b) et (c) Orientations du bras, de l'avant-bras et de la main du volontaire 5, (d), (e) et (f) Positions de son épaule, son coude et son poignet durant les 5 cycles du mouvement (M3).

Pour le quatrième exercice (M4), la trajectoire a été suivie à l'aide de cinq caméras et cinq marqueurs attachés à la main du participant 4 comme présenté par la Figure 2.7. Un repère local lié à la main a été créé afin de calculer les orientations de cette dernière dans l'espace. Les positions du centre de la main sont déterminées directement par le marqueur H_3.



(a) (b) (c)

FIGURE 2.7 – (a) Système de capture de mouvement, (b) Emplacement des marqueurs et (c) Labélisation des marqueurs dans l'interface QTM.



(a) (b)

FIGURE 2.8 – Représentation de (a) la trajectoire et (b) les orientations de la main enregistrées pour le l'exercice (M4).

Les données enregistrées et calculées relatives aux positions et aux orientations de la main du sujet le long de l'exercice (M4) sont illustrées dans la Figure 2.8.

2.4 Analyse intra et inter sujets

En analysant les résultats de la capture de mouvement, nous avons constaté que chaque participant s'est comporté d'une manière différente pour exécuter les exercices prédéfinis. Même si ces exercices commencent et finissent aux mêmes points, une infinité de trajectoires et d'orientations peut être suivie. En effet, le membre supérieur peut être modélisé comme un système poly articulé à 7 degrés de liberté (3 rotations au niveau de l'épaule, une rotation pour le coude et 3 rotations au poignet). Il est considéré comme redondant d'ordre 1, ce qui lui permet d'effectuer une même trajectoire avec une infinité de configurations possibles. Ces variations peuvent aussi s'expliquer par les différences de morphologies entre les sujets.

L'objective de ce paragraphe est d'évaluer la possibilité de trouver une trajectoire unique de référence, parmi les dizaines enregistrées, qui s'adapte au mieux avec le maximum de sujets. Si c'est le cas, cette trajectoire de référence sera utilisée par la suite comme étant l'espace de travail prescrit pour le développement du robot. Pour cela, une étude comparative intra-sujets et inter-sujets a été menée dans le but de quantifier les différences enregistrées et de juger s'il est pertinent de les négliger afin d'identifier une seule trajectoire de référence.

L'espace de travail translationnel du membre supérieur peut être identifié en calculant les plages de variation des positions prises par les articulations (poignet, coude et épaule) au cours de chaque exercice. Idem, les plages de variation des angles d'orientation calculés pour les trois segments du membre supérieur (main, avant-bras et bras) permettent de délimiter son espace de travail rotationnel. De ce fait, chaque mouvement est caractérisé en utilisant 18 paramètres notés $\delta_{A_{ij}}$ et calculés comme suit, où i et j désignent le participant et le cycle, respectivement.

$$\delta_{A_{ij}} = |A_{ij_{max}} - A_{ij_{min}}|, \quad i,j = 1..5 \tag{2.4}$$

$$A = \left\{ \begin{array}{l} \varphi_{1(main)},\ \varphi_{2(main)},\ \varphi_{3(main)},\ \varphi_{1(av_bras)},\ \varphi_{2(av_bras)},\ \varphi_{3(av_bras)}, \\ \varphi_{1(bras)},\ \varphi_{2(bras)},\ \varphi_{3(bras)},\ X_{poignet},\ Y_{poignet},\ Z_{poignet}, \\ X_{coude},\ Y_{coude},\ Z_{coude},\ X_{épaule},\ Y_{épaule},\ Z_{épaule} \end{array} \right\} \tag{2.5}$$

Pour chaque sujet i, une population $\mathbf{\Delta_{Ai}}$ a été créée comme illustré dans l'Eq. (2.6). Elle regroupe les δ_A des cinq cycles. Ainsi, la variation intra-sujets peut être évaluer en comparant les éléments de la population $\mathbf{\Delta_{Ai}}$. Une comparaison entre les populations des différents sujets donne la variation inter-sujets.

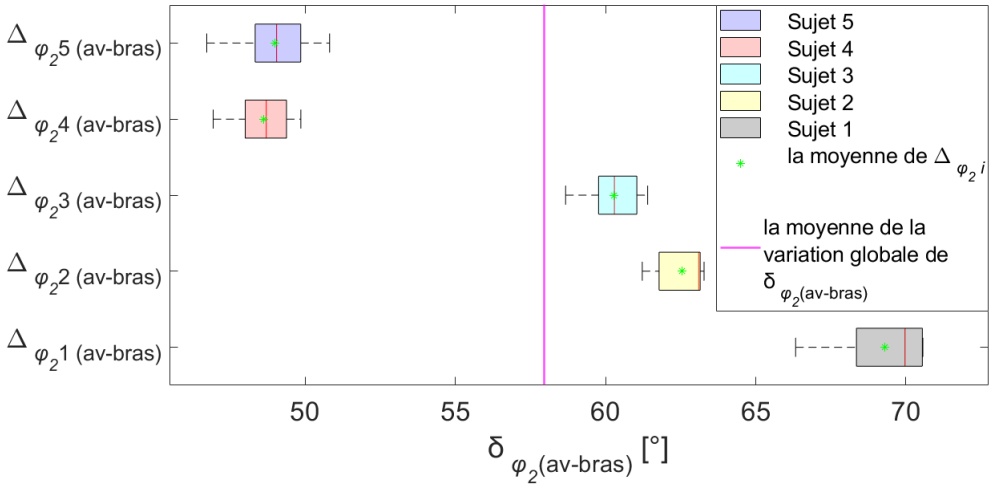
$$\mathbf{\Delta_{Ai}} = [\delta_{A_{i1}},\ \delta_{A_{i2}},\ \delta_{A_{i3}},\ \delta_{A_{i4}},\ \delta_{A_{i5}}], \quad i = 1..5 \tag{2.6}$$

Pour étudier la similarité des mouvements des différents participants, une première comparaison graphique a été menée en utilisant les boîtes à moustaches. Chaque boîte nous donne les valeurs minimale, maximale et médiane de chaque population $\mathbf{\Delta_{Ai}}$. La Figure 2.9 présente les données relatives à $\mathbf{\Delta_{\varphi_2}}$ de l'avant-bras et δ_X de l'épaule calculées respectivement pour les mouvements «main-bouche» et «main-épaule».

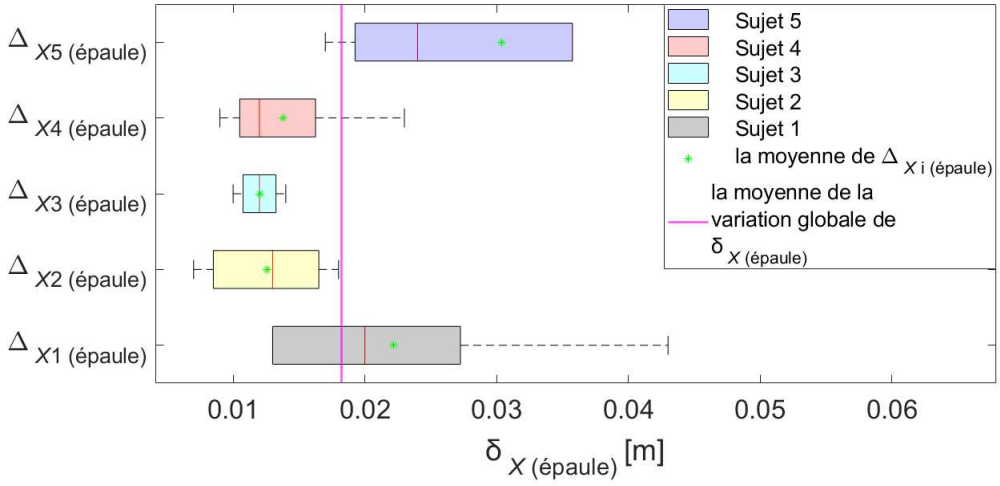
En interprétant ces deux figures, on remarque qu'il y a une variation inter et intra sujets. Cette observation n'est pas suffisante pour quantifier la différence existante et pour juger si cette variation est significative. Cette décision peut être prise en utilisant le test statistique ANOVA (analysis of variance) [67] qui consiste à examiner la variabilité entre et au sein des groupes en fonction de leurs moyennes. Il permet de conclure si oui ou non ils sont semblables. La formulation mathématique de ce test est donnée par les Eqs. (2.7 - 2.13).

$$F_{ratio} = \frac{MSB}{MSW} \tag{2.7}$$

$$MSB = \frac{SSB}{df1} \tag{2.8}$$



(a)



(b)

FIGURE 2.9 – Variation intra-sujet et inter-sujet : (a) $\mathbf{\Delta}_{\varphi_2}$ de l'avant-bras pour le mouvement « main-bouche », (b) δ_X de l'épaule pour le mouvement « main-épaule ».

$$MSW = \frac{SSW}{df2} \tag{2.9}$$

$$df1 = k - 1 \tag{2.10}$$

$$df2 = n(k-1) \tag{2.11}$$

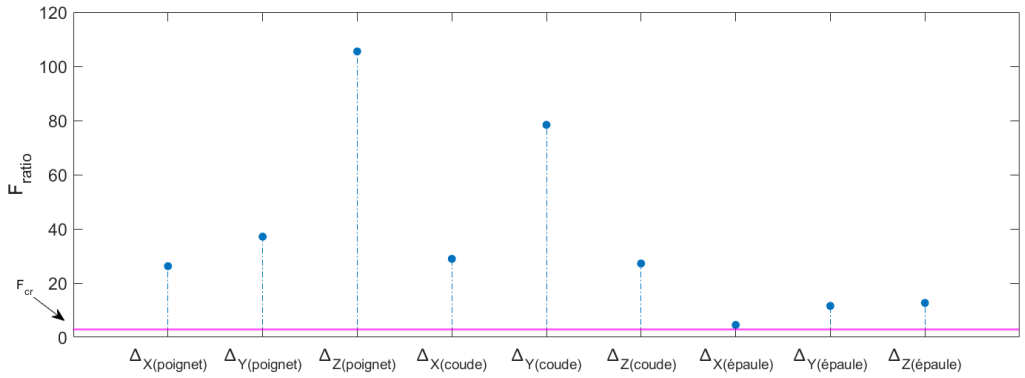
$$SSB = n \times \sum_{i=1}^{k} (\overline{A_i} - \overline{G})^2 \tag{2.12}$$

$$SSW = \sum_{i=1}^{k} \sum_{j=1}^{n} (A_{ij} - \overline{A_i})^2 \tag{2.13}$$

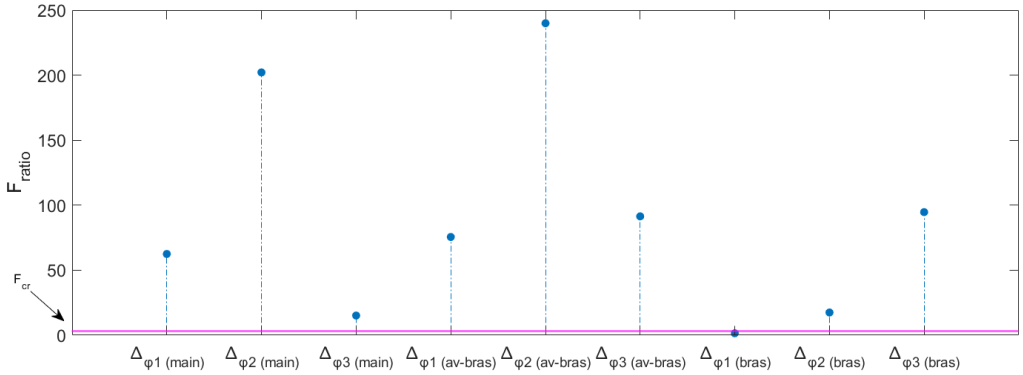
avec

- n le nombre de groupes,
- k le nombre d'éléments à l'intérieur de chaque groupe,
- F_{ratio} le rapport entre les variations entre les groupes (MSB) et les variations à l'intérieur des groupes (MSW),
- A_{ij} le j ème élément du i ème groupe,
- $\overline{A_i}$ la moyenne du i ème groupe,
- $\overline{G}$ la moyenne globale des groupes.
- $df1$ et $df2$ désignent le degré de liberté de chaque groupe et le degré de liberté du groupe global (formé par l'ensemble de tous les groupes), respectivement.

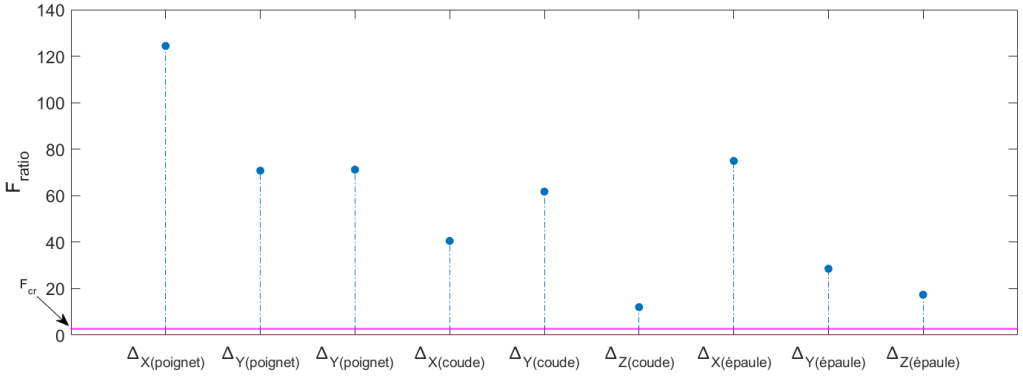
Le ratio F_{ratio} est calculé pour chaque groupe puis comparé à une valeur critique prédéfinie F_{cr}. Une différence entre les groupes est détectée si $F_{ratio} > F_{cr}$ et vice versa. Pour chaque exercice, 18 tests ont été menés pour les 18 paramètres qui décrivent l'espace de travail du membre supérieur et qui sont listés dans l'Eq. (2.5). Les groupes sont formés par les paramètres $\mathbf{\Delta}_{Ai\ i=1..5}$. Ainsi, dans notre cas $n = k = 5$ et $F_{cr} = 2.87$ avec un seuil de signification $\alpha = 0.05$ (Voir l'abaque présenté par la Figure A1.1 dans l'annexe 1. Les résultats de ces tests sont donnés dans les Tableaux A1.1 et A1.2 de l'annexe 1 et illustrés dans la Figure 2.10.



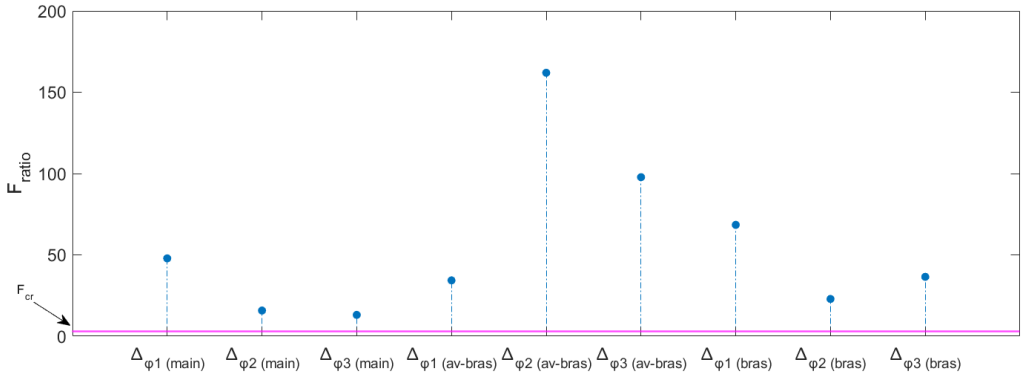
(a)


250
200
150
100
50
0
F ratio
F cr
Δφ1 (main)
Δφ2 (main)
Δφ3 (main)
Δφ1 (av-bras)
Δφ2 (av-bras)
Δφ3 (av-bras)
Δφ1 (bras)
Δφ2 (bras)
Δφ3 (bras)

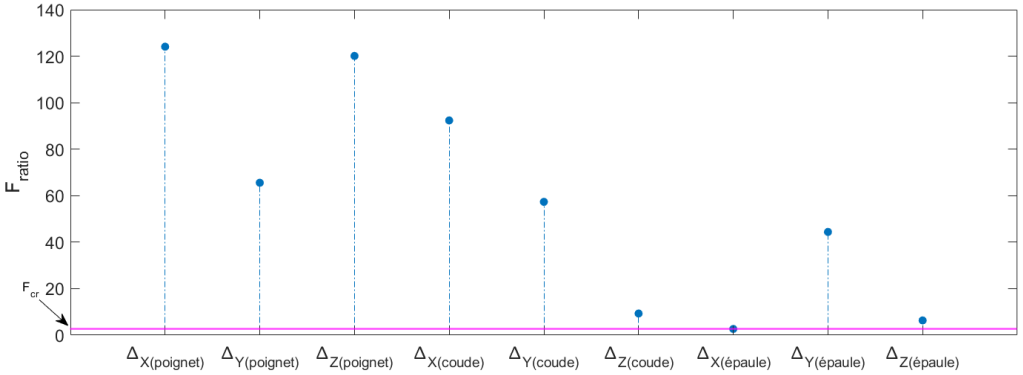
(b)


140
120
100
80
60
40
20
0
F ratio
F cr
ΔX(poignet)
ΔY(poignet)
ΔY(poignet)
ΔX(coude)
ΔY(coude)
ΔZ(coude)
ΔX(épaule)
ΔY(épaule)
ΔZ(épaule)

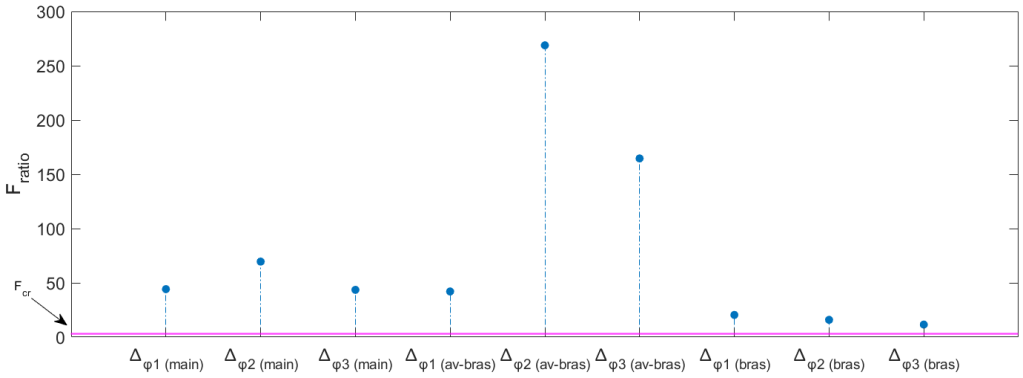
(c)


200
150
100
50
0
F ratio
F cr
Δφ1 (main)
Δφ2 (main)
Δφ3 (main)
Δφ1 (av-bras)
Δφ2 (av-bras)
Δφ3 (av-bras)
Δφ1 (bras)
Δφ2 (bras)
Δφ3 (bras)

(d)


140
120
100
80
60
40
20
0
F ratio
F cr
ΔX(poignet)
ΔY(poignet)
ΔZ(poignet)
ΔX(coude)
ΔY(coude)
ΔZ(coude)
ΔX(épaule)
ΔY(épaule)
ΔZ(épaule)

(e)



(f)

FIGURE 2.10 – Résultats de l'analyse de la variance (ANOVA) calculé pour : (a) les positions des articulations, (b) les orientations des segments du mouvement (M1), (c) les positions des articulations, (d) les orientations des segments du mouvement (M2) et (e) les positions des articulations, (f) les orientations des segments du mouvement (M3).

2.5 Résultats

Les résultats de l'analyse statistique Anova montrent qu'il y a une différence significante entre les paramètres caractéristiques de chaque mouvement à l'exception de $\boldsymbol{\Delta}_{\varphi_1}$ du bras et δ_X de l'épaule, calculés respectivement pour les mouvements (M1) et (M2). Ainsi, nous pouvons conclure que, même pour des sujets ayant des tailles proches, l'identification d'une trajectoire de référence s'avère difficile. Vu la redondance du membre supérieur, plusieurs configurations de ses segments sont possibles pour atteindre un même objectif.

Nous allons nous limiter dans ce travail aux mouvements effectués par la main du patient. Cette dernière sera attachée à l'organe terminal du robot qui, en contrôlant ses positions et ses orientations, va assister le mouvement du sujet selon l'exercice programmé.

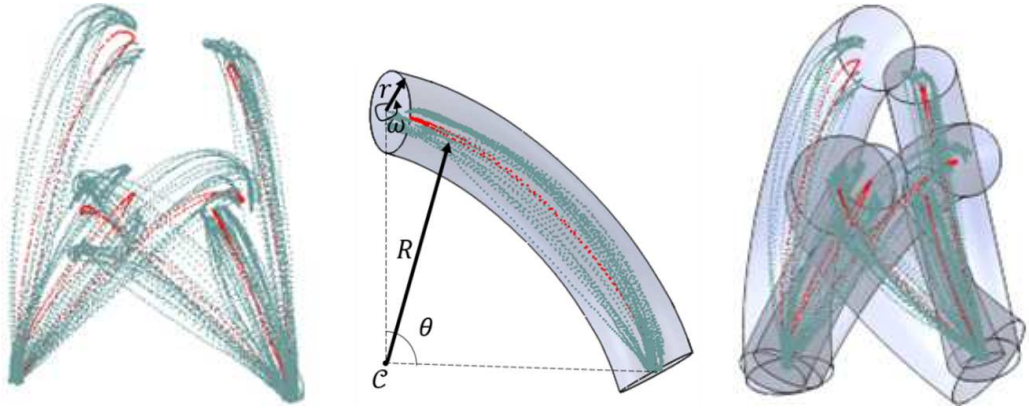
Afin de s'adapter aux différentes morphologies et d'élargir ainsi le nombre de patients ciblés par l'assistance apportée par le robot, un espace de travail plus général a été délimité. Dans ce qui suit, il sera envisagé de faire travailler le robot dans un volume au lieu de suivre une seule trajectoire de référence. Ce volume

est formé par des portions de tores qui enveloppent toutes les trajectoires enregistrées (voir la Figure 2.11) construits en s'appuyant sur les Eqs. (2.14 - 2.16) et le Tableau 2.3. Ainsi, tout patient dont la trajectoire de sa main est enveloppée par l'un des tores peut être rééduquer avec ce robot.

$$x = (R + r\cos(\omega))\cos(\theta) \tag{2.14}$$

$$y = (R + r\cos(\omega))\sin(\theta) \tag{2.15}$$

$$z = r\sin(\omega)) \tag{2.16}$$



(a) (b) (c)

FIGURE 2.11 – (a) Les trajectoires de la main enregistrées pour tous les participants durant les trois exercices (M1), (M2) et (M3), (b) un tore qui entoure une seule trajectoire et (c) l'espace de travail translationnel prescrit.

Les nuages des points et les tores représentés par la Figure 2.11.(a) sont tracés en trois dimensions avec le logiciel SolidWorks, ce qui nous a permis de mesurer directement les valeurs données par le Tableau 2.3. En ce qui concerne l'espace de travail rotationnel, les orientations de la main dans l'espace par rapport au repère global $\mathscr{R}_G$ lié à la table sont calculées pour les cinq participants durant les trois exercices prescrits. Les valeurs minimales et maximales des trois angles de rotation sont considérées. L'organe terminal du robot doit atteindre les limites angulaires calculées qui varient de -88° jusqu'à 88° pour φ_1, de -69° jusqu'à 16°

Mouvements prescrits	**Coordonnées du centre du tore** $(\mathcal{C})$ **[mm]**	**Rayon majeur** (R) **[mm]**	**Rayon mineur** (r) **[mm]**	**Angle** θ **[°]**
Mouvement (M1) pour un sujet gaucher	(-79.7, 434.8, 90.9)	280	75	110
Mouvement (M1) pour un sujet droitier	(-107.9, 42.7, 41.9)	328.3	50	86.3
Mouvement (M2) pour un sujet gaucher	(-232.3, 307.9, 132)	481.7	95	107.7
Mouvement (M2) pour un sujet droitier	(-169.9, 128.3, 168,6)	423	80	103.5
Mouvement (M3) pour un sujet gaucher	(-142.9, 316.3, 46.4)	388.9	80	118
Mouvement (M3) pour un sujet droitier	(-141.6, 92, 78.8)	372.1	115	113.4

Tableau 2.3 – Les caractéristiques de l'espace de travail prescrit (voir la Figure 2.11.(b)).

pour φ_2 et de -107° jusqu'à 96° pour φ_3 comme illustré par la Figure 2.12.

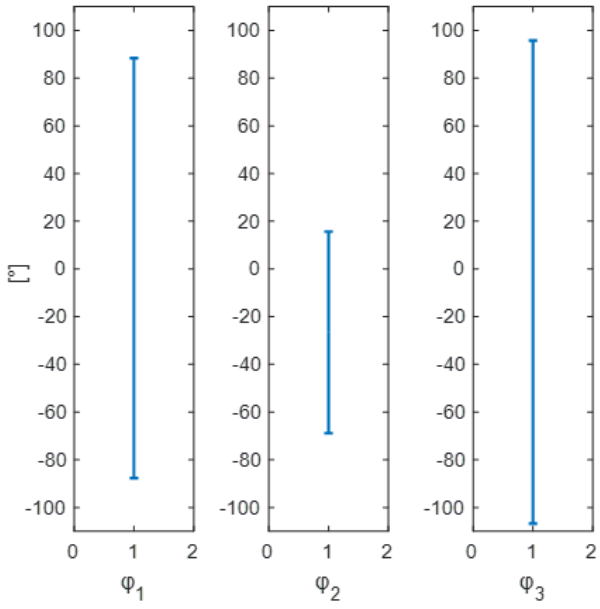


Figure 2.12 – Espace de travail rotationnel prescrit.

2.6 Conclusion

Dans ce chapitre on a identifié l'espace de travail prescrit à balayer par le robot de rééducation à concevoir. 3 mouvements de la vie quotidienne ont été identifiés à l'aide des praticiens comme étant des exercices de rééducation. Ils consistent à toucher avec le membre supérieur dominant la bouche, l'épaule ou la tête. Ces mouvements ont été enregistrés par capture de mouvement, pour cinq volontaires ayant des tailles semblables. Les variations remarquées entre les gestes des participants lors de la réalisation d'un même exercice nous ont incité à mener une étude de répétabilité intra et inter sujets, en utilisant le test statistique ANOVA. Les résultats de cette étude comparative témoignent de la difficulté de sélectionner une trajectoire unique de référence comme étant l'espace de travail prescrit. Pour contourner ce problème, un volume global qui enveloppe toutes les trajectoires enregistrées et qui permet ainsi de s'adapter au maximum de patients est proposé. Cet espace de travail prescrit sera adopté et utilisé par la suite dans l'identification de la structure optimale du robot.

Un quatrième exercice (M4) a été aussi identifié. Il consiste en un mouvement de la main du patient sous forme de « 8 » dans un plan horizontal et il permet ainsi la rééducation de toutes les articulations du membre supérieur. Un premier prototype de robot à câbles plan permettant d'assister ce mouvement sera étudié dans le chapitre suivant. Sa structure optimale sera développée afin de valider, avec un degré de difficulté ascendant, les différentes étapes d'optimisation et de contrôle du robot 3D final.

Chapitre 3
Développement optimal d'un robot parallèle à câbles plan

Sommaire

3.1 Introduction 51
3.2 Modélisation du robot parallèle à câbles plan 51
3.3 Formulation du problème d'optimisation 55
3.3.1 Description du problème d'optimisation 55
3.3.2 Formulation multi-objectifs 60
3.3.3 Formulation mono-objectif 64
3.4 Conclusion 69

3.1 Introduction

Après avoir identifié les exercices de rééducation pour l'assistance du geste et la récupération des capacités motrices du membre supérieur, le développement d'une première plateforme optimale à structure parallèle à câbles plan est discuté dans ce chapitre. En plus de l'assistance du geste, ce robot sert comme un outil de validation des différentes approches d'optimisation et de commande proposées dans ce travail de thèse pour la réalisation du robot à 6 ddl, dont le développement est décrit dans le chapitre suivant.

La modélisation du robot parallèle à câbles (RPC) plan est présentée en début de ce chapitre. Le RPC sera décrit par les positions de ses actionneurs et les dimensions de son organe terminal. Une formulation du problème d'optimisation, en s'appuyant sur la modélisation du RPC, sera détaillée dans l'objectif d'identifier la structure optimale du robot favorisant une distribution optimale des tensions des câbles et de la dextérité et la rigidité élastique, tout en respectant un ensemble de contraintes imposées.

Deux approches seront présentées pour la formulation du problème d'optimisation : Une première formulation multi-objectifs et une deuxième mono-objectif. Dans la deuxième formulation, une étude de l'influence des coefficients de pondération sera présentée. La solution optimale obtenue, à la suite de cette étude, est adoptée pour le développement d'un prototype du robot à câbles plan.

3.2 Modélisation du robot parallèle à câbles plan

Un robot parallèle à câbles plan à 3 ddl est considéré dans ce chapitre. Le nombre des câbles nécessaire pour avoir une structure totalement contrainte doit être égale au degré de liberté plus 1 [68]. Ainsi quatre câbles sont utilisés dont leur masse et leur élasticité sont supposés négligeables.

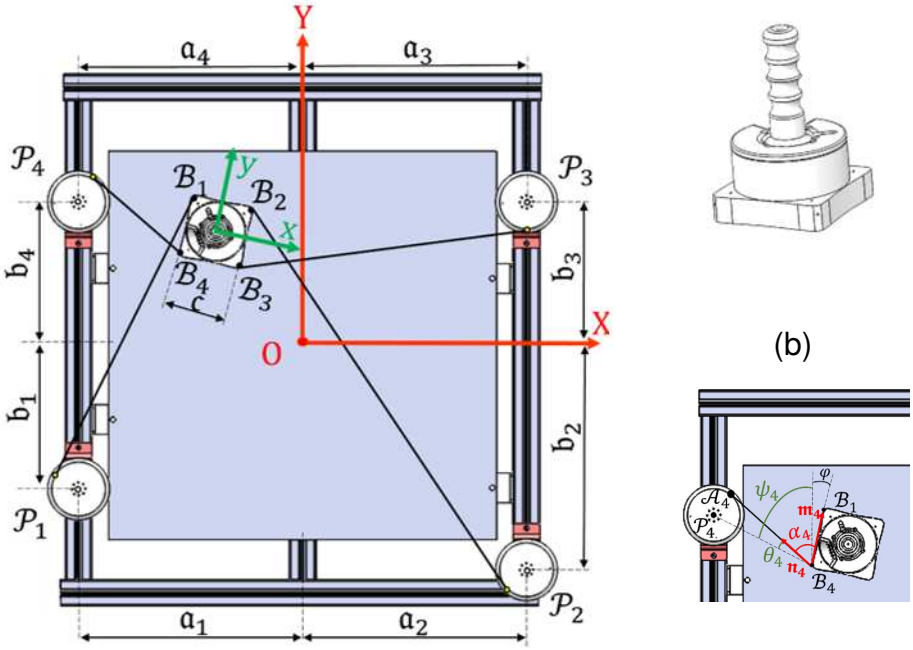


FIGURE 3.1 – Robot parallèle à câbles : (a) Son paramétrage (b) Son organe terminal.

Le robot, présenté sur la Figure 3.1, est composé par un organe terminal (appelé aussi plateforme mobile) sous forme d'une poignée que le patient maintiendra avec la main durant l'exécution de l'exercice de rééducation (voir Figure 3.1.(b)). Le paramètre $\mathfrak{c}$ mesure la longueur d'un côté de la base carrée de la poignée.

Les poses de l'organe terminal sont contrôlées par quatre poulies actionnées de centres $\mathcal{P}_{i,\ i=1..4}$. Les coordonnées de ces centres par rapport à un repère global, d'axes $\mathbf{X}$ et $\mathbf{Y}$, lié à la plateforme fixe du robot et les coordonnées des points d'attache $\mathcal{B}_{i,\ i=1..4}$ par rapport à un repère local, d'axes $\mathbf{x}$ et $\mathbf{y}$, lié à la plateforme mobile sont données comme suit :

$$\mathbf{P} = \begin{bmatrix} -\mathfrak{a}_1 & -\mathfrak{b}_1 \\ \mathfrak{a}_2 & -\mathfrak{b}_2 \\ \mathfrak{a}_3 & \mathfrak{b}_3 \\ -\mathfrak{a}_4 & \mathfrak{b}_4 \end{bmatrix} \tag{3.1}$$

$$\mathbf{B} = \begin{bmatrix} -\frac{\mathfrak{c}}{2} & \frac{\mathfrak{c}}{2} \\ \frac{\mathfrak{c}}{2} & \frac{\mathfrak{c}}{2} \\ \frac{\mathfrak{c}}{2} & -\frac{\mathfrak{c}}{2} \\ -\frac{\mathfrak{c}}{2} & -\frac{\mathfrak{c}}{2} \end{bmatrix} \tag{3.2}$$

Les orientations de la plateforme mobile sont calculées à partir de la matrice de rotation $\mathbf{R}_{\varphi}$ donnée par l'Eq. (3.3), où φ designe l'angle de rotation entre le repère global et le repère local.

$$\mathbf{R}_{\varphi} = \begin{bmatrix} \cos(\varphi) & -\sin(\varphi) \\ \sin(\varphi) & \cos(\varphi) \end{bmatrix} \tag{3.3}$$

Les points $\mathcal{A}_{i,\ i=1..4}$ présentent les points de sortie des câbles. Les positions de ces points sont variables et dépendent des poses prises par l'organe terminal. Certains auteurs les considèrent comme fixes afin de simplifier la modélisation [54], [69]. Cette hypothèse peut engendrer un fonctionnement imprécis du robot puisque les câbles ne seront pas parfaitement tendus durant le mouvement de l'organe terminal (soit mous soit hyper tendus). Afin de se rapprocher du fonctionnement réel du robot, la variation de positionnement des points de sortie $\mathcal{A}_i$ est considérée dans ce travail.

La longueur du câble i est modélisée par la distance L_i mesurée entre le point de sortie du câble $\mathcal{A}_i$ et le point d'attache $\mathcal{B}_i$. Elle est calculée, avec r_p est le rayon d'enroulement des câbles sur les poulies (supposé fixe vu le diamètre négligeable des câbles), comme suit :

$$L_i = ||\mathcal{A}_i\mathcal{B}_i|| = \sqrt{||\mathcal{P}_i\mathcal{B}_i||^2 - r_p^2} \tag{3.4}$$

Le modèle cinématique inverse du RPC permet d'exprimer les vitesses d'élongation des câbles en fonction des vitesses de l'organe terminal. Il est donné par

l'Eq. (3.5) où $\dot{\mathbf{X}}_{\mathcal{B}_i}$ et $\dot{\mathbf{X}}_{\mathrm{O}}$ désignent les vitesses linéaires du point d'attache $\mathcal{B}_i$ et du centre de l'organe terminal O (voir Figure 3.1). ω est la vitesse angulaire de la plateforme mobile. $\mathbf{n_i}$ est le vecteur unitaire porté par la direction du $i^{\text{ème}}$ câble et $\mathbf{B}_i$ est le vecteur contenant les coordonnées des points d'attache $\mathcal{B}_i$ dans le repère local.

En utilisant le modèle cinématique inverse du RPC, on peut déduire l'expression de la matrice Jacobienne $\mathcal{J}$ donnée par l'Eq. (3.6).

$$\begin{aligned}
\dot{L}_i &= \dot{\mathbf{X}}_{\mathcal{B}_\mathbf{i}} \cdot \mathbf{n_i} \\
&= (\dot{\mathbf{X}}_{\mathrm{O}} + \omega \times \mathbf{R}_\varphi \cdot \mathbf{B}_i) \cdot \mathbf{n_i} \\
&= \mathbf{n_i} \cdot \dot{\mathbf{X}}_{\mathrm{O}} + (\mathbf{R}_\varphi \cdot \mathbf{B}_i \times \mathbf{n_i}) \cdot \omega \\
\dot{\mathbf{L}}_i = [\dot{L}_i] &= [\mathbf{n_i} \quad (\mathbf{R}_\varphi \cdot \mathbf{B}_i) \times \mathbf{n_i}] \begin{bmatrix} \dot{x} \\ \dot{x} \\ \dot{\varphi} \end{bmatrix} = \mathcal{J}\dot{\mathbf{X}}
\end{aligned} \tag{3.5}$$

avec

$$\mathcal{J} = [\mathbf{n_i} \quad (\mathbf{R}_\varphi \cdot \mathbf{B}_i) \times \mathbf{n_i}], \quad i = 1..4 \tag{3.6}$$

$$\begin{aligned}
\mathbf{n_1} &= \begin{bmatrix} -\sin(\psi_1 + \theta_1) \\ -\cos(\psi_1 + \theta_1) \end{bmatrix}, \quad \mathbf{n_2} = \begin{bmatrix} \sin(\psi_2 - \theta_2) \\ -\cos(\psi_2 - \theta_2) \end{bmatrix}, \\
\mathbf{n_3} &= \begin{bmatrix} \sin(\psi_3 + \theta_3) \\ \cos(\psi_3 + \theta_3) \end{bmatrix}, \quad \mathbf{n_4} = \begin{bmatrix} -\sin(\psi_4 - \theta_4) \\ \cos(\psi_4 - \theta_4) \end{bmatrix}
\end{aligned} \tag{3.7}$$

$$\psi_i = \arctan(\frac{|\mathcal{P}_{ix} - \mathcal{B}_{ix}|}{|\mathcal{P}_{iy} - \mathcal{B}_{iy}|}) \tag{3.8}$$

$$\theta_i = \arctan(\frac{r_p}{L_i}) \tag{3.9}$$

Le modèle dynamique de l'organe terminal peut être obtenu en utilisant la formulation de Newton-Euler, avec l'hypothèse de négliger la masse et les frottements des poulies, comme suit :

$$\begin{bmatrix} \sum \mathscr{F} \\ \sum \mathscr{M} \end{bmatrix} = \mathbf{M}\ddot{\boldsymbol{\chi}} + \mathbf{C}\dot{\boldsymbol{\chi}} = \boldsymbol{\mathcal{J}}^T\mathbf{T} + \mathbf{F_{ext/OT}} \tag{3.10}$$

avec $\mathbf{M} = \begin{bmatrix} m_{OT} & 0 & 0 \\ 0 & m_{OT} & 0 \\ 0 & 0 & \mathbb{I}_{OT} \end{bmatrix}$ et $\mathbf{C} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \omega \times \mathbb{I}_{OT}\omega \end{bmatrix}$ sont la matrice de masse et la matrice de Coriolis. m_{OT}, $\mathbb{I}_{OT}$, ω, et $\boldsymbol{\chi} = [x \quad y \quad \varphi]^T$ sont respectivement la masse, le moment d'inertie, le vecteur de la vitesse angulaire et le vecteur pose de l'organe terminal. $\mathbf{T}$ et $\mathbf{F_{ext/OT}}$ sont les vecteurs contenant les tensions des câbles et les efforts extérieurs appliqués sur l'organe terminal y compris la force de la pesanteur.

En utilisant l'Eq. (3.10), le vecteur des tensions des câbles $\mathbf{T}$ peut s'écrire comme suit :

$$\mathbf{T} = [T_i \quad _{i=1..4}] = \mathbf{T_p} + \mathbf{T_h} = \boldsymbol{\mathcal{J}}^{T^+}(\mathbf{M}\ddot{\boldsymbol{\chi}} + \mathbf{C}\dot{\boldsymbol{\chi}}) + \eta \ \mathrm{Null}\ (\boldsymbol{\mathcal{J}}^T) \tag{3.11}$$

avec $\mathbf{T_p}$ la solution particulière, $\mathbf{T_h}$ la solution homogène, $\boldsymbol{\mathcal{J}}^{T^+}$ la pseudo inverse de Moore-Penrose, $\mathrm{Null}\ (\boldsymbol{\mathcal{J}}^T)$ l'espace nul de la transposé de la matrice Jacobienne et η un scalaire calculé comme montré dans l'Eq. (3.12) où T_{min} est la tension minimale acceptable dans les câbles [70].

$$\eta = \max_{i=1..4} \left[\frac{T_{min} - \mathbf{T_p}(i)}{\mathrm{Null}\ (\boldsymbol{\mathcal{J}}^T)(i)} \right] \tag{3.12}$$

3.3 Formulation du problème d'optimisation

3.3.1 Description du problème d'optimisation

L'objectif de ce paragraphe est la détermination des paramètres géométriques de la structure optimale du RPC plan. Le robot sera appelé à assister le mouvement

du membre supérieur du patient le long de l'exercice (M4) décrit dans le chapitre précédent. La trajectoire de ce mouvement est formée par 331 positions équidistantes et elle forme l'espace de travail prescrit du robot.

La structure du robot peut être décrite par 9 paramètres géométriques indépendants regroupés dans le vecteur de conception $\mathbf{I}$, donné par l'Eq. (3.13). Ces paramètres décrivent l'emplacement des actionneurs par rapport au repère fixe du robot, ainsi que la taille de l'organe terminal (voir Figure 3.1).

$$\mathbf{I} = [\mathfrak{a}_1,\ \mathfrak{b}_1,\ \mathfrak{a}_2,\ \mathfrak{b}_2,\ \mathfrak{a}_3,\ \mathfrak{b}_3,\ \mathfrak{a}_4,\ \mathfrak{b}_4,\ \mathfrak{c}] \tag{3.13}$$

Trois critères sont choisis pour la formulation du problème d'optimisation conduisant à la solution optimale du RPC plan. Ces critères sont tous normalisés (leurs valeurs varient de 0 à 1). Le premier critère $\mathcal{C}_1$ permettra de sélectionner la structure du RPC plan assurant l'exécution de la trajectoire avec un minimum de tensions dans les câbles et donc une consommation réduite d'énergie. Ce critère est formulé, avec $T_i(j)$ est la tension du $i^{\text{ème}}$ câble à la $j^{\text{ème}}$ position de la trajectoire et n est le nombre de poses dans la trajectoire, comme suit :

$$\mathcal{C}_1 = \frac{1}{4}\sum_{i=1}^{4}\frac{\sum_{j=1}^{n} T_i(j)}{n \cdot \max\limits_{j=1..n} T_i(j)} \tag{3.14}$$

Le deuxième critère vise la maximisation de la rigidité élastique de l'organe terminal. Cette caractéristique décrit la capacité de la plateforme mobile à résister face aux efforts extérieurs qui peuvent engendrer une déviation par rapport à sa pose d'équilibre. Pour chaque pose j, un indice noté $ESI^{-1}(j)$ est défini comme illustré par l'Eq. (3.15). Cet indice mesure le rapport entre la plus grande et la plus petite valeur propre λ de la matrice de rigidité des câbles $\mathbf{K}$, définie par l'Eq. (3.16) [71]. Ainsi, la maximisation de ce critère revient à minimiser le paramètre $\mathcal{C}_2$ formulé par l'Eq. (3.17).

$$ESI^{-1}(j) = \frac{\lambda_{min}(j)}{\lambda_{max}(j)} \tag{3.15}$$

$$\mathbf{K} = \boldsymbol{\mathcal{J}}^T \Omega \boldsymbol{\mathcal{J}} \tag{3.16}$$

avec $\Omega = \begin{bmatrix} k_1 & \dots & 0 \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & \dots & k_4 \end{bmatrix}$, $k_i = \dfrac{E_i\, A_i}{L_i}$, E_i, L_i, A_i sont respectivement le module de Young, la longueur et la section du câble i.

$$\mathcal{C}_2 = 1 - \frac{1}{n} \sum_{j=1}^{n} ESI^{-1}(j) \tag{3.17}$$

Le troisième critère consiste à maximiser la dextérité du robot. Cette caractéristique peut être évaluée en utilisant le nombre de conditionnement de la matrice Jacobienne. Cependant, la nature des mobilités entre rotation et translation assurées par le RPC conduit à une matrice Jacobienne $\boldsymbol{\mathcal{J}}$ avec des éléments de dimensions non homogènes. Afin d'avoir une valeur significative du nombre de conditionnement et de pouvoir évaluer la distance d'une pose de l'organe terminal à une singularité, la matrice Jacobienne doit être normalisée. Plusieurs méthodes ont été proposées dans la littérature pour remédier à ce problème de non-homogénéité dimensionnelle. Elles sont basées sur la division des éléments de la matrice Jacobienne $\boldsymbol{\mathcal{J}}$ responsables de la rotation, par une longueur. Lee *et al.* ont défini dans [72] cette longueur comme étant la distance entre les origines des repères global et local du robot. Angeles a introduit dans [73] la notion de la longueur naturelle, définie par la valeur qui minimise le nombre de conditionnement. Cette longueur est approximée par le rayon de la plateforme mobile [74]. C'est cette dernière méthode qui sera adoptée dans ce travail pour normaliser la matrice Jacobienne. Une nouvelle matrice normalisée $\boldsymbol{\mathcal{J}}_h$ est ainsi calculée, avec $\mathfrak{c}$ est le côté de la base de l'organe terminal, comme suit :

$$\boldsymbol{\mathcal{J}}_h = \boldsymbol{\mathcal{J}} \cdot \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & \dfrac{2}{\sqrt{2}\mathfrak{c}} \end{bmatrix} \tag{3.18}$$

Pour chaque pose j, un indice noté $DI^{-1}(j)$, dont l'expression est donnée par l'Eq. (3.19), est défini comme étant le rapport entre la plus grande et la plus petite valeur singulière σ de la matrice Jacobienne normalisée $\boldsymbol{\mathcal{J}}_h$. Les valeurs de DI^{-1} varient entre 0 et 1. Une valeur égale à 0 se traduit par une pose singulière de l'organe terminal. Ainsi, la maximisation de ce critère revient à minimiser le paramètre $\mathcal{C}_3$ formulé dans l'Eq. (3.20) :

$$DI^{-1}(j) = \frac{\sigma_{min}(j)}{\sigma_{max}(j)} = \frac{1}{cond(\boldsymbol{\mathcal{J}}_h)} \tag{3.19}$$

$$\mathcal{C}_3 = 1 - \frac{1}{n}\sum_{j=1}^{n} DI^{-1}(j) \tag{3.20}$$

Ces critères doivent être optimisés tout en respectant un ensemble de contraintes pour garantir le bon fonctionnement du robot. La première contrainte concerne les tensions des câbles qui doivent rester positives, vu le caractère unidirectionnel des câbles. En plus, elles ne doivent pas dépasser les capacités mécaniques des actionneurs. Cette contrainte est formulée comme suit :

$$0 < T_{min} \leq \mathbf{T_i}(j) \leq T_{max}, \quad i = 1..4,\ j = 1..n \tag{3.21}$$

Dans le but d'éviter les mouvements incontrôlables de l'organe terminal, ses interférences avec les câbles sont considérées dans les contraintes du problème. L'angle α_i entre l'organe terminal et le i ème câble est calculé pour chaque pose (voir Figure 3.1). Sa valeur doit rester supérieure à un angle limite α_{min} pour éviter les éventuelles collisions. Cette contrainte est ainsi formulée comme suit :

$$\alpha_i = \arccos(\mathbf{n_i} \cdot \frac{\mathbf{m_i}}{||\mathbf{m_i}||}) > \alpha_{min}, \quad i = 1..4 \tag{3.22}$$

La troisième contrainte concerne les positions des actionneurs. Afin de faciliter leur montage, les moteurs doivent être localisés sur le cadre formé par la structure fixe du robot (le bâti). Autrement dit, il faut qu'au moins la valeur absolue d'une coordonnée du centre de chaque poulie ($|\mathfrak{a}_i|$ ou $|\mathfrak{b}_i|$) soit égale à e_x ou e_y, dont les

dimensions représentent la moitié des côtés de la structure fixe (voir Figure 3.2). Ainsi, les positions des actionneurs peuvent être facilement ajustées. Les différentes caractéristiques internes utilisées pour la résolution de ce problème d'optimisation sont listées dans le Tableau 3.1. Les limites inférieures et supérieures de chaque paramètre du vecteur de conception sont données dans le Tableau 3.2.

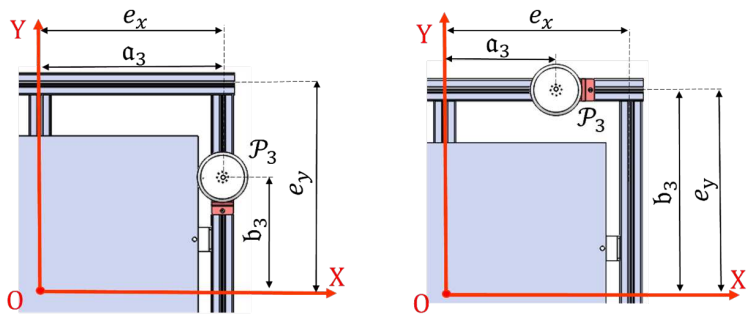


Figure 3.2 – Illustration de la 3ème contrainte : exemple de 2 positions possibles du moteur 3.

Caractéristique		Valeur
Taille de la plateforme fixe	e_x	375
	e_y	420
Rayon d'enroulement du câble (r_p) [mm]		37
Masse de l'organe terminal (m_{OT}) [Kg]		0.5
Tension du câble minimale acceptable (T_{min}) [N]		0.5
Tension du câble minimale acceptable (T_{max}) [N]		15
Angles de collision limite α_{min} [°]		2
Module de Young des câbles (E_i) [GPa]		15
Diamètre des câbles (d_i) [mm]		0.3

Tableau 3.1 – Caractéristiques internes du RPC.

Paramètre	$\mathfrak{a}_1$	$\mathfrak{b}_1$	$\mathfrak{a}_2$	$\mathfrak{b}_2$	$\mathfrak{a}_3$	$\mathfrak{b}_3$	$\mathfrak{a}_4$	$\mathfrak{b}_4$	$\mathfrak{c}$
Limite inférieure [mm]	$-e_x$	$-e_y$	0	$-e_y$	0	0	$-e_x$	0	100
Limite supérieure [mm]	0	0	e_x	0	e_x	e_y	0	e_y	150

Tableau 3.2 – Limites inférieure et supérieure des paramètres de conception.

3.3.2 Formulation multi-objectifs

Dans un premier temps, le problème d'optimisation décrit dans la section précédente est énoncé dans l'Eq. (3.23) en utilisant une formulation multi-objectifs. La satisfaction des contraintes du problème est assurée en adoptant la méthode des pénalités, dont les fonctions sont exprimées par les Eqs. (3.24 - 3.26). Chaque fois qu'une contrainte est violée, l'individu correspondant sera pénalisé en ajoutant un scalaire à la valeur de sa fonction objectif. Ainsi, le problème d'optimisation avec contraintes se transforme en un problème sans contraintes.

$$\begin{cases} \min(\mathcal{C}_1(\mathbf{I}) + \wp_1 + \wp_2 + \wp_3 \\ \min(\mathcal{C}_2(\mathbf{I}) + \wp_1 + \wp_2 + \wp_3 \\ \min(\mathcal{C}_3(\mathbf{I}) + \wp_1 + \wp_2 + \wp_3 \end{cases} \tag{3.23}$$

$$\wp_1 = \begin{cases} 0 \quad \text{si} \quad 0 < T_{min} \leq \mathbf{T_i}(j) \leq T_{max} \quad i = 1..4,\ j = 1..n \\ \Psi_1 \qquad \text{sinon} \end{cases} \tag{3.24}$$

$$\wp_2 = \begin{cases} 0 \quad \text{si} \quad \alpha_i > \alpha_{lim} \\ \Psi_2 \qquad \text{sinon} \end{cases} \tag{3.25}$$

$$\wp_3 = \begin{cases} 0 \quad \text{si} \quad |\mathfrak{a}_\mathfrak{i}| = e_x \; ou \; |\mathfrak{b}_\mathfrak{i}| = e_y, \quad i = 1..4 \\ \Psi_3 \qquad \text{sinon} \end{cases} \tag{3.26}$$

avec $\wp_{k\ k=1,2,3}$ les fonctions de pénalité, i et j les numéros du câble et la pose de l'organe terminal, respectivement. n est le nombre de poses à l'intérieur de l'espace de travail prescrit et $\Psi_{k\ k=1,2,3}$ un scalaire positif de valeur importante comparé aux valeurs des fonctions objectifs.

La résolution de ce problème d'optimisation a été effectuée en utilisant la méthode des Algorithmes Génétiques implémentée sous Matlab avec 200 itérations traitant chacune 200 populations. Le front de Pareto représenté par la Figure 3.3 illustre

la famille des solutions possibles où tous les points dominants sont considérés comme des solutions optimales.

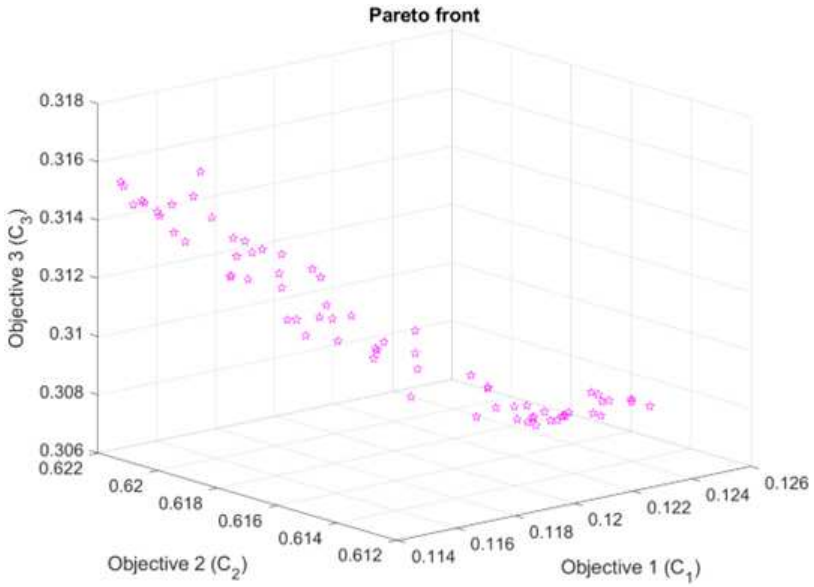


FIGURE 3.3 – Solutions obtenues sous forme de front de Pareto.

Afin de faciliter son interprétation, une représentation en 2D du front de Pareto est donnée par la Figure 3.3, où les trois critères $\mathcal{C}_1$, $\mathcal{C}_2$ et $\mathcal{C}_3$ sont comparés deux à deux.

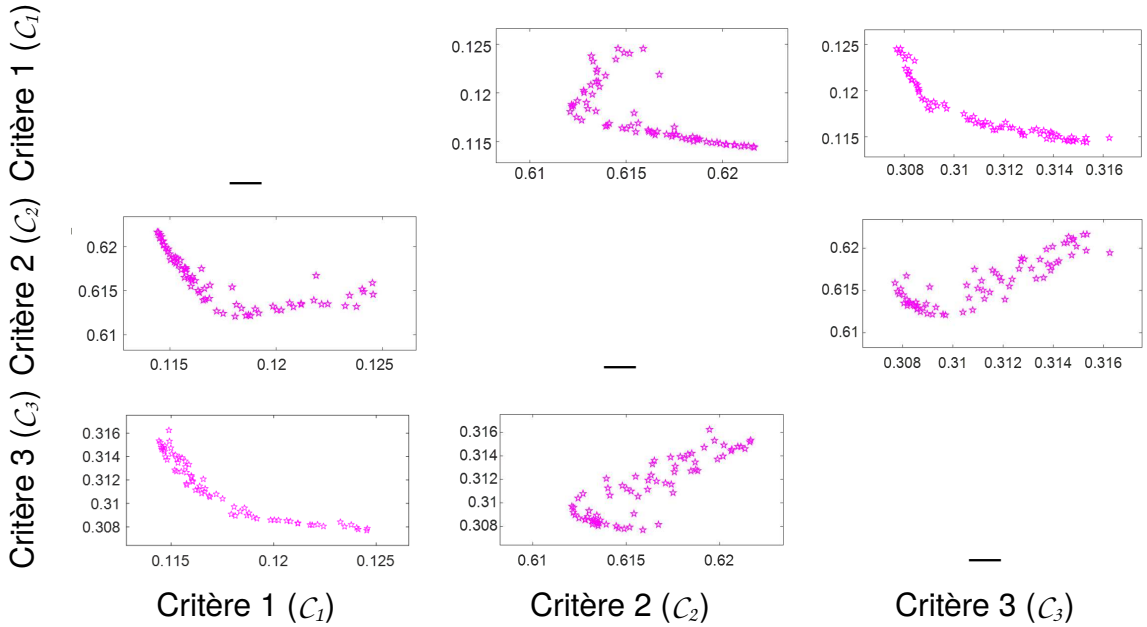


FIGURE 3.4 – Visualisation bi-objectives du front de Pareto.

L'objectif de cette visualisation bi-objectifs est de vérifier l'existence d'au moins une solution qui se situe parmi les points non dominés de toutes les paires de critères illustrées par la Figure 3.4. Cette solution minimise ainsi les trois critères à la fois. Pour le front de Pareto présenté ci-dessus, la sélection de cette solution optimale est compliquée puisque chaque solution ne minimise pas plus de deux critères et elle maximise l'autre. Des informations supplémentaires d'aide à la prise de décision s'avèrent donc nécessaires pour faciliter le choix. La robustesse d'une solution est décrite par sa sensibilité face aux perturbations possibles des paramètres géométriques du vecteur de conception. Dans notre cas, la perturbation peut se présenter par un montage avec jeu des actionneurs. Nous proposons d'exploiter la robustesse comme un critère de choix. Pour cela, la sensibilité de chaque solution est étudiée en utilisant la méthode de Monte Carlo [75].

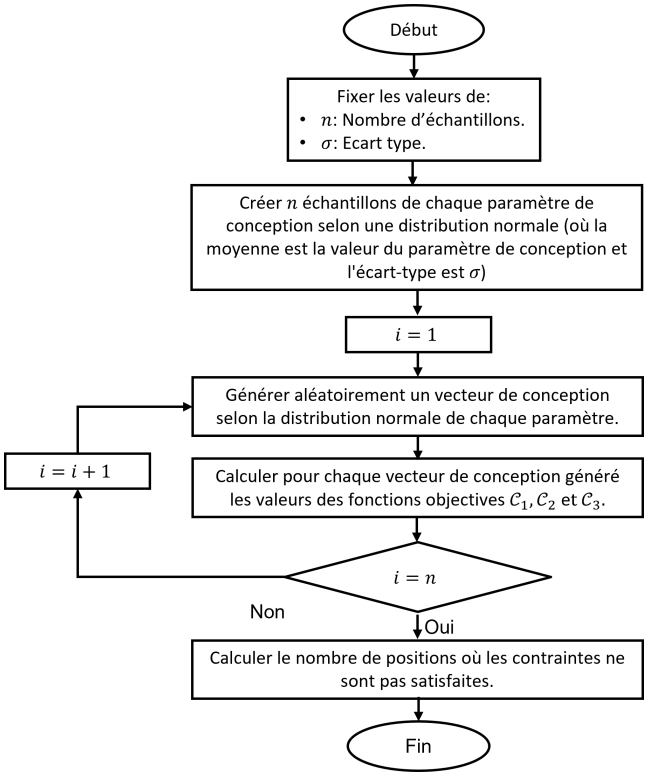


FIGURE 3.5 – Organigramme de la méthode de Monte Carlo.

Cette méthode permet d'identifier la solution la moins sensible parmi celles présentées dans le front de Pareto, ce qui permettra de déduire le vecteur de concep-

tion le plus robuste. Cette méthode consiste à faire varier chaque paramètre de conception selon une distribution normale et à évaluer leurs impacts sur les fonctions objectifs [76]. L'organigramme de cette méthode est donné à la Figure 3.5.

La méthode décrite ci-dessus a été appliquée aux 70 solutions présentées dans le front de Pareto. Pour chaque solution, 10 000 vecteurs de conception ont été générés aléatoirement selon une distribution normale, dont l'écart-type a été fixé à 1% (équivalent à une variation de ± 3 cm). Ensuite, pour chaque vecteur de conception perturbé, le nombre de poses atteintes sans respecter les contraintes du problème d'optimisation liées aux conditions de tension du câble et aux collisions avec l'organe terminal a été calculé. La Figure 3.6 présente pour chaque solution perturbée le nombre total de points où les contraintes ont été violées.

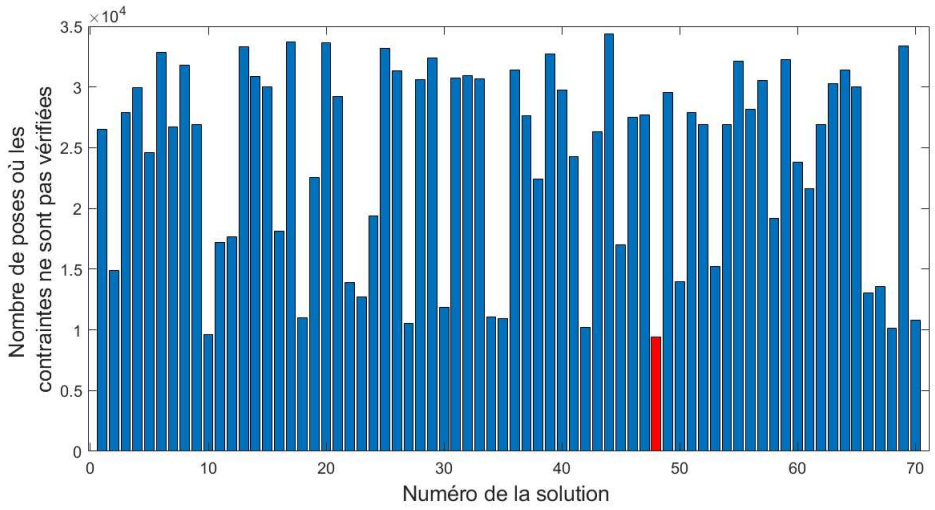


FIGURE 3.6 – Comparaison entre les solutions données par le front de Pareto en tenant compte du nombre de points où les contraintes ne sont pas vérifiées.

La solution numéro 48 exprimée par l'Eq. (3.27) et représentée en rouge dans la Figure 3.6 est la plus robuste puisqu'elle donne le nombre minimal des poses où les contraintes ne sont pas satisfaites (9420 sur 331 $\times$ 10^4, où 331 est le nombre de positions formant la trajectoire prescrite). Elle peut être ainsi retenue pour la conception du robot.

$$\mathbf{I}^* = [\, -375, \quad -420, \quad 375, \quad -182, \quad 375, \quad 207, \quad -375, \quad 252, \quad 126\,] \tag{3.27}$$

3.3.3 Formulation mono-objectif

3.3.3.1 Etude des coefficients de pondération

Une autre approche peut être adoptée pour résoudre un problème d'optimisation multicritères. Cette technique, appelée méthode de scalarisation [77], consiste à attribuer un coefficient de pondération à chaque critère qui définit sa priorité dans le process d'optimisation. Cette méthode permet d'obtenir une solution finale unique. En utilisant la méthode de scalarisation, le problème d'optimisation décrit précédemment est reformulé comme donné par l'Eq. (3.28), où $\mathcal{F}$ est la fonction objectif globale définie par la somme pondérée des trois critères $\mathcal{C}_1$, $\mathcal{C}_2$ et $\mathcal{C}_3$.

$$\min \mathcal{F}(\mathbf{I})$$

tel que

$$\begin{gathered} 0 < T_{min} \leq \mathbf{T_i}(j) \leq T_{max}, \quad i = 1..4,\ j = 1..n \\ \alpha_i > \alpha_{lim} \\ |\mathfrak{a}_\mathfrak{i}| = e_x \ ou \ |\mathfrak{b}_\mathfrak{i}| = e_y \end{gathered} \tag{3.28}$$

L'approche d'optimisation par pénalité est également utilisée dans cette formulation pour gérer les contraintes du problème. Elle consiste à transformer le problème avec contraintes en un problème d'optimisation sans contraintes. La fonction objectif $\mathcal{F}$ est ainsi exprimée comme suit :

$$\mathcal{F}(\mathbf{I}) = \beta_1 \mathcal{C}_1 + \beta_2 \mathcal{C}_2 + \beta_3 \mathcal{C}_3 + \wp_1 + \wp_2 + \wp_3 \tag{3.29}$$

avec $\wp_{k\ k=1,2,3}$ sont les fonctions de pénalité données par les Eqs. (3.24 - 3.26). $\beta_{k\ k=1,2,3}$ sont les coefficients de pondération des trois critères qui vérifient l'Eq. (3.30).

$$\sum_{i=1}^{3} \beta_i = 1 \tag{3.30}$$

Plusieurs stratégies ont été discutées dans la littérature pour le calcul des valeurs des coefficients β_i [78], [79], à savoir, la méthode des poids égaux [80], méthode

de la somme des poids des rangs [81].

Une étude approfondie des valeurs appropriées de ces coefficients de pondération est menée dans cette partie. L'objectif sera d'identifier l'impact de chaque coefficient sur la qualité de la solution finale. Un mappage de la fonction objectif globale $\mathcal{F}$ et de celles correspondantes aux trois critères $\mathcal{C}_1$, $\mathcal{C}_2$ et $\mathcal{C}_3$ est calculé pour toutes les valeurs des coefficients $\beta_{i\ i=1,2,3}$ dans l'intervalle $[0, 1]$ par un pas de 0.1, en respectant l'Eq. (3.30). Les distributions calculées sont illustrées à la Figure 3.7.

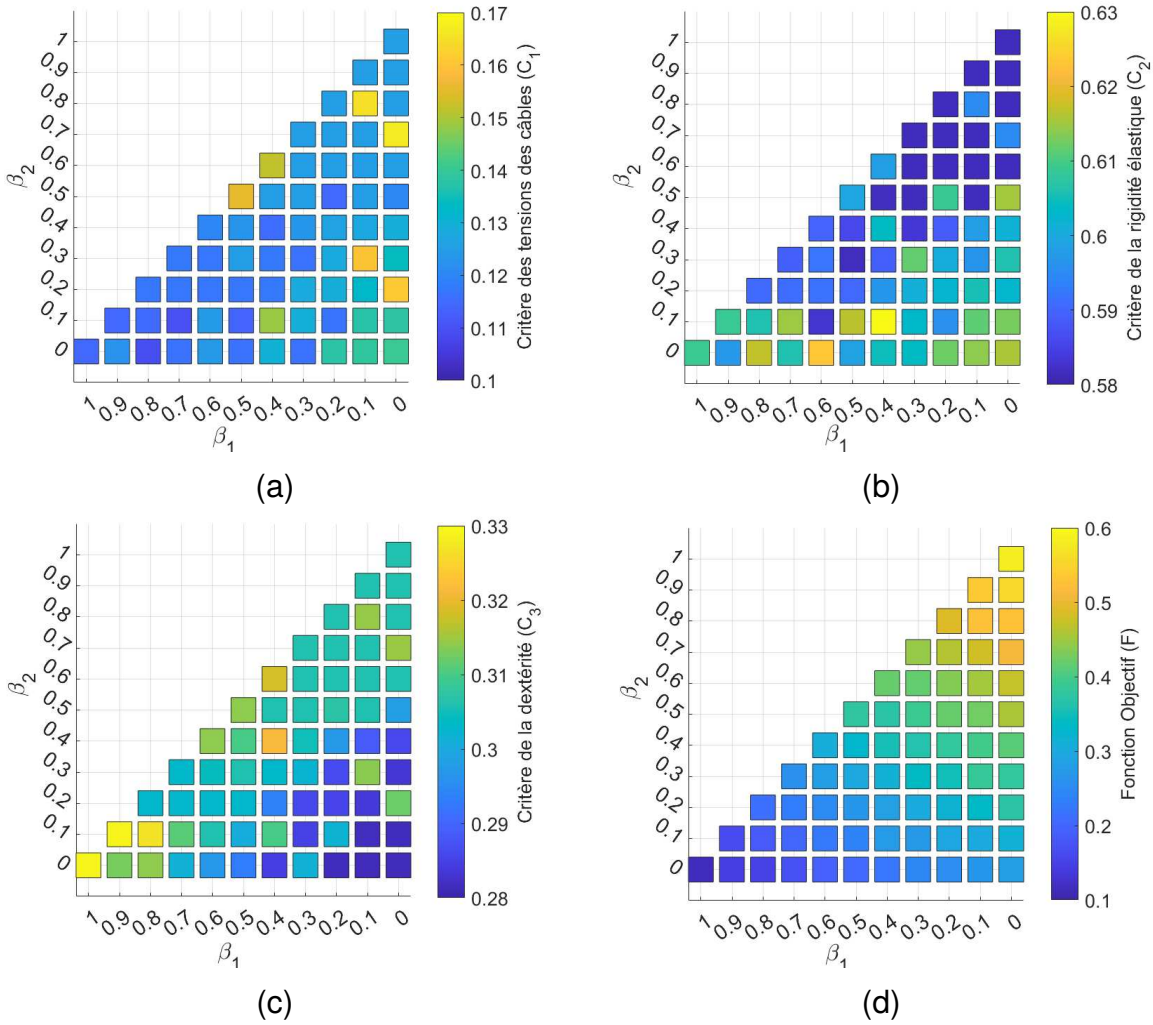


FIGURE 3.7 – Distribution des critères en fonction des coefficients de pondération β_1 et β_2 ($\beta_3 = 1 - (\beta_1 + \beta_2)$) : (a) Critère de tensions des câbles ($\mathcal{C}_1$), (b) Critère de la rigidité élastique ($\mathcal{C}_2$), (c) Critère de la dextérité ($\mathcal{C}_3$) et (d) Fonction objectif ($\mathcal{F}$).

En se référant à la Figure 3.7.(d), la fonction objectif $\mathcal{F}$ diminue avec β_1. Cela signifie que le critère de tension des câbles $\mathcal{C}_1$ a le plus grand impact sur la fonction objectif $\mathcal{F}$ comparé aux autres coefficients β_2 et β_3. Ainsi, il est plus aisé pour le robot de réduire significativement la distribution des tensions des câbles que de générer une bonne dextérité et une bonne rigidité élastique.

La valeur du critère de dextérité $\mathcal{C}_3$ est presque égal à 0.3 comme illustré par la Figure 3.7.(c) ($\mathcal{C}_3 \in [0.3, 0.33]$ pour $\beta_3 = 0$ et $\mathcal{C}_3 = 0.28$ pour $\beta_3 = 1$). Ainsi, la dextérité du robot reste comprise entre 0.67 et 0.72 (selon l'Eq. (3.20)). En d'autres termes, elle prend de bonnes valeurs lorsque β_1 et β_2 sont proches de 1 (β_3 est proche de zéro). Contrairement au critère de rigidité élastique $\mathcal{C}_2$ dont la valeur minimale est égale à 0.58 pour $\beta_2 = 1$, correspond à une rigidité élastique égale à 0.42 (selon l'Eq. (3.17)).

En se basant sur cette étude et puisque la dextérité admet des valeurs acceptables (supérieur à 0.67) pour toute valeur de β_3 choisie, on peut attribuer le coefficient le plus faible au critère $\mathcal{C}_3$. Le coefficient de pondération restant sera réparti équitablement sur les deux autres critères $\mathcal{C}_1$ et $\mathcal{C}_2$. Ainsi, on peut choisir la distribution des coefficients suivante : $\beta_3 = 0.1$, $\beta_1 = \beta_2 = 0.45$.

3.3.3.2 Résultats

Plusieurs algorithmes sont présents dans la littérature permettant la résolution des problèmes d'optimisation [82][83][84][85]. L'algorithme d'optimisation par essaims de particules (Particles Swarm Optimization (PSO)) [86], décrit par l'organigramme donné par la Figure 3.8, a été utilisée dans la suite du travail pour sélectionner le vecteur de conception optimal $\mathbf{I}^*$. Le choix de cette méthode de recherche globale est basé sur les caractéristiques intéressantes qu'elle présente comparé à d'autres techniques d'optimisation. Elle est simple à implémenter puisque le nombre de ses opérations mathématiques est réduit. Elle nécessite essentiellement le calcul des positions et des vitesses de ses individus, appelés des particules, pour chaque génération. De plus, elle n'admet que quelques paramètres à

ajuster, dont la sélection de ses valeurs est largement discutée dans la littérature [86], [87]. Par ailleurs, l'influence de ces paramètres sur la qualité de la solution optimale est moins signifiante devant d'autres types d'algorithmes [88].

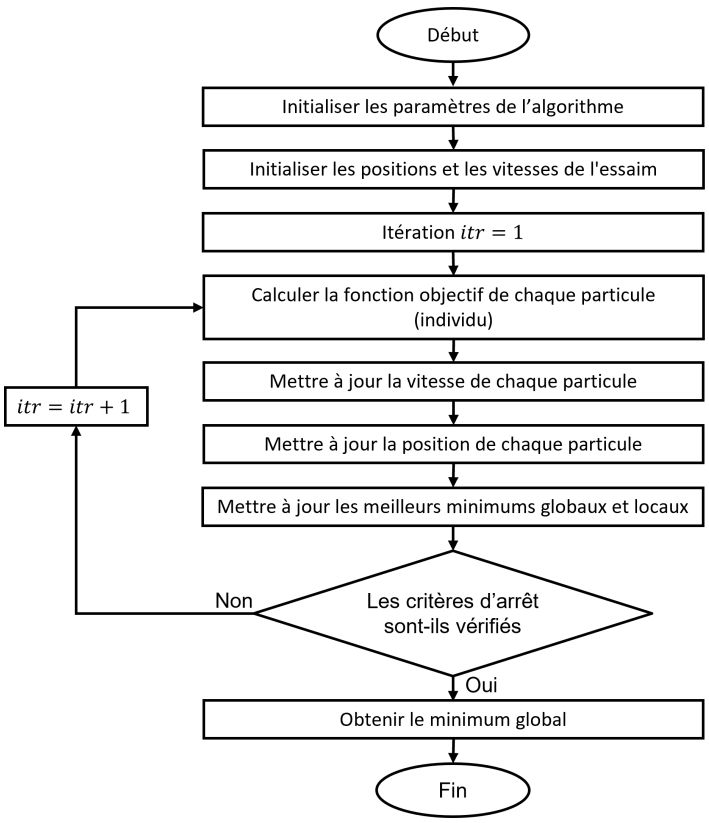


FIGURE 3.8 – Organigramme de l'algorithme d'optimisation par essaims de particules (Particles Swarm Optimization (PSO)).

Paramètre	Valeur
Le vecteur de conception optimal $\mathbf{I}^*$	[-375, -385, 375, -260, 375, 180, -375, 385, 100]
La fonction objectif $\mathcal{F}$	0.35
Le critère des tensions des câbles $\mathcal{C}_1$	0.124
Le critère de la rigidité élastique $\mathcal{C}_2$	0.588
Le critère de la dextérité $\mathcal{C}_3$	0.3

TABLEAU 3.3 – Résultats de l'optimisation mono-objectif obtenus par l'algorithme PSO pour $\beta_1 = \beta_2 = 0.45$ et $\beta_3 = 0.1$.

Le vecteur de conception optimal obtenu ainsi que les valeurs de la fonction objectif $\mathcal{F}$ et des critères $\mathcal{C}_1$, $\mathcal{C}_2$ et $\mathcal{C}_3$ correspondants sont énumérés dans le Tableau 3.3.

Les distributions des tensions maximales, de la rigidité élastique et de la dextérité obtenues le long de l'espace de travail prescrit sont représentées par la Figure 3.9. La Figure 3.10 expose l'espace de travail statiquement accessible sans collisions entre les câbles et la plateforme mobile pour différentes valeurs de l'orientation φ.

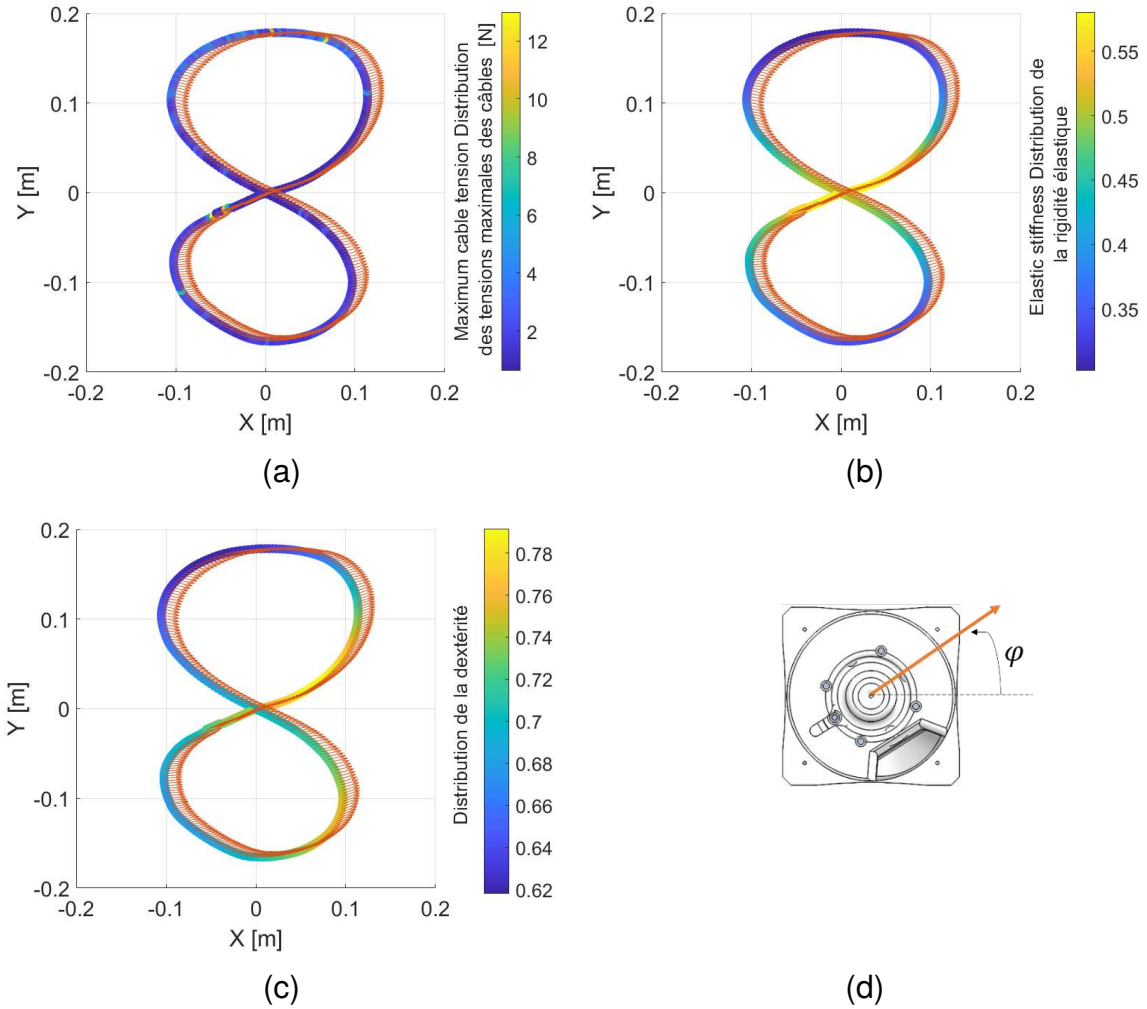


FIGURE 3.9 – Résultats de l'optimisation : les distributions (a) des tensions des câbles, (b) de la rigidité élastique, (c) de la dextérité le long de la trajectoire de l'exercice (M4). (d) Orientation de la plateforme mobile avec une flèche tracée dans (a), (b) et (c).

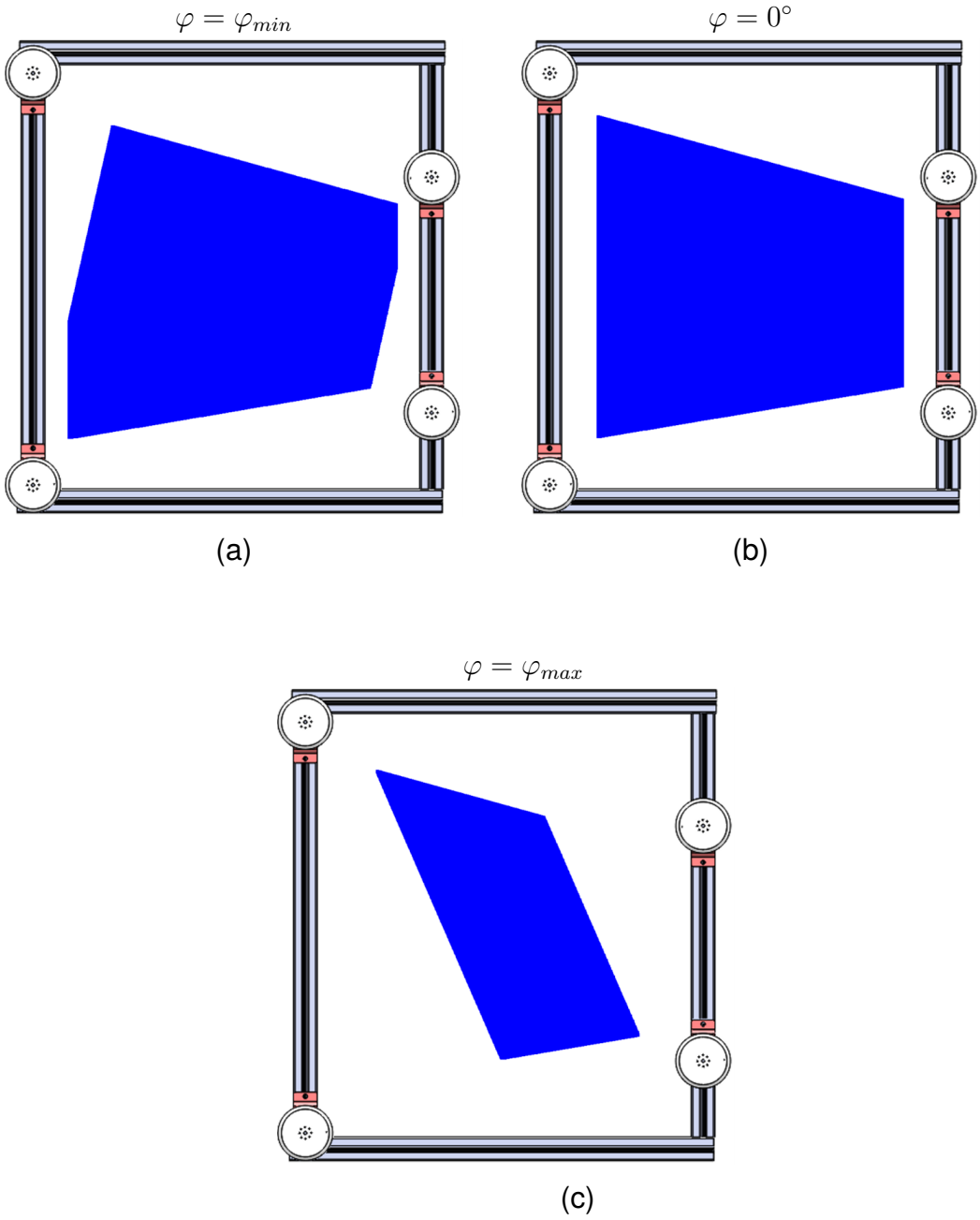


FIGURE 3.10 – Espace de travail statique sans collision (en bleu) pour (a) $\varphi = \varphi_{min} = -13°$, (b) $\varphi = 0°$ et (c) $\varphi = \varphi_{max} = 24°$ (voir Figure 2.8.(b) du chapitre précèdent).

3.4 Conclusion

Le développement optimal d'un robot parallèle à câbles plan, permettant d'assister le mouvement de la main du patient, est décrit dans ce chapitre. Trois critères ont

été choisis pour la sélection de la structure optimale, à savoir, la minimisation des tensions dans les câbles et la maximisation de la dextérité et de la rigidité élastique du robot. Quant aux contraintes du problème, elles consistent à borner la tension des câbles entre une valeur minimale positive et une valeur maximale admissible par les actionneurs, à éviter les collisions entre les câbles et la plateforme mobile et à surveiller les positions potentielles des moteurs. Une première formulation multi-objectifs de ce problème d'optimisation est ainsi proposée. Elle a conduit à un front de Pareto formé par plusieurs solutions possibles. Vu la difficulté de sélectionner une solution unique permettant de minimiser les trois critères à la fois, le problème d'optimisation multi-objectifs est transformé en un problème mono-objectif en affectant un coefficient de pondération à chaque fonction objectif. Un mappage de toutes les combinaisons possibles de ces coefficients a permis de sélectionner les valeurs les plus adéquates pour ce problème d'optimisation. Les résultats obtenus de cette formulation mono-objectif nous a permis de concevoir un prototype pour le RPC plan.

Le chapitre suivant traite le développement optimal du robot parallèle à câbles à 6 ddl permettant d'assister le membre supérieur du patient le long des exercices détaillés dans le chapitre 2. Les différentes étapes suivies pour aboutir à sa structure finale seront décrites.

Chapitre 4
Approches d'optimisation suivies pour étendre l'espace de travail rotationnel d'un RPC spatial

Sommaire

4.1 Introduction 72
4.2 Modélisation du robot à câbles spatial 72
4.3 Identification de la structure optimale 75
4.3.1 Problème d'optimisation 75
4.3.2 Problème d'optimisation d'un robot à câbles reconfigurable 83
4.3.3 Problème d'optimisation d'un robot à câbles hybride . . . 89
4.4 Conclusion 94

4.1 Introduction

Ce chapitre décrit le développement d'un robot parallèle à câbles spatial conçu pour assister le mouvement des patients le long des exercices détaillés dans le chapitre 2. L'analyse des gestes prescrits a relevé des grands besoins en amplitudes rotationnelles. Cependant les robots parallèles à câbles ont l'inconvénient d'avoir un espace de travail rotationnel restreint [89]. Les différentes approches adoptées pour remédier à ce problème sont présentées dans ce chapitre. Une première partie est consacrée à la modélisation du robot où les différentes notations utilisées sont introduites. Le problème d'optimisation est ensuite formulé en adoptant comme critère la minimisation de la taille de la structure. Les contraintes du problème sont choisies de manière à ce que la sécurité du patient et la consommation minimale d'énergie soient garanties. La première solution issue du processus d'optimisation présente une taille inadéquate avec l'application de la rééducation. Pour cela, la solution d'un robot reconfigurable est présentée, où les actionneurs changent de position chaque fois qu'une pose de l'organe terminal est inaccessible. Une autre solution favorisant une meilleure compacité, basée sur le développement d'un robot hybride, est aussi proposée.

4.2 Modélisation du robot à câbles spatial

Un robot parallèle à 7 câbles et à 6 ddl est considéré dans cette partie. Chaque câble i est enroulé d'abord sur une poulie motrice $\mathcal{P}_i$ de centre $\mathcal{C}_i$ et de rayon $R_{\mathcal{P}_i}$, ensuite sur une petite poulie de guidage $\mathcal{P}'_i$ de centre $\mathcal{C}'_i$ et de rayon $R_{\mathcal{P}'_i}$, avant de s'attacher à l'organe terminal au point $\mathcal{B}_i$, comme illustré dans la Figure 4.1.

$\mathcal{A}_i$ représente le point de sortie du câble i. Les coordonnées de ce points varient en fonction de la pose de l'organe terminal et de l'orientation de la poulie de guidage $\mathcal{P}'_i$ dans le plan (**X**,**Y**), mesurée par l'angle β_i. La portion du câble i entre les deux poulies $\mathcal{P}_i$ et $\mathcal{P}'_i$ reste verticale quel que soit la pose prise par la plate-

forme mobile. Cette portion est tangente à la poulie du guidage $\mathcal{P}'_i$ au point $\mathcal{T}_i$ dont les coordonnées sont regroupées dans la matrice $\boldsymbol{\mathcal{T}}$ donnée par l'Eq. (4.1) (voir Figures 4.1 et 4.2).

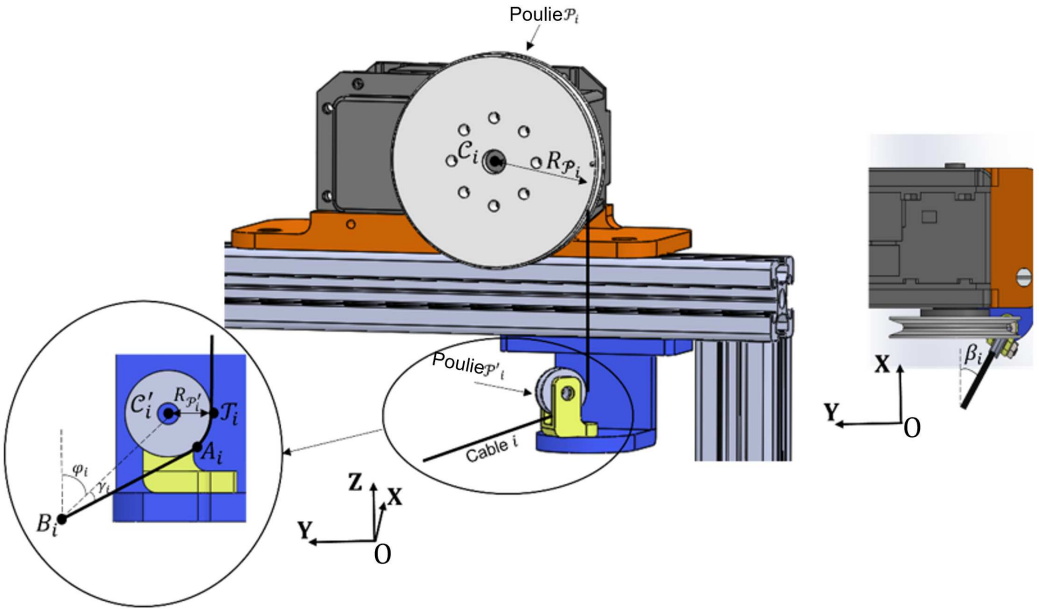


FIGURE 4.1 – Représentation des paramètres du robot.

$$\boldsymbol{\mathcal{T}} = [\mathcal{T}_i]^T = \begin{bmatrix} x_u & y_u & z_u \\ x_u & y_u - b & z_u \\ x_u - a & y_u - b & z_u \\ x_u - a & y_u & z_u \\ x_l - c & y_l - b & z_l \\ x_l & y_l - \dfrac{d}{2} & z_l \\ x_l - c & y_l - d & z_l \end{bmatrix}, \quad i = 1..7 \tag{4.1}$$

avec les paramètres a, b, c et d mesurent la taille de la structure fixe du robot.

La plateforme mobile est considérée comme un cylindre de rayon R_{pl} et de hauteur h. Ce volume sera remplacé par la suite par une orthèse à concevoir pour accueillir la main du patient. Les coordonnées polaires des points d'attache $\mathcal{B}_i$

dans un repère local $\mathcal{R}_L$ attaché à l'organe terminal sont données par la matrice $\mathbf{B}$ exprimée par l'Eq. (4.2).

$$\mathbf{B} = \begin{bmatrix} R_{pl}\cos\theta_1 & R_{pl}\sin\theta_1 & h \\ R_{pl}\cos\theta_2 & R_{pl}\sin\theta_2 & h \\ R_{pl}\cos\theta_3 & R_{pl}\sin\theta_3 & h \\ R_{pl}\cos\theta_4 & R_{pl}\sin\theta_4 & h \\ R_{pl}\cos\theta_5 & R_{pl}\sin\theta_5 & 0 \\ R_{pl}\cos\theta_6 & R_{pl}\sin\theta_6 & 0 \\ R_{pl}\cos\theta_7 & R_{pl}\sin\theta_7 & 0 \end{bmatrix} \tag{4.2}$$

La matrice Jacobienne $\mathcal{J}$ de ce robot est formulée comme donné par l'Eq. (4.3).

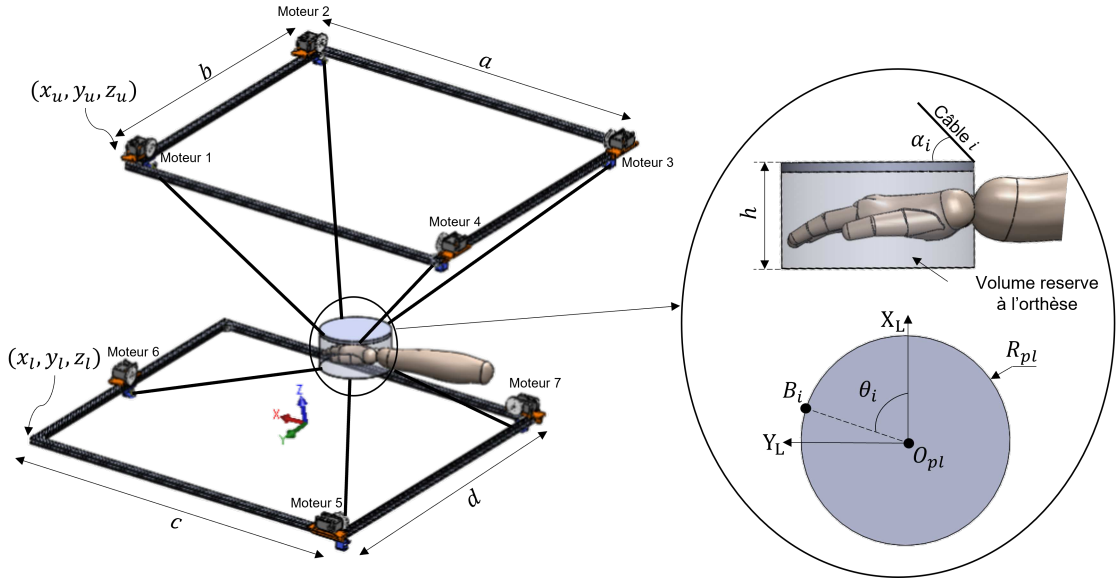


FIGURE 4.2 – Représentation des paramètres du vecteur de conception.

avec $\boldsymbol{\mathcal{R}}$ est la matrice de rotation entre $\mathcal{R}_L$ et un repère global $\mathcal{R}_G$ attaché à la structure fixe du robot. $\mathbf{n_i}$ est le vecteur unitaire ayant la direction du câble i exprimé par l'Eq. (4.4).

$$\mathcal{J} = \begin{bmatrix} \mathbf{n_i} \\ \mathcal{R}\mathbf{B}_i \times \mathbf{n_i} \end{bmatrix}, \quad i = 1..7 \tag{4.3}$$

$$\mathbf{n_i} = \frac{\mathcal{B}_i\mathcal{A}_i}{||\mathcal{B}_i\mathcal{A}_i||} = \frac{1}{L_i} \begin{bmatrix} \sin(\varphi_i + \gamma_i)\ \cos(\beta_i) \\ \sin(\varphi_i + \gamma_i)\ \sin(\beta_i) \\ \cos(\varphi_i + \gamma_i) \end{bmatrix}, \quad i = 1..7 \tag{4.4}$$

avec

$$L_i = \sqrt{||\mathcal{B}_i\mathcal{C}_i'||^2 - R_{\mathcal{P}_i'}^2}, \quad i = 1..7 \tag{4.5}$$

$$\gamma_i = \arctan(\frac{R_{\mathcal{P}_i'}}{L_i}), \quad i = 1..7 \tag{4.6}$$

$$\varphi_i = \arccos(\frac{\mathcal{B}_i\mathcal{C}_i' \cdot \mathbf{Z}}{||\mathcal{B}_i\mathcal{C}_i'||}), \quad i = 1..7 \tag{4.7}$$

$$\beta_i = \arccos(\frac{\mathbf{n_i} \cdot \mathbf{X}}{||\mathbf{n_i}||}), \quad i = 1..7 \tag{4.8}$$

4.3 Identification de la structure optimale

4.3.1 Problème d'optimisation

La structure du robot décrite dans la section précédente peut être caractérisée en utilisant 18 paramètres indépendants regroupés dans le vecteur de conception $\mathbf{I}$ donné par l'Eq. (4.9) (voir Figure 4.2).

$$\mathbf{I} = [x_u,\ y_u,\ z_u,\ a,\ b,\ c,\ d,\ x_l,\ y_l,\ z_l,\ R_{pl},\ \theta_{i,\ (i=1..7)}] \tag{4.9}$$

L'objectif de cette partie est donc de trouver le vecteur de conception optimale $\mathbf{I}^*$ qui permet de minimiser le critère d'optimisation décrit ci-après, tout en respectant un ensemble de contraintes détaillées dans la sous-section 4.3.1.2.

4.3.1.1 Critère d'optimisation

La taille de la structure du robot doit être adaptée à l'application visée. Pour des raisons psychologiques d'acceptabilité, les robots de rééducation doivent avoir une taille admissible pour que le thérapeute et le patient se sentent à l'aise durant la thérapie. Ainsi, la recherche d'un compromis entre le grand espace de travail et la taille compacte de la structure constitue le critère d'optimisation. Ce critère est formulé à l'aide du paramètre $\mathcal{S}$, donné par l'Eq. (4.10) qui mesure la distance normalisée entre le centre de gravité de l'effecteur et les points de sortie corrigés $\mathcal{T}_i$ (voir Figure 4.1) calculés pour chaque pose le long de l'espace de travail prescrit composé de n positions.

$$\mathcal{S} = \frac{\sum_{j=1}^{n} \mathcal{S}(j)}{n \cdot \max\limits_{j=1..n} \mathcal{S}(j)} \tag{4.10}$$

avec

$$\mathcal{S}(j) = \sum_{i=1}^{7} \sqrt{(x(j) - x_{\mathcal{T}_i})^2 + (y(j) - y_{\mathcal{T}_i})^2 + (z(j) - z_{\mathcal{T}_i})^2} \tag{4.11}$$

$x(j)$, $y(j)$ et $z(j)$ sont les coordonnées du centre de gravité de l'organe terminal à la j ème position. $x_{\mathcal{T}_i}$, $y_{\mathcal{T}_i}$ et $z_{\mathcal{T}_i}$ sont les coordonnées du point $\mathcal{T}_i$.

4.3.1.2 Contraintes d'optimisation

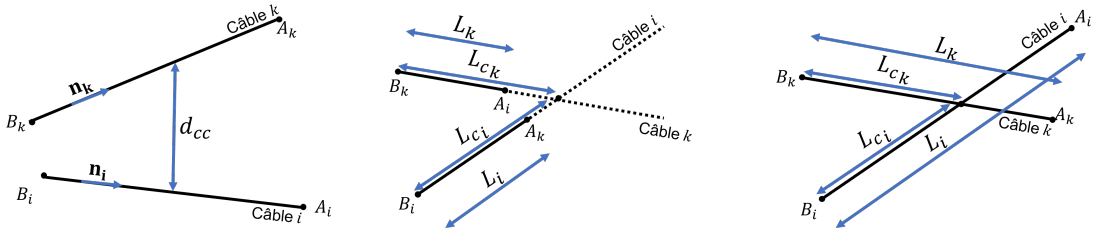
Tensions des câbles Les tensions des câbles doivent avoir une valeur positive minimale pour éviter le relâchement des câbles. En même temps, elle ne doit pas dépasser la capacité mécanique des actionneurs. Autrement dit, les $\mathbf{T_{ci}}$ doivent être comprises entre deux limites minimale et maximale. Cette contrainte est formulée comme suit :

$$0 < T_{c\ min} \leq \mathbf{T_{ci}}(j) \leq T_{c\ max}, \quad i = 1..7, \quad j = 1..n \tag{4.12}$$

Collision câble / câble Certaines orientations de l'organe terminal peuvent entraîner des interférences entre les câbles, ce qui provoquera des mouvements incontrôlables de la plateforme mobile et donc de la main du patient. Les collisions potentielles entre les câbles sont intégrées comme une contrainte du problème pour garantir la sécurité du patient et la précision du mouvement de l'effecteur. Les câbles sont considérés comme des segments rigides et la distance la plus courte entre eux, d_{cc}, est calculée (voir Figure 4.3). d_{cc} doit rester supérieure à une valeur limite d_{lim} pour chaque pose de l'organe terminal. Cette contrainte est exprimée par l'Eq (4.13).

$$d_{cc} = \frac{(\mathbf{n}_i, \mathbf{n}_k, \mathcal{B}_i\mathcal{B}_k)}{\mathbf{n}_i \times \mathbf{n}_k} > d_{lim}, \quad i = 1..7, \quad k = 1..7, \quad i \neq k \tag{4.13}$$

avec $\mathbf{n}_i$, $\mathbf{n}_k$, $\mathcal{B}_i$ et $\mathcal{B}_k$ désignent respectivement les vecteurs unitaires et les points d'attachement des câbles i et k. $\mathbf{n}_i, \mathbf{n}_k, \mathcal{B}_i\mathcal{B}_k)$ est le produit mixte des trois vecteurs $\mathbf{n}_i$, $\mathbf{n}_k$ et $\mathcal{B}_i\mathcal{B}_k$ et $d_{lim} = 5mm$. Le cas où le point d'intersection est obtenu en



(a) (b) (c)

FIGURE 4.3 – (a) Pas de collision ente les câbles, (b) cas d'une collision fictive et (c) cas d'une collision réelle.

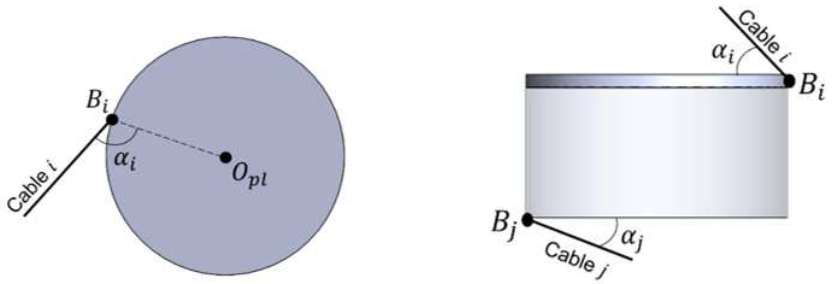
prolongeant les deux droites portant les câbles ($L_{ck} > L_k$ et $L_{ci} > L_i$ sur la Figure 4.3.(b)) est considéré comme une collision fictive qui n'est pas prise en compte.

Collision câble / organe terminal Les interférences entre les câbles et l'effecteur est un autre type de collision qui pourrait se provoquer par les rotations de l'effecteur. Pour éviter ce type de collision, les angles α_i entre le câble i et $\mathrm{O_{pl}}\mathcal{B}_i$ sont calculés pour chaque position de la plateforme mobile. Cet angle α_i doit res-

ter supérieur à une valeur limite α_{lim}. Cette contrainte s'exprime comme suit :

$$\alpha_i = \arccos\left(\frac{\mathbf{n}_i \cdot \mathrm{O_{pl}}\mathcal{B}_i}{||\mathrm{O_{pl}}\mathcal{B}_i||}\right) > \alpha_{lim} \tag{4.14}$$

$$\alpha_{lim} = \begin{cases} 2° \quad \text{si} \quad \text{le câble et la plateforme mobile ne sont pas dans le même plan (Figure 4.4.(b))} \\ 90° \quad \text{si} \quad \text{le câble et la plateforme mobile sont dans le même plan (Figure 4.4.(a))} \end{cases} \tag{4.15}$$

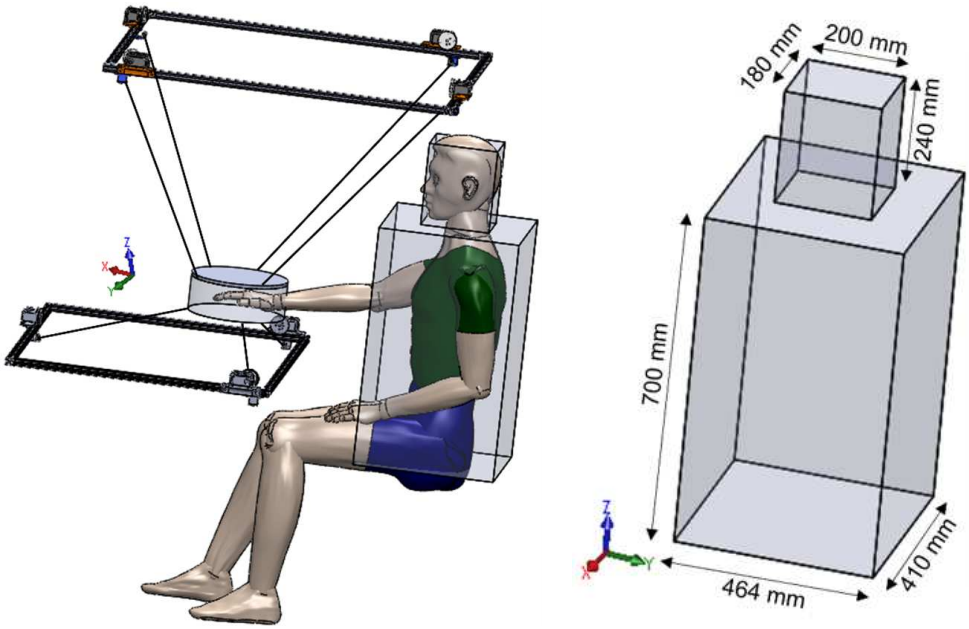


(a) (b)

FIGURE 4.4 – Collision câble / organe terminal.

Collision câbles / patient Les dispositifs d'interaction homme-robot nécessitent une analyse de sûreté intense pendant la phase de conception, afin de garantir la sécurité de l'utilisateur. Cette question de sécurité a été étudiée dans plusieurs travaux. Dans [90], les auteurs ont expliqué les principaux facteurs affectant la sécurité du patient pendant la rééducation de son membre supérieur, tels que la vitesse acceptable du robot, les forces ou les couples adéquates avec la capacité de mouvement humain. En ce qui concerne les robots parallèles à câbles, un problème supplémentaire se pose, à savoir les collisions potentielles entre les câbles et le corps du patient (voir Figure 4.5.(a)). Dans [91], les auteurs ont introduit cette problématique comme un critère d'optimisation. Leur approche consiste à discrétiser les câbles en plusieurs points, puis à maximiser la distance entre chaque point et un volume cylindrique entourant les épaules du patient. Dans ce travail de thèse, la collision câble / patient est considérée comme une contrainte. Un

volume représentatif de la tête et du tronc du patient est créé conformément aux dimensions humaines moyennes [92] (voir Figure 4.5.(b)). Pour chaque pose de l'effecteur, l'intersection entre ce volume et chaque câble est calculée. La solution qui ne présente aucune interférence sera maintenue comme étant l'architecture optimale du robot. En ce qui concerne les collisions avec le membre supérieur du patient, son bras et son avant-bras sont suivis pendant toutes les tâches grâce aux marqueurs attachés (voir Figure 2.2 dans le chapitre 2). Ainsi, ces collisions sont également évitées.



(a) (b)

FIGURE 4.5 – Collision câble/patient, (a) positionnement du patient par rapport au robot et (b) volume qui entoure le tronc et la tête du patient.

4.3.1.3 Formulation et résolution du problème d'optimisation

L'optimisation décrite ci-dessus vise la sélection de la structure la plus petite d'un robot parallèle à câbles permettant d'assister le membre supérieur du patient le long des trois mouvements prescrits. Les contraintes du problème qui sont basées essentiellement sur la sécurité du patient sont intégrées dans la formulation

du problème d'optimisation sans contraintes en utilisant les fonctions de pénalités. Cette formulation consiste à transformer le problème avec contraintes en un problème d'optimisation sans contrainte. Les fonctions de pénalités $\mathcal{I}_{i \in [1..4]}$ sont données par les Eqs. (4.16 - 4.23). Le problème d'optimisation est exprimé comme suit, où $\mathfrak{j}$ est un grand scalaire.

$$\min \mathcal{J}(\mathbf{I}) \tag{4.16}$$

avec

$$\mathcal{J}(\mathbf{I}) = \mathcal{S} + \mathcal{I}_1 + \mathcal{I}_2 + \mathcal{I}_3 + \mathcal{I}_4 \tag{4.17}$$

$$\mathcal{S} = \frac{\sum_{j=1}^{n} \mathcal{S}(j)}{n \cdot \max_{j=1..n} \mathcal{S}(j)} \tag{4.18}$$

$$\mathcal{S}(j) = \sum_{i=1}^{7} \sqrt{(x(j) - x_{\mathcal{T}_i})^2 + (y(j) - y_{\mathcal{T}_i})^2 + (z(j) - z_{\mathcal{T}_i})^2} \tag{4.19}$$

$$\mathcal{I}_1 = \begin{cases} 0 \quad \text{si} \quad 0 < T_{c\ min} \leq \mathbf{T_{ci}}(j) \leq T_{c\ max}, \quad i = 1..7, \quad j = 1..n \\ \mathfrak{j}_1 \quad \text{sinon} \end{cases} \tag{4.20}$$

$$\mathcal{I}_2 = \begin{cases} 0 \quad \text{si} \quad d_{cc} > d_{lim} \\ \mathfrak{j}_2 \quad \text{sinon} \end{cases} \tag{4.21}$$

$$\mathcal{I}_3 = \begin{cases} 0 \quad \text{si} \quad \alpha_i > \alpha_{lim} \\ \mathfrak{j}_3 \quad \text{sinon} \end{cases} \tag{4.22}$$

$$\mathcal{I}_4 = \begin{cases} 0 \quad \text{si} \quad \text{il y a pas de collision avec le corps du patient} \\ \mathfrak{j}_4 \quad \text{sinon} \end{cases} \tag{4.23}$$

La résolution du problème d'optimisation a été réalisée en utilisant l'algorithme d'optimisation par essaims de particules (PSO) [86] en fonction des paramètres énumérés dans le Tableau 4.1. Les limites supérieures et inférieures de chaque paramètre de conception sont résumées dans le Tableau 4.2.

Paramètre	Valeur
Masse de l'organe terminal (m_{OT}) [Kg]	2
Tension du câble minimale acceptable ($T_{c\ min}$) [N]	0.5
Tension du câble maximale acceptable ($T_{c\ max}$) [N]	30
Hauteur de l'organe terminal (h) [mm]	50
Rayon de la petite poulie de guidage ($R_{\mathcal{P}'_i}$) [mm]	5

Tableau 4.1 – Paramètres du problème d'optimisation.

Paramètre	Limite inférieure	Limite supérieure
x_u [mm]	-3	4
y_u [mm]	-3	4
z_u [mm]	0.7	4
a [mm]	0.5	4
b [mm]	0.5	4
c [mm]	0.5	4
d [mm]	0.5	4
x_l [mm]	-0.5	4
y_l [mm]	-0.5	4
z_l [mm]	-3	4
R_{pl} [mm]	-3	4
θ_1 [°]	0	360
θ_2 [°]	0	360
θ_3 [°]	0	360
θ_4 [°]	0	360
θ_5 [°]	0	360
θ_6 [°]	0	360
θ_7 [°]	0	360

Tableau 4.2 – Limites inférieure et supérieure des paramètres de conception.

Une représentation 3D de la structure optimale obtenue du robot est donnée par la Figure 4.6. Son vecteur de conception correspondant $\mathbf{I}^*$ est donné dans le Tableau 4.3. Malgré l'intégration du critère de la minimisation de la taille, la solution obtenue mesure 5m $\times$ 4m $\times$ 3m. Cette structure volumineuse est expliquée par le large espace de travail rotationnel prescrit, $\varphi_1 \in [-88°, 88°]$, $\varphi_2 \in [-69°, 16°]$,

and $\varphi_3 \in [-107°, 96°]$, (voir Figure 2.12 du chapitre 2) et les contraintes de sécurité imposées. Evidemment, un tel robot n'est pas adapté avec une utilisation à la maison ou dans un cabinet médical vu ses problèmes liés à l'espace, l'installation et l'ergonomie qui compliquent son exploitation.

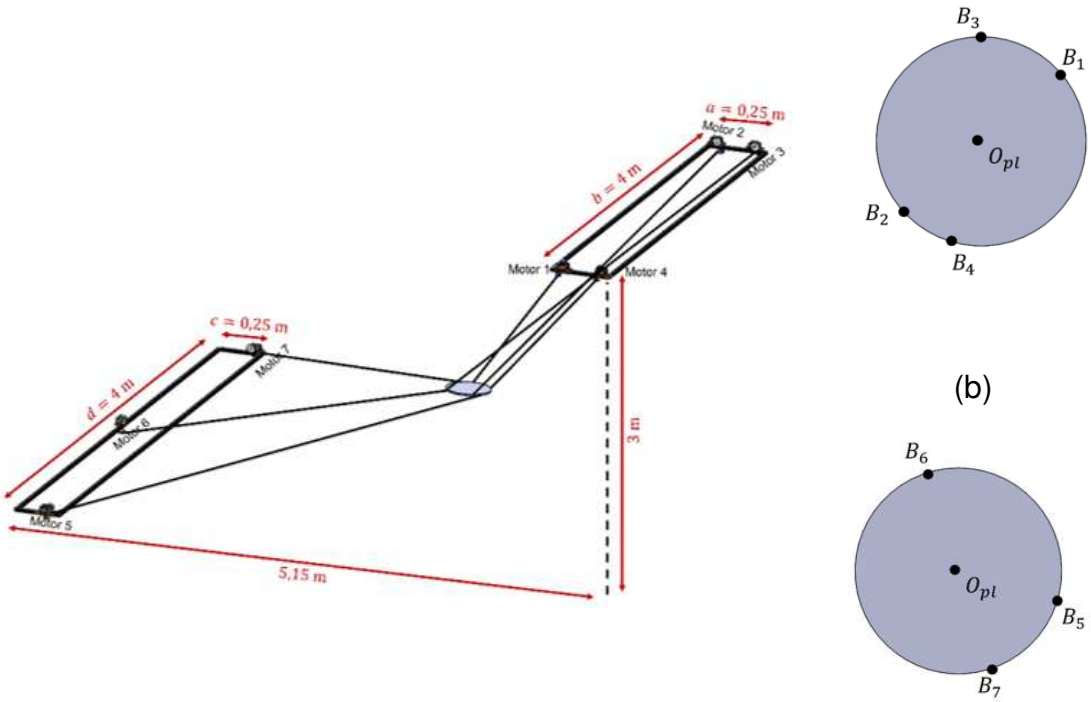


FIGURE 4.6 – (a) Représentation 3D de la solution optimale, (b) vue de dessus de l'organe terminal et (c) vue de dessous de l'organe terminal.

$\mathbf{I}^*$	x_u [mm]	y_u [mm]	z_u [mm]	a [mm]	b [mm]	c [mm]	d [mm]	x_l [mm]	y_l [mm]
	-1.36	2.48	3.05	0.25	4	0.25	4	3.55	-0.15
	z_l [mm]	R_{pl} [mm]	θ_1 [°]	θ_2 [°]	θ_3 [°]	θ_4 [°]	θ_5 [°]	θ_6 [°]	θ_7 [°]
	0.02	0.28	31	139	0	162	256	17	193

TABLEAU 4.3 – Vecteur de conception de la solution optimale.

Le risque de collision entre les différentes parties mobiles du robot limite son espace de travail rotationnel [93], [94]. Quelques méthodes ont été proposées dans la littérature pour traiter cette limitation. Dans [95], les auteurs ont proposé

la conception d'un robot parallèle à câbles plan permettant une rotation illimitée de son organe terminal. Ce dernier est attaché à deux plateformes mobiles, contrôlées par des câbles, dont le positionnement relatif entre eux créé la rotation requise de l'effecteur. Cette méthode devient plus complexe dans le cas de mécanismes à 3 ddl de rotation puisque le mouvement relatif des deux plateformes mobiles dans l'espace créé des collisions entre les câbles. Un robot parallèle à câbles reconfigurable a été proposé dans [96]. Ce travail consiste à diviser l'espace de travail en plusieurs zones, chacune ayant des localisations prédéfinies des points de sortie des câbles. En passant d'une zone à l'autre, l'exécution d'une tâche donnée doit être interrompue afin de configurer les nouveaux points de sortie, ce qui affecte la qualité du mouvement et le temps de son exécution. Les deux sous-sections qui suivent proposent différentes méthodes pour couvrir la totalité de l'espace de travail rotationnel prescrit avec une structure compacte du robot.

4.3.2 Problème d'optimisation d'un robot à câbles reconfigurable

L'organigramme de la Figure 4.7 décrit un algorithme développé dans le but de traiter la structure volumineuse du robot parallèle à câbles résultant de l'optimisation précédente. Cet algorithme consiste à ajouter un aspect reconfigurable au robot, permettant de couvrir la totalité de l'espace de travail prescrit avec une structure compacte. Les actionneurs sont donc montés sur des glissières motorisées (voir Figure 4.8) de manière à ce que leurs positions changent chaque fois qu'une pose de l'organe terminal est inaccessible. Les poulies de centre $\mathcal{C}_1$, $\mathcal{C}_3$, $\mathcal{C}_5$ et $\mathcal{C}_7$ peuvent se déplacer le long de l'axe $\mathbf{X}$ et les autres, $\mathcal{C}_2$, $\mathcal{C}_4$, $\mathcal{C}_6$, le long de l'axe $\mathbf{Y}$, comme illustré par la Figure 4.8. Les nouvelles positions des moteurs, prises pour chaque pose de la plateforme mobile, sont exprimées par l'Eq. (4.24). La méthode proposée est composée de deux optimisations imbriquées. La première recherche la structure optimale du robot. Sa formulation est la même que celle détaillée dans la section 4.3.1 (Eqs. (4.16 - 4.23)), où la sécurité du patient et la réduction de la consommation d'énergie sont les contraintes sélectionnées. La seconde opti-

misation est liée à la reconfiguration du robot. Elle permet de trouver le déplacement optimal $d_{i=1..7}$ de chaque actionneur relatif à toutes les poses prescrites de l'organe terminal. En d'autres termes, pour chaque structure de robot, sélectionnée par le premier problème d'optimisation, tous les emplacements possibles des actionneurs sont examinés pour vérifier l'espace de travail accessible et la satisfaction des contraintes. Une pose non atteinte de l'organe terminal se traduit par une tension négative dans au moins un câble. Pour cela, la seconde optimisation recherche un nouvel positionnement des actionneurs chaque fois qu'une tension négative est enregistrée. Le vecteur des déplacements des moteurs $\mathbf{D}$ donnée par l'Eq. (4.26) qui permet d'obtenir une tension positive minimale dans tous les câbles tout en restant à l'intérieur de la structure fixe du robot imposée par la première optimisation sera retenu. La formulation de cette deuxième optimisation est donnée par les équations (4.25-4.29) où $\mathcal{g}_1$ et $\mathcal{g}_2$ sont des fonctions de pénalité.

$$\boldsymbol{\tau}' = \begin{bmatrix} x_u + d_1 & y_u & z_u \\ x_u & y_u - b + d_2 & z_u \\ x_u - a + d_3 & y_u - b & z_u \\ x_u - a & y_u + d_4 & z_u \\ x_l - c + d_5 & y_l - b & z_l \\ x_l & y_l - \frac{d}{2} + d_6 & z_l \\ x_l - c + d_7 & y_l - d & z_l \end{bmatrix} \tag{4.24}$$

avec d_i designe le déplacement du moteur i.

$$\min \mathcal{L}(\mathbf{D}) \tag{4.25}$$

$$\mathbf{D} = [d_1,\ d_2,\ d_3,\ d_4,\ d_5,\ d_6,\ d_7] \tag{4.26}$$

$$\mathcal{L}(\mathbf{D}) = |\,|\min(\mathbf{T_{ci}})| - T_{c\ min}| + \mathcal{g}_1 + \mathcal{g}_2 \tag{4.27}$$

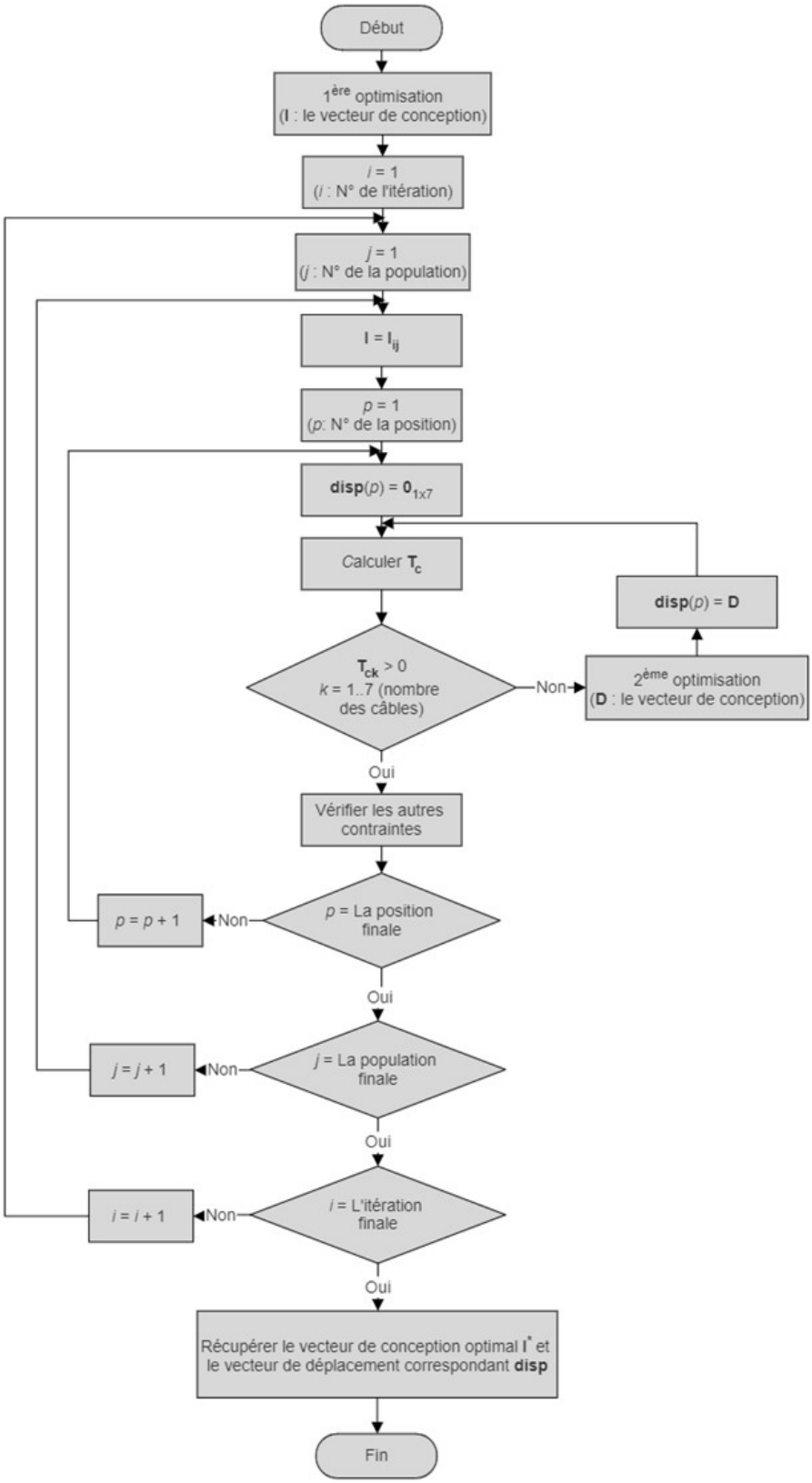


FIGURE 4.7 – Organigramme d'optimisation d'un robot à câbles reconfigurable.

$$\mathcal{g}_1 = \begin{cases} 0 \quad \text{si} \quad 0 < T_{c\ min} \leq \mathbf{T_{ci}}(j) \leq T_{c\ max}, \quad i = 1..7, \quad j = 1..n \\ \mathfrak{g}_1 \qquad \text{sinon} \end{cases} \tag{4.28}$$

$$\mathcal{g}_2 = \begin{cases} 0 \quad \text{si} \quad \text{le dplacement est fait sur la structure fixe du robot} \\ \mathfrak{g}_2 \qquad \text{sinon} \end{cases} \tag{4.29}$$

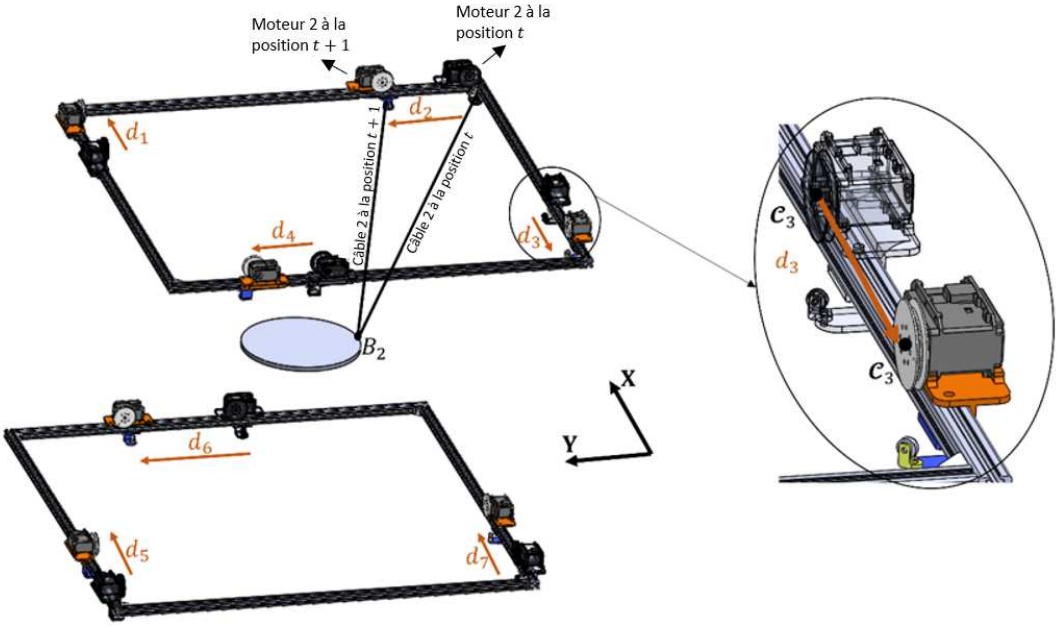


FIGURE 4.8 – Illustration de la reconfigurabilité du robot.

Les bornes inférieures et supérieures de chaque déplacement $d_{i=1..7}$ sont données par le Tableau 4.4. Les différentes étapes de cet algorithme sont détaillées ci-

Paramètre	d_1	d_2	d_3	d_4	d_5	d_6	d_7
Limite inférieure [m]	$-a$	0	0	$-b$	0	$-\frac{d}{2}$	0
Limite supérieure [m]	0	b	a	0	c	$\frac{d}{2}$	c

TABLEAU 4.4 – Bornes inférieure et supérieure des paramètres de conception du vecteur $\mathbf{D}$ (voir Figure 4.2).

dessous :

1. Exécuter la première optimisation (calculer le candidat $\mathbf{I}$).

2. Pour chaque candidat et chaque position de l'effecteur, calculer les tensions des câbles $\mathbf{T_c}$.

3. Si pour une pose p, au moins une tension de câble est négative, effectuer la deuxième optimisation (calculer le déplacement d_i de chaque actionneur permettant d'atteindre la position p). Le déplacement obtenu est alors stocké dans la matrice $\mathbf{disp}$.

4. Vérifier les contraintes de collision.

5. Répétez ces étapes jusqu'à la dernière itération de la première optimisation.

La solution optimale $\mathbf{I}^*$ est donnée dans le Tableau 4.5. Les déplacements stockés dans la matrice $\mathbf{disp}$ seront ensuite utilisés pour la conception et la commande du robot. La Figure 4.9 représente la structure du robot reconfigurable où l'effecteur est dans une position médiane. L'ajout de la solution de reconfigurabilité au robot

$\mathbf{I}^*$	x_u [mm]	y_u [mm]	z_u [mm]	a [mm]	b [mm]	c [mm]	d [mm]	x_l [mm]	y_l [mm]
	-1.36	2.48	3.05	0.25	4	0.25	4	3.55	-0.15
	z_l [mm]	R_{pl} [mm]	θ_1 [°]	θ_2 [°]	θ_3 [°]	θ_4 [°]	θ_5 [°]	θ_6 [°]	θ_7 [°]
	0.02	0.28	310	139	0	162	256	17	193

Tableau 4.5 – Vecteur de conception de la solution optimale.

permet de réduire considérablement la taille de sa structure de 5m $\times$ 4m $\times$ 3m à 2.5m $\times$ 2.35m $\times$ 3m. Cette réduction est évaluée à 70,6% du volume occupé. Malgré cette réduction considérable, les dimensions de cette solution ne sont toujours pas adaptées à l'application visée. De plus, elle présente l'inconvénient d'ajouter 7 degrés de liberté supplémentaires, qui sont les translations des 7 actionneurs. Ainsi, un schéma de commande précis doit être établi pour contrôler les 14 ddl simultanément (7 ddl pour les poulies actionnées et 7 ddl pour les axes linéaires motorisés).

En conclusion, bien que l'aspect reconfigurable ait permis de réduire considérablement la taille du robot, il ne permet pas une résolution efficace du problème.

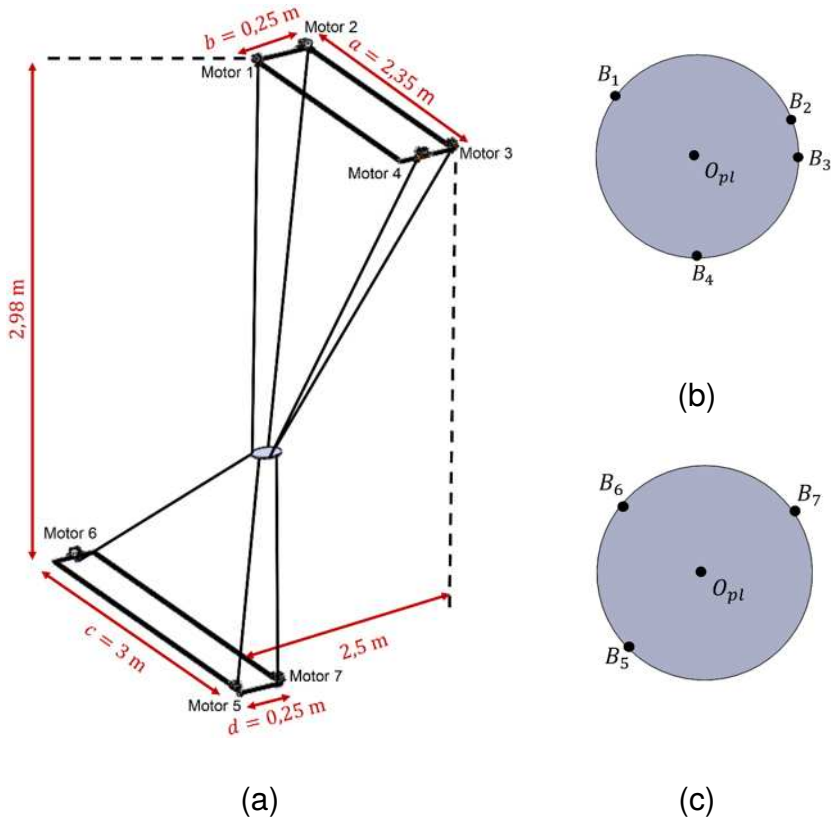


FIGURE 4.9 – (a) Représentation 3D de la solution optimale, (b) vue de dessus de l'organe terminal et (c) vue de dessous de l'organe terminal.

De plus, il rend le contrôle du robot plus compliqué. D'où la nécessité de trouver une autre solution permettant de couvrir le grand espace de travail prescrit avec une structure plus compacte.

Les robots sériels ont l'avantage d'avoir un grand espace de travail, contrairement aux robots parallèles, qui sont à leur tour plus précis, supportent des charges, des vitesses et des accélérations plus élevées [39], [97]. Un robot hybride est le résultat de la combinaison entre ces deux types de manipulateurs. Ils sont généralement développés pour élargir l'espace de travail des robots parallèles. Dans ces travaux de thèse [98], Lessenibahri a proposé trois conceptions de robots hybrides basées sur l'utilisation des câbles bi-actionnés pour permettre des mouvements de rotation illimités de 1ddl [99], 2 ddl [100] et 3 ddl rotationnels [101].

4.3.3 Problème d'optimisation d'un robot à câbles hybride

Les deux solutions proposées dans les sous-sections précédentes ne sont pas adaptées pour une application de rééducation. Une structure plus compacte est nécessaire pour faciliter la manipulation du robot. Dans ce contexte, la solution d'un système hybride est proposée dans cette section. Elle consiste à concevoir une orthèse actionnée composée de trois moteurs pour maintenir l'orientation de la main du patient (voir Figure A2.1 de l'Annexe 2). Les degrés de liberté en translation sont supportés par quatre câbles. Cette méthode permet d'abord de combiner les avantages des manipulateurs en série quant à leurs grandes amplitudes de rotation avec ceux des manipulateurs parallèles actionnés par câble quant à leur large espace de travail translationnel. Ensuite, la méthode permet d'éliminer le risque des différents types de collisions détaillées ci-dessus, puisque moins de câbles sont utilisés et permet donc intrinsèquement d'apporter plus de sécurité à l'utilisateur.

Puisque les angles de Cardan sont difficiles à représenter physiquement, l'espace de travail rotationnel prescrit du robot calculé dans le chapitre 2 est redéfini par la Figure 4.10, en utilisant les angle d'Euler avec ψ est la rotation autour de $\mathbf{Z_L}$, θ est la rotation autour de $\mathbf{X'_L}$ et ϕ est la rotation autour de $\mathbf{Z''_L}$ (voir Figure 4.11).

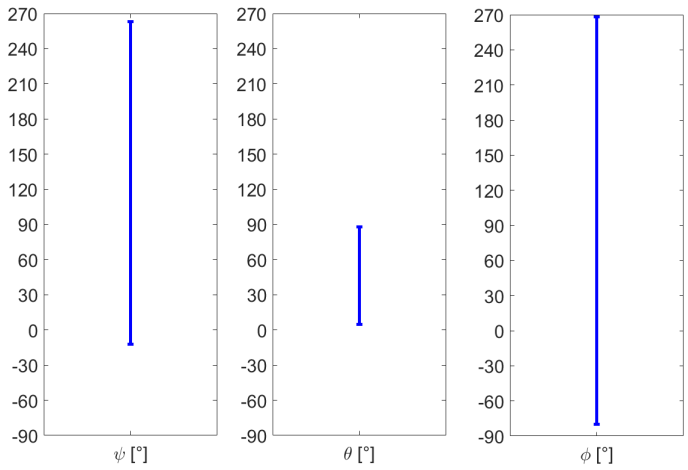
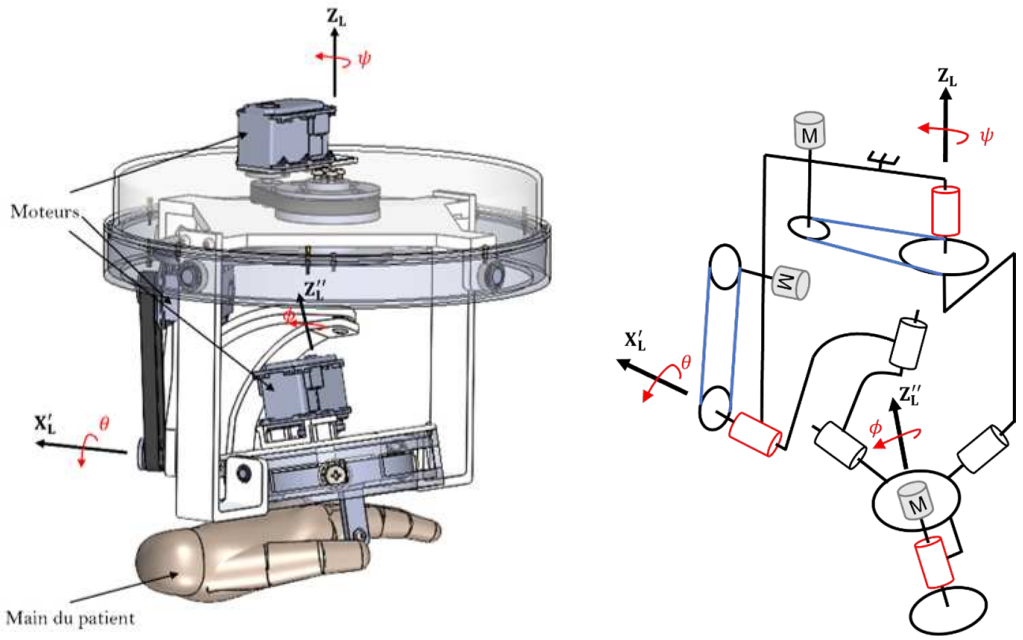


FIGURE 4.10 – Espace de travail rotationnel prescrit en utilisant les angles d'Euler.



(a) (b)

FIGURE 4.11 – (a) CAO de l'orthèse et (b) son schéma cinématique (les liaisons actives sont représentées en rouge).

L'orthèse conçue, représentée par la Figure 4.11, contrôle donc les trois angles d'Euler. Cette conception autorise une rotation infinie de ψ et ϕ autour des axes $\mathbf{Z_L}$ et $\mathbf{Z''_L}$, respectivement, et une rotation de θ de -90° à 90° autour de l'axe $\mathbf{X'_L}$. Ainsi, tout l'espace de travail rotatif prescrit est couvert (voir Figure 4.10). Les orientations de l'orthèse autour de $\mathbf{Z_L}$ et $\mathbf{X'_L}$ sont assurées par deux systèmes poulie-courroie et la troisième rotation est assurée par un accouplement rigide. Des roulements sont utilisés pour le guidage en rotation. Cette orthèse dispose d'une poignée où sera fixé la main du patient. Le nouveau vecteur de conception $\mathbf{I_h}$ dont ses paramètres sont représentés dans la Figure 4.12 est donné par l'Eq. (4.30).

$$\mathbf{I_h} = [x_1,\ y_1,\ z_1,\ a,\ b,\ c,\ y_4,\ z_4,\ \theta_3,\ \theta_4] \tag{4.30}$$

Les coordonnées des points $\mathcal{T}_i$ (voir Figure 4.1) et des points d'attache des câbles $\mathcal{B}_i$ sont groupées dans les matrices $\boldsymbol{\mathcal{T}}$ et $\mathbf{B}$ données comme suit, où R_{pl}, le rayon de l'organe terminal est égal à 140 mm et h, la hauteur entre le point $\mathcal{B}_4$ et les

autres points d'attache est égale à 40 mm.

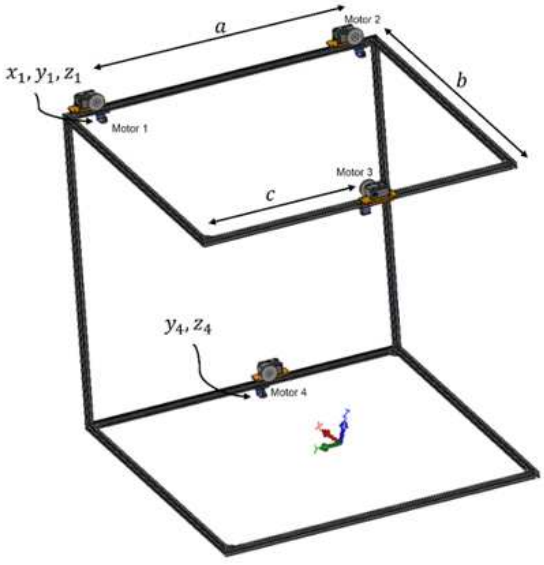
$$\boldsymbol{\tau} = \begin{bmatrix} x_1 & y_1 & z_1 \\ x_1 & y_1 - a & z_1 \\ x_1 - b & y_1 - c & z_1 \\ x_1 & y_4 & z_4 \end{bmatrix} \tag{4.31}$$

$$\mathbf{B} = \begin{bmatrix} R_{pl}\cos\theta_1 & R_{pl}\sin\theta_1 & h \\ R_{pl}\cos\theta_2 & R_{pl}\sin\theta_2 & h \\ R_{pl}\cos\theta_3 & R_{pl}\sin\theta_3 & h \\ R_{pl}\cos\theta_4 & R_{pl}\sin\theta_4 & 0 \end{bmatrix} \tag{4.32}$$

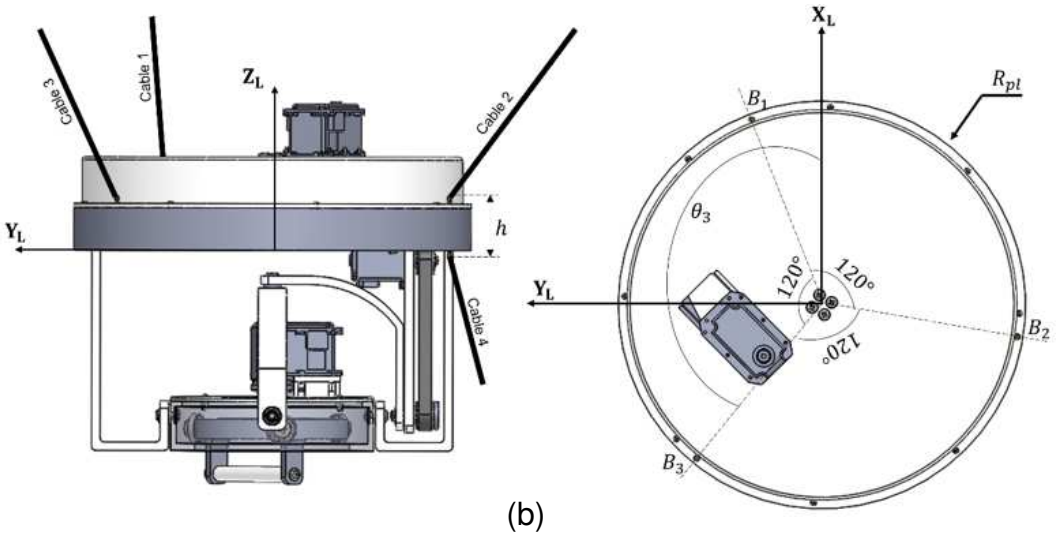
Afin de maintenir l'axe $\mathbf{Z_L}$ de l'orthèse colinéaire à l'axe $\mathbf{Z}$ de la structure fixe du robot, les points d'attache $\mathcal{B}_1$, $\mathcal{B}_2$ et $\mathcal{B}_3$ sont situés à des positions équiangulaires (voir Figure 4.12.(b)). Ainsi, θ_1 et θ_2 sont exprimés comme suit :

$$\theta_1 = \theta_3 - 120^\circ \tag{4.33}$$

$$\theta_2 = \theta_3 + 120^\circ \tag{4.34}$$



(a)



(b)

FIGURE 4.12 – Représentation des paramètres du vecteur de conception, (a) sur la structure du robot et (b) sur l'orthèse à 3 ddl.

Les contraintes de ce nouveau problème d'optimisation sont les mêmes que celles détaillées dans la section 4.3.1.2 sauf pour la contrainte de collision entre les câbles et l'orthèse où α_{lim} est fixé à 90°. La masse totale supportée par les câbles (la main du patient avec l'orthèse) est estimée à 3 Kg. Les limites supérieure et inférieure de chaque paramètre de conception sont présentées dans le Tableau 4.6.

Paramètre	x_1	y_1	z_1	a	b	c	y_4	z_4	θ_3	θ_4
Limite inférieure [mm,°]	-0.5	-0.5	0.7	0.5	0.25	0	-0.5	-0.3	90	-90
Limite supérieure [mm,°]	1.5	1.5	1.5	1.2	1.2	1.2	1.5	0.02	270	90

TABLEAU 4.6 – Bornes inférieure et supérieure des paramètres de conception.

De même que les deux optimisations précédentes, l'algorithme PSO a été utilisé pour la résolution de ce problème. Le vecteur de conception optimal $\mathbf{I}_\mathbf{h}^*$ obtenu est donné dans le Tableau 4.7. Une représentation 3D de cette solution est illustrée par la Figure 4.13.

	x_1	y_1	z_1	a	b	c	y_4	z_4	θ_3	θ_4
$\mathbf{I}_\mathbf{h}^*$	0.41	0.82	1.43	1.2	1.2	0.54	0.82	0.02	175	90

TABLEAU 4.7 – Vecteur de conception de la solution optimale.

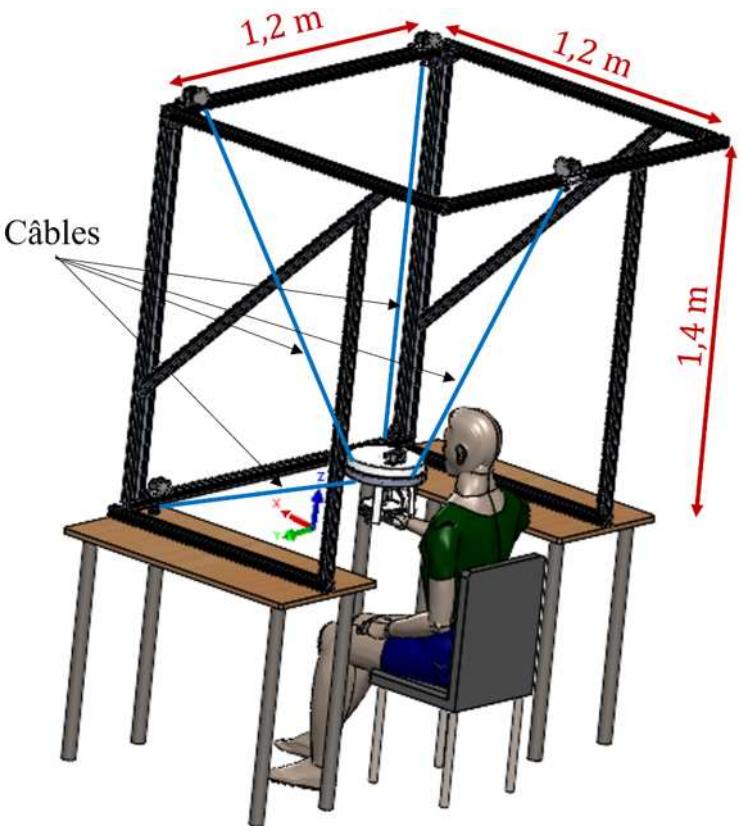


Figure 4.13 – Représentation de la structure optimale du robot.

Une comparaison entre les trois solutions proposées est donnée dans le Tableau 4.8.

	Structure non reconfigurable (solution 1)	Structure reconfigurable (solution 2)	Robot hybride (solution 3)
Taille de la structure	5m $\times$ 4m $\times$ 3m	2.5m$\times$ 2.35m $\times$ 3m	1.2m $\times$ 1.2m $\times$ 1.4m
Volume occupé par la structure	60 m^3	17.625 m^3	2.016 m^3
Degrés de liberté	7	14	7
Reduction de la taille comparée à la structure classique	-	70.625%	96.64%

Tableau 4.8 – Comparaison entre les solutions proposées.

4.4 Conclusion

Deux méthodes visant la résolution du problème de l'espace de travail rotationnel limité des robots à câbles sont proposées dans ce chapitre. Elles ont été appliquées pour sélectionner la structure optimale d'un robot à 6 ddl, conçu pour assister les mouvements prescrits par les thérapeutes tout en assurant la sécurité du patient. La première solution consiste à introduire la solution de reconfigurabilité du robot classique, permettant de couvrir un espace de travail rotationnel maximal tout en réduisant la taille du robot. Les moteurs, montés sur des axes linéaires actionnés, changent de position en fonction des poses de l'organe terminal. Un algorithme composé par deux sous-problèmes d'optimisation imbriquées est ainsi proposé. Il permet de sélectionner la structure et les déplacements optimaux des actionneurs. La deuxième solution consiste à développer un robot hybride découplant les degrés de liberté translationnels et rotationnels de l'organe terminal. Les translations de la plateforme mobile sont assurées par 4 câbles tandis que ses rotations sont contrôlées par une orthèse actionnée.

Le chapitre suivant présentera la partie commande du robot. Un schéma de contrôle et sa validation expérimentale seront présentés. Ce schéma de contrôle permettra de résoudre les problèmes en lien avec les erreurs en position des robots à câbles.

Chapitre 5
Contrôle et validation expérimentale

Sommaire

5.1 Introduction 96
5.2 Dispositifs expérimentaux 96
5.2.1 Robot à câbles plan 96
5.2.2 Robot à câbles spatial 97
5.3 Approches de contrôle-commande retenues 99
5.3.1 Contrôle en boucle ouverte 99
5.3.2 Contrôle en boucle fermée 102
5.4 Résultats et discussion 107
5.5 Conclusion 110

5.1 Introduction

Bien que la flexibilité des câbles offre aux robots parallèles à câbles (RPCs) de nombreux avantages tel que l'extension de l'espace de travail et la légèreté des éléments en mouvement [46], cette caractéristique perturbe considérablement le contrôle précis des robots. Ce dernier peut aussi être affecté par d'autres facteurs tel qu'une quantification approximative imprécise des longueurs initiales des câbles ou par les incertitudes du modèle [102]. La commande en boucle ouverte est généralement adoptée pour contrôler les RPCs, où la consigne est la position angulaire des actionneurs. Les déplacements résultants de l'organe terminal sont difficile à estimer, donc à comparer à la consigne, vu la complexité de la résolution du modèle géométrique direct pour les robots parallèles [103]. Pour résoudre ce problème, on propose dans ce chapitre de contrôler les prototypes conçus en boucle fermée avec l'intégration d'un capteur visuel extéroceptif dans la boucle de retour. Un schéma de contrôle, développé sous ROS (Robot Operating System), est ainsi présenté permettant un asservissement continu de la position de l'organe terminal. Les résultats obtenus témoignent de l'aptitude de la solution proposée à améliorer la précision du robot. Ce chapitre présente dans une première partie les différents dispositifs expérimentaux mis en jeu. La section suivante détaille les deux méthodes de contrôle testées, à savoir, la commande en boucle ouverte et en boucle fermée. Une comparaison entre les résultats de chaque approche, validés sur les prototypes du robot à câbles plan et du robot spatial, est exposée dans la 3 ^{ème} section. La dernière partie clôture le chapitre.

5.2 Dispositifs expérimentaux

5.2.1 Robot à câbles plan

Suite à l'étude d'optimisation détaillée dans le chapitre 3, un prototype du robot parallèle à câbles plan a été développé et présenté par la Figure 5.1. Les posi-

tions des actionneurs et la taille de l'effecteur ont été ajustées selon le vecteur de conception optimal trouvé et exprimé dans le Tableau 3.3 du chapitre 3. Ce prototype est composé d'un cadre rigide (bâti) avec quatre poulies actionnées contrôlant les positions de l'organe terminal au moyen de quatre câbles. Les actionneurs utilisés sont des Dynamixel MX-106T [104]. Chaque moteur est de type coreless. Il est équipé par une carte d'axe, des contrôleurs et des réducteurs internes de rapport 225 :1 permettant de fournir un couple maximal de 8.4 Nm avec une vitesse maximale de 45 tr/min (pour une alimentation de 12V). Quant à la plateforme fixe, elle a été construite par des profilés en aluminium. Les supports des moteurs, l'organe terminal et les poulies ont été fabriqués en PLA par impression 3D. Des câbles en Dacron de diamètre égal à 0.3 mm ont été utilisés et sont supposés rigides.

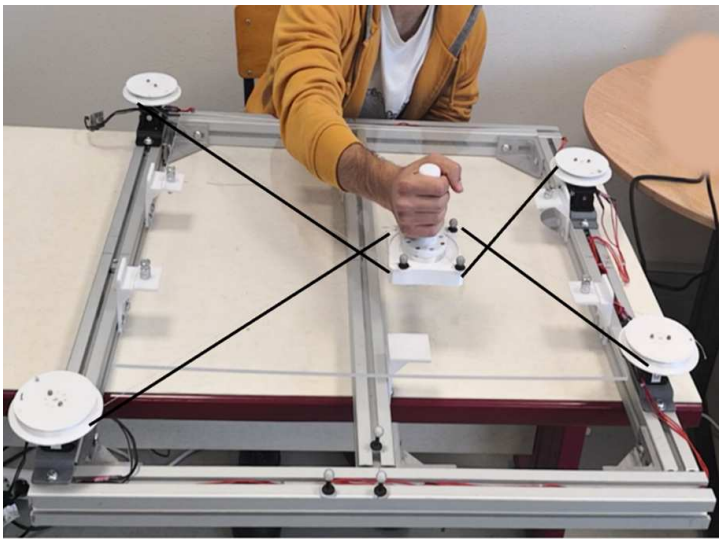
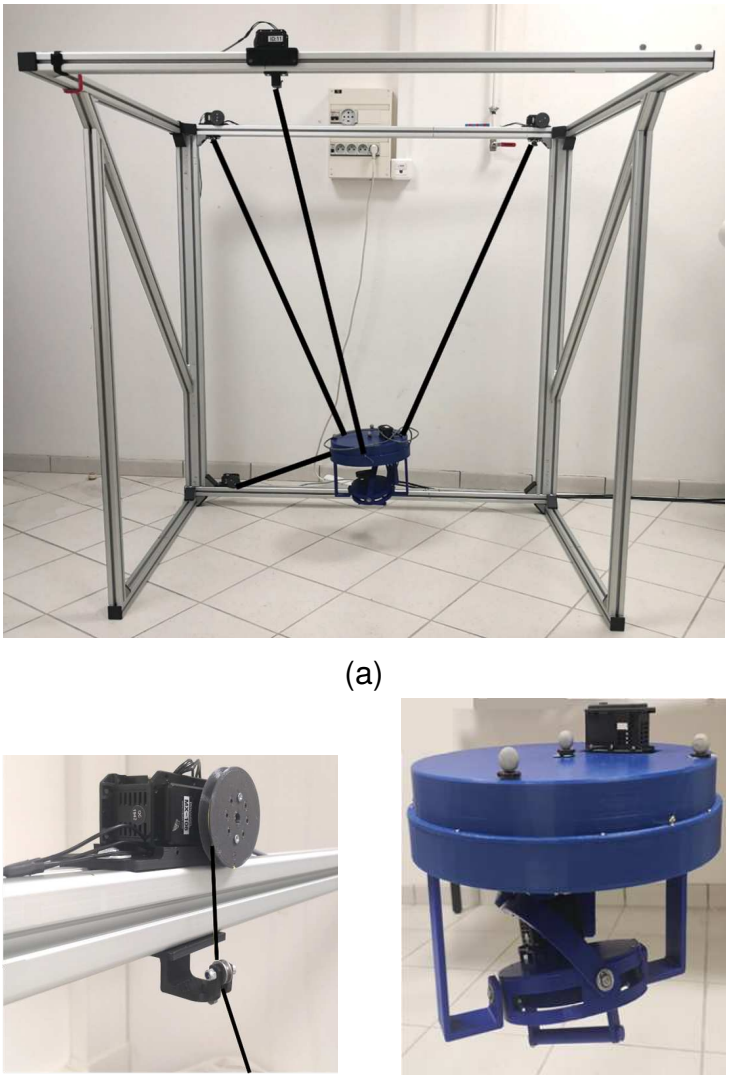


FIGURE 5.1 – Prototype du robot à câbles plan.

5.2.2 Robot à câbles spatial

Le prototype du robot, dont le développement optimal est décrit dans le chapitre précédent, est présenté à la Figure 5.2.(a). Les sections de tous les profilés mesurent 40 $\times$ 40 mm sauf pour les deux verticaux qui sont de dimensions 80 $\times$ 40 mm.



(a)

(b) (c)

FIGURE 5.2 – (a) Prototype du robot à câbles spatial, (b) Système de passage du câble et (c) Prototype de l'orthèse.

En sortant de la poulie motrice, le câble passe par une poulie de guidage avant de s'attacher à l'organe terminal (voir Figure 5.2.(b)). L'orthèse a également été conçue et un prototype a été fabriqué, tel que présenté à la Figure 5.2.(c). Ses composants sont essentiellement fabriqués en PLA par impression 3D, ce qui lui confère une légère masse évaluée à 1,5 kg. De plus, son inertie est faible étant donné que les mouvements sont effectués à une vitesse réduite. Les servomoteurs utilisés pour actionner les câbles sont des Dynamixel MX-106T [104] et pour

contrôler les orientations de l'orthèse sont des Dynamixel MX-64T [105].

5.3 Approches de contrôle-commande retenues

5.3.1 Contrôle en boucle ouverte

Dans un premier temps, les deux prototypes ont été commandés en position en exploitant le modèle géométrique inverse. Les positions angulaires des moteurs requises pour générer le mouvement demandé (l'exercice en « 8 » pour le robot plan et le mouvement « main-bouche » pour le robot spatial) ont été calculées et envoyées sous forme de consigne aux actionneurs comme illustré par la Figure 5.3. Pour une configuration i $_{i \in [1..n]}$, le vecteur $\boldsymbol{\chi_{di}} = [x_d \quad y_d \quad \varphi_d]$ désigne la configuration désirée, $\mathbf{L_i}$ est le vecteur des longueurs des câbles, $\mathbf{\Delta L_i}$ est la différence des longueurs des câbles entre les positions i et $i+1$, r_p est le rayon d'enroulement du câble (formé par le rayon de la poulie et le diamètre du câble), $\mathbf{\Delta\theta}_i$ est le vecteur contenant les l'incréments des positions angulaires des moteurs, le vecteur θ_i désigne les positions actuelles des actionneurs et f est la fonction permettant de calculer les modèles géométriques directs (Eq. (3.4) pour le robot plan et Eq. (4.5) pour le robot spatial).

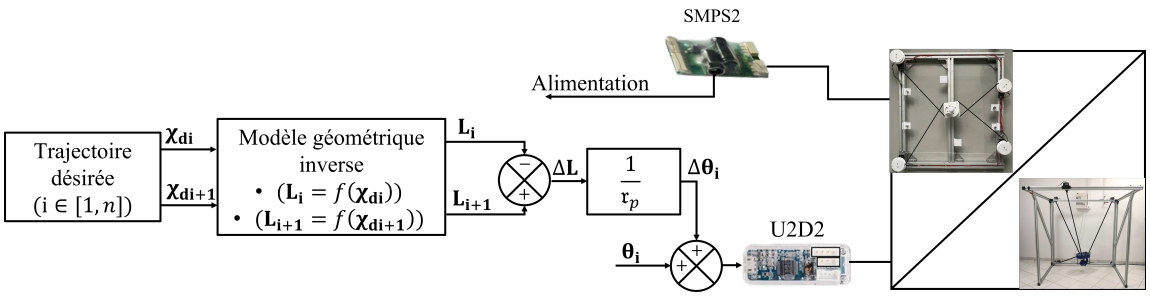


FIGURE 5.3 – Loi de commande en position en boucle ouverte (U2D2 et SMPS2 sont deux modules utilisés pour la communication USB avec le pc et pour l'alimentation des moteurs respectivement).

Afin d'évaluer le fonctionnement des deux robots, un système de capture de mouvement a été utilisé comme un capteur extéroceptif pour suivre les mouvements

de l'organe terminal. Les configurations de la plateforme mobile ne peuvent pas être mesurées directement avec les encodeurs des moteurs puisque les éventuelles incertitudes dans le modèle du robot tel qu'un positionnement imprécis des actionneurs ou des points de sortie ou d'attache ainsi que les vibrations des câbles ou une configuration initiale imprécise de l'organe terminal peuvent engendrer des erreurs de positionnement. Une comparaison entre la consigne envoyée et le mouvement réel enregistré par capture de mouvement est illustrée par les Figures 5.4 et 5.5. L'erreur moyenne absolue, l'erreur quadratique moyenne et l'écart type de l'erreur ont été calculés et énumérés dans le Tableau 5.1 afin d'évaluer le comportement réel des deux robots.

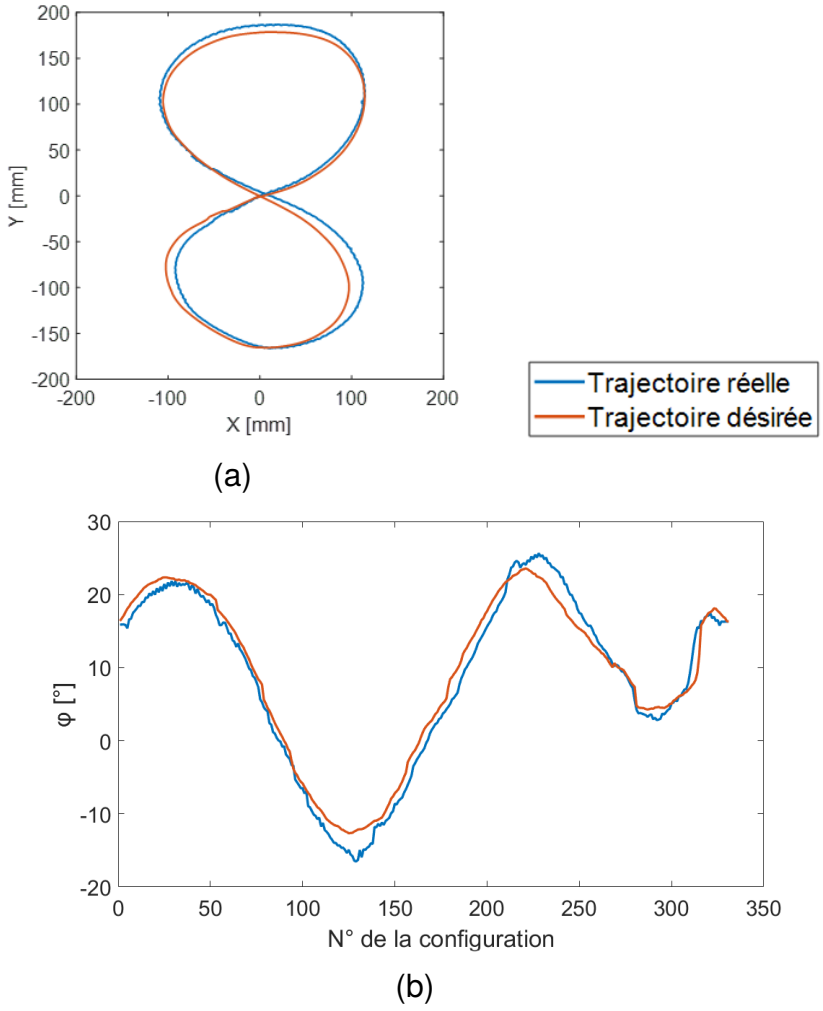


FIGURE 5.4 – Variations entre (a) les trajectoires désirée et effectuée et (b) les orientations désirée et effectuée par le robot à câbles plan le long de l'exercice en "8".

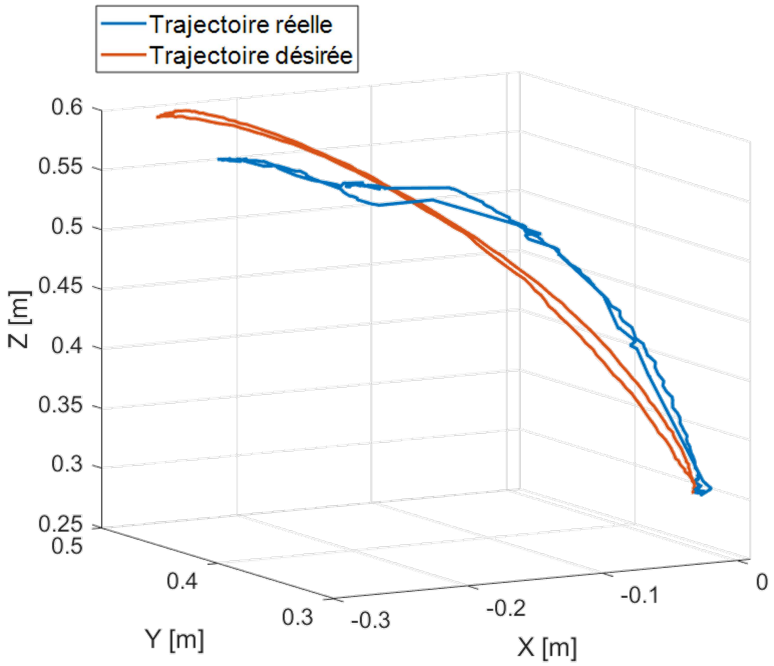


FIGURE 5.5 – Variations entre les trajectoires désirée et effectuée avec le robot spatial pour le mouvement « main-bouche (M1) ».

Paramètre	**Formule**	**Valeur**		
			RPC plan (Exercice en « 8 »)	RPC spatial (Exercice « main-bouche »)
L'erreur moyenne absolue	$\frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n}\lvert P_{di}-P_{ri}\rvert$	Position [mm]	10.63	43.87
	$\frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n}\lvert \varphi_{di}-\varphi_{ri}\rvert$	Orientation [°]	1.64	-
L'erreur quadratique moyenne	$\sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{n}(P_{di}-P_{ri})^2}{n}}$	Position [mm]	13	58.53
	$\sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{n}(\varphi_{di}-\varphi_{ri})^2}{n}}$	Orientation [°]	1.95	-
L'écart type de l'erreur	$\sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{n}(\varepsilon_{Pi}-\overline{\varepsilon}_P)^2}{n-1}}$	Position [mm]	12.57	38.85
	$\sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{n}(\varepsilon_{\varphi i}-\overline{\varepsilon}_\varphi)^2}{n-1}}$	Orientation [°]	1.06	-

TABLEAU 5.1 – Les erreurs calculées entre les comportements réel et désiré des deux prototypes conçus commandés en boucle ouverte.

P_{di} et φ_{di} désignent la $i^{\text{ème}}$ position et orientation désirée, P_{ri} et φ_{ri} sont la $i^{\text{ème}}$ position et orientation réelle mesurée par le système de capture de mouvement. $\varepsilon_{Pi} = P_{di} - P_{ri}$ et $\varepsilon_{\varphi i} = \varphi_{di} - \varphi_{ri}$ sont les erreurs de position et d'orientation de la configuration i, $\overline{\varepsilon}_P$ et $\overline{\varepsilon}_\varphi$ désignent les moyennes de ε_{Pi} et $\varepsilon_{\varphi i}$, respectivement. En exploitant les courbes illustrées par les figures 5.4 et 5.5 et les valeurs des erreurs en position et en orientation calculées dans le Tableau 5.1, on constate l'existence d'un écart non négligeable entre la consigne (représentée en rouge) et la réponse réelle du robot (représentée en bleu). Ceci nous permet de conclure qu'une commande en boucle ouverte d'un robot parallèle à câbles ne permet pas d'avoir un comportement suffisamment précis. Ce décalage peut être expliqué par la difficulté pour configurer parfaitement la position et l'orientation initiales de l'organe terminal et les incertitudes dans les modèles des robots telles que la flexible des câbles, les frottements, un positionnement imprécis des moteurs ou des points de sortie des câbles. Afin de remédier à ce problème de précision, une amélioration de la commande des robots parallèles à câbles est ainsi proposée dans la section suivante.

5.3.2 Contrôle en boucle fermée

Afin d'améliorer la précision des robots parallèles à câbles, des capteurs externes peuvent être ajoutés à la boucle de contrôle du robot afin de mesurer la position de l'organe terminal. Dans [58], les auteurs ont proposé d'introduire des capteurs de position angulaire et de longueur de câble. L'utilisation d'un capteur de force est discutée dans [59] pour évaluer les tensions des câbles et ainsi contrôler la plateforme mobile avec précision et garantir sa stabilité. Dans [60], la combinaison de trois capteurs de distance laser et d'une caméra a été utilisée pour suivre les positions et orientations réelles de l'effecteur. Dans cette partie on propose d'intégrer dans la chaine de retour un capteur visuel extéroceptif permettant de suivre en temps réel les positions et les orientations de l'organe terminal (voir Figure 5.6). Ainsi, un asservissement en position est appliqué permettant de cor-

riger à chaque instant la réponse de l'organe terminal. Ce capteur est une caméra

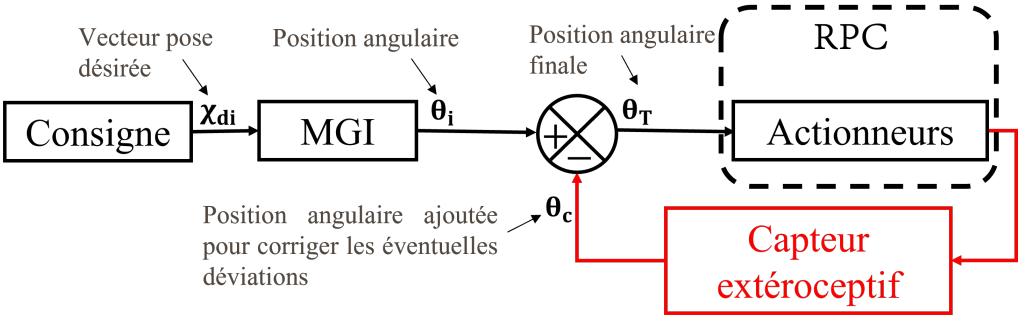


FIGURE 5.6 – Loi de commande en position en boucle fermée.

de la famille Optitrack. Il est composé par 3 caméras alignées montées sur un trépied (voir Figure 5.7). Chaque objet, dont le mouvement est à suivre, est représenté par au moins 3 marqueurs passifs réfléchissants, formant ainsi un corps rigide. La caméra est connectée à un logiciel appelé « Motive » [106], utilisé pour configurer les différents corps rigides mis en jeu. Un repère local est attaché à chacun d'entre eux, dont les coordonnées de l'origine et les rotations des axes définissent les positions et les orientations du corps rigide, respectivement. Ces orientations sont définies sous forme de quaternions. Afin de faciliter l'interprétation et la commande, l'Eq. (5.1) est utilisée pour calculer la matrice de rotation d'Euler correspondantes avec la convention XYZ.

$$\mathbf{R} = \begin{bmatrix} 1-2(q_2^2+q_3^2) & 2(q_1q_2-q_0q_3) & 2(q_1q_3+q_0q_2) \\ 2(q_1q_2+q_0q_3) & 1-2(q_1^2+q_3^2) & 2(q_2q_3+q_0q_1) \\ 2(q_1q_3+q_0q_2) & 2(q_2q_3+q_0q_1) & 1-2(q_1^2+q_2^2) \end{bmatrix} \tag{5.1}$$

$$= \begin{bmatrix} c\theta c\psi & -c\varphi s\psi + s\varphi s\theta c\psi & s\varphi s\psi + c\varphi s\theta c\psi \\ c\theta s\psi & c\varphi c\psi + s\varphi s\theta s\psi & -s\varphi c\psi + c\varphi s\theta s\psi \\ -s\theta & s\varphi c\theta & c\varphi c\theta \end{bmatrix}$$

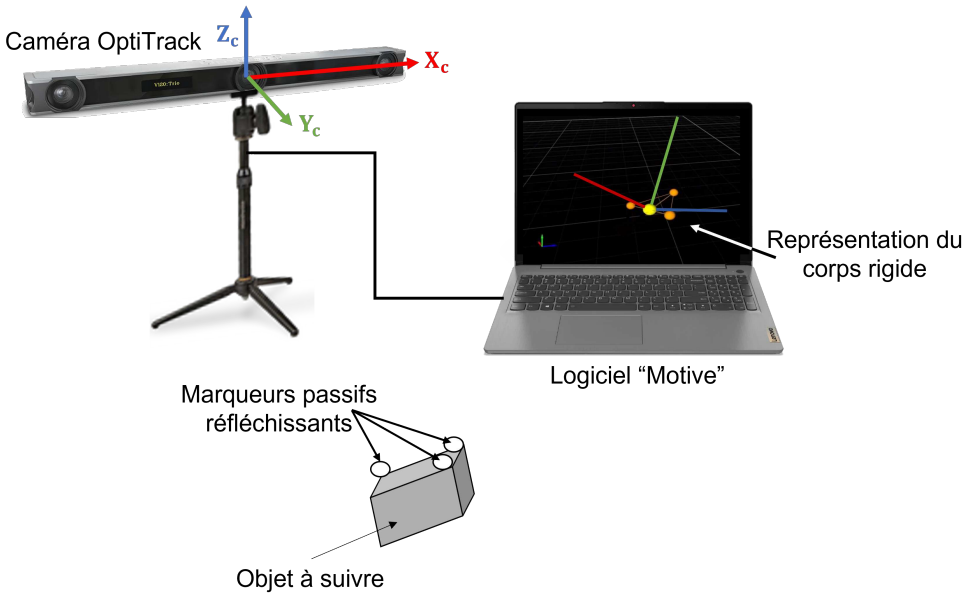


FIGURE 5.7 – Illustration du fonctionnement du capteur visuel.

avec $q = q_0 + iq_1 + jq_2 + kq_3$ est la formulation d'une orientation mesurée et envoyée par la caméra. On en déduit à partir de l'Eq. (5.1) les expressions des trois angles d'Euler, données comme suit :

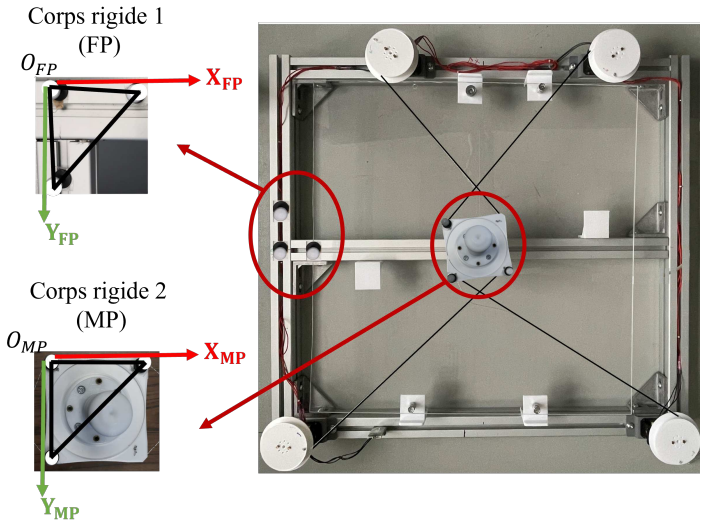
$$\psi = \arctan\left(\frac{2(q_1q_2 + q_0q_3)}{1 - 2(q_2^2 + q_3^2)}\right) \tag{5.2}$$

$$\theta = -\arcsin(2(q_1q_3 - q_0q_2)) \tag{5.3}$$

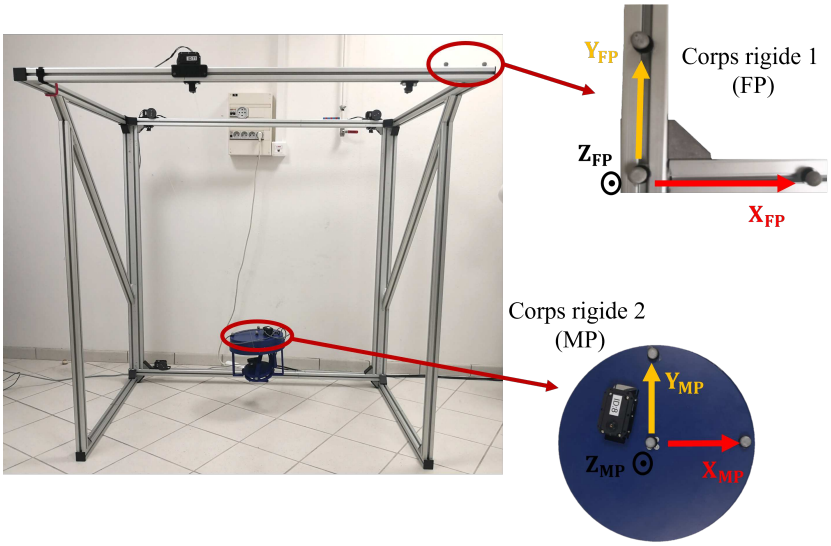
$$\varphi = \arctan\left(\frac{2(q_2q_3 + q_0q_1)}{1 - 2(q_1^2 + q_2^2)}\right) \tag{5.4}$$

Toutes les données mesurées sont exprimées dans un repère global lié à la caméra.

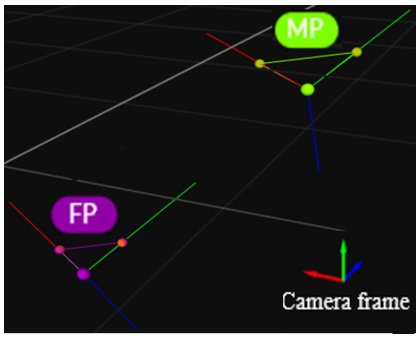
Afin de déterminer les positions de l'organe terminal par rapport à la plateforme fixe du robot, 2 corps rigides ont été créés pour chaque prototype. Le premier, appelé « FP » est associé à la structure fixe du robot tandis que le deuxième, « MP », représente la plateforme mobile (voir Figure 5.8).



(a)



(b)



(c)

FIGURE 5.8 – Emplacement des marqueurs et configuration des corps rigides pour (a) le RPC plan et (b) le RPC spatial. (c) Représentation des corps rigides et de ses repères dans l'interface « Motive ».

L'environnement ROS développé pour la méthode de contrôle proposée ainsi que les différentes données échangées entre les nœuds sont représentés dans la Figure 5.9. Le premier nœud (Camera node) a pour mission d'envoyer au « master » les positions et les orientations des corps rigides créés, exprimées dans le repère de la caméra. Le deuxième (Coordinate systems transformation node) calcule les matrices de transformation entre les différents repères conduisant à la détermination des positions de l'organe terminal « MP » dans le repère de la base fixe « FP ». Le troisième nœud (Robot control node) pilote le robot selon le schéma de contrôle donné par la Figure 5.10. Ceci calcule dans la chaine directe les angles de rotation des actionneurs nécessaires pour exécuter l'exercice demandé et dans la chaine de retour les positions angulaires des moteurs requises pour corriger les déviations entre la consigne et le comportement réel du robot.

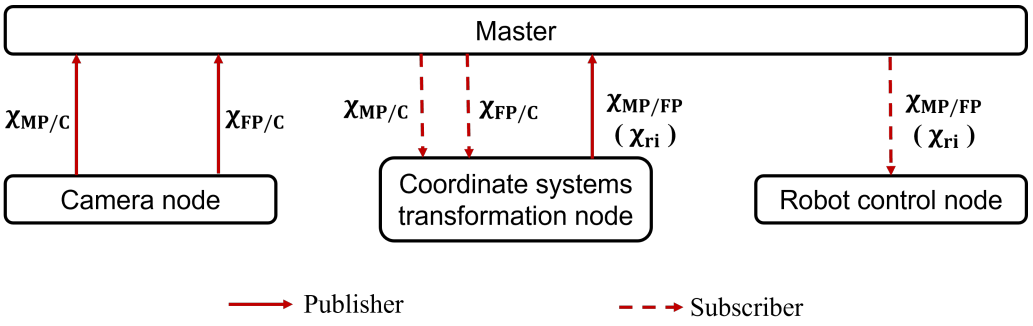


Figure 5.9 – Environnement ROS de la méthode de contrôle proposée.

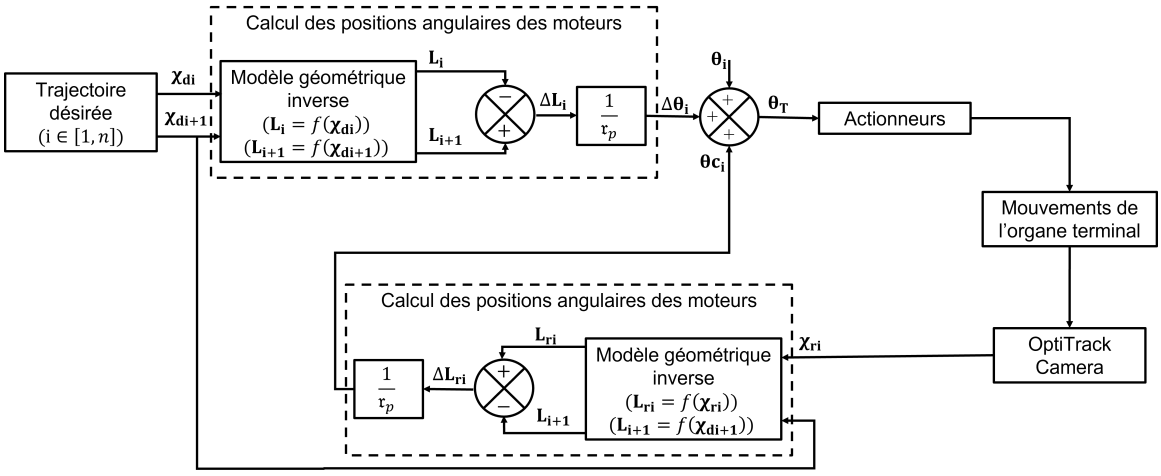


Figure 5.10 – Schéma de contrôle proposé.

$\boldsymbol{\chi_{di}}$ est le vecteur de la i ème configuration désirée, $\mathbf{L_i}$ est le vecteur des longueurs des câbles, θ_i est la position actuelle des actionneurs, $\boldsymbol{\Delta\theta_i}$ est le vecteur des positions angulaires des actionneurs permettant d'atteindre la position $\boldsymbol{\chi_{di+1}}$ à partir de la position $\boldsymbol{\chi_{di}}$. θ_{ci} est le vecteur des positions angulaires des moteurs requises pour corriger les éventuelles déviations, $\boldsymbol{\theta_T}$ est le vecteur des angles de rotation totale des moteurs, $\boldsymbol{\chi_{ri}}$ est le vecteur de la i ème position réelle mesurée par la caméra et r_p est le rayon d'enroulement du câble.

5.4 Résultats et discussion

La loi de commande détaillée dans la section précédente a été validée expérimentalement sur les deux prototypes conçus. Pour le robot parallèle à câbles plan, l'exercice prescrit qui consiste à balayer une courbe sous forme de « 8 » a été programmé. Une comparaison entre le comportement du robot commandé en boucle fermée et en boucle ouverte est illustrée dans la Figure 5.11 où les positions et les orientations désirées et réelles mesurées par le capteur extéroceptif sont représentées. En se basant sur cette figure on peut constater que la méthode de contrôle proposée améliore considérablement la précision du robot puisque sa réponse suit parfaitement la consigne, contrairement à la méthode de contrôle en boucle ouverte où le décalage entre les trajectoires réelle et désirée est significatif.

La configuration de la position initiale de l'organe terminal est réglée manuellement, aussi proche que possible de la position initiale du mouvement prescrit, dans le cas du contrôle en boucle ouverte. Cette approximation affecte l'exactitude du mouvement. En revanche, pour le contrôle en boucle fermée, la configuration initiale de la plateforme mobile est choisie arbitrairement et corrigée automatiquement par la suite grâce au retour donné par le capteur extéroceptif.

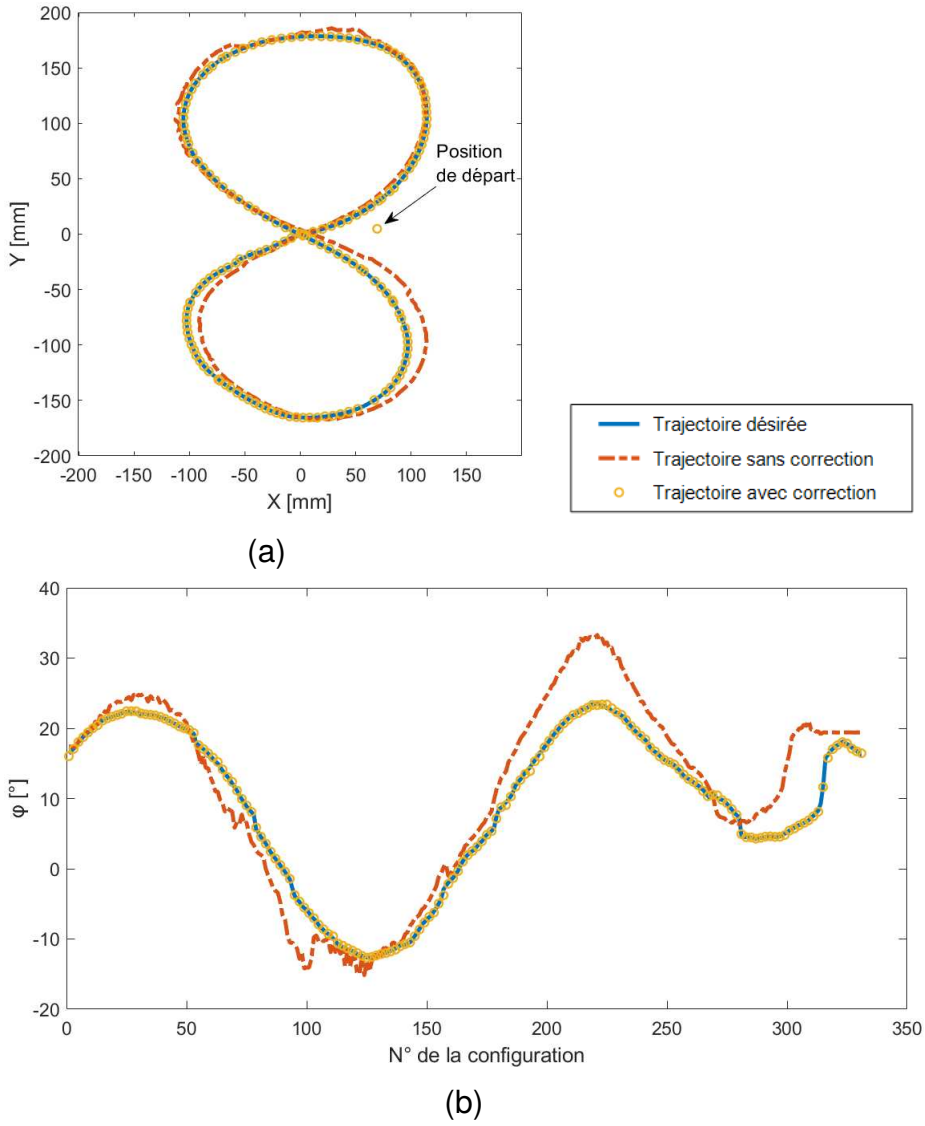


FIGURE 5.11 – Comparaison entre les résultats du contrôle en boucle fermée et en boucle ouverte du RPC plan (a) en position et (b) en orientation.

Quant au robot spatial, l'approche de commande en boucle fermée est validée expérimentalement avec le mouvement « main-bouche » étudié dans le chapitre 2. Idem pour le robot plan, une comparaison entre la trajectoire désirée et les trajectoires sans et avec correction a été effectuée pour évaluer l'efficacité de la méthode de contrôle proposée (voir Figure 5.12). Bien qu'une amélioration importante de la précision du robot puisse être remarquée, la correction n'est pas parfaite comme constaté pour le robot plan. La trajectoire en jaune sur la Figure 5.12

qui représente la trajectoire de l'organe terminal après la correction est proche mais pas identique à celle de la consigne, représentée en bleu. Cela peut être expliqué par le fait que le robot spatial est sous contraint (6 ddl contrôlés avec 4 câbles), c'est-à-dire qu'on ne peut pas contrôler tous ces degrés de liberté, ce qui crée des faibles oscillations indésirables de l'organe terminal lors de l'exécution du mouvement, contrairement au robot à câbles plan qui est pleinement contraint (3ddl contrôlés par 4 câbles).

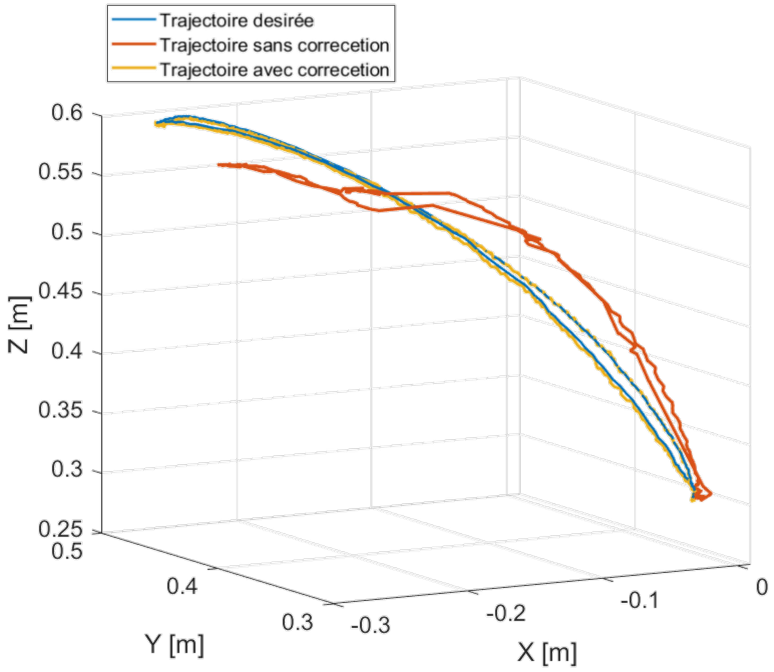


Figure 5.12 – Comparaison entre les résultats du contrôle en boucle fermée et en boucle ouverte du RPC spatial calculés pour le mouvement « main-bouche (M1) ».

Trois erreurs, à savoir l'erreur moyenne absolue, l'erreur quadratique moyenne et l'écart type de l'erreur ont également été calculées et affichées dans le Tableau 5.2 pour évaluer la performance de la méthode de contrôle en boucle fermée proposée pour les deux prototypes. En comparant les résultats illustrés dans les Tableaux 5.1 et 5.2, avant et après la correction, on constate que les valeurs des erreurs ont considérablement diminuées ce qui se traduit en une précision meilleure des robots. Les pourcentages de ces diminutions sont calculés dans le Tableau 5.3.

Paramètre	Formule	Valeur		
			RPC plan (Exercice en « 8 »)	RPC spatial (Exercice « main-bouche »)
L'erreur moyenne absolue	$\frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n}\lvert P_{di}-P_{ri}\rvert$	Position [mm]	0.5	2.15
	$\frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n}\lvert \varphi_{di}-\varphi_{ri}\rvert$	Orientation [°]	0.08	-
L'erreur quadratique moyenne	$\sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{n}(P_{di}-P_{ri})^2}{n}}$	Position [mm]	1.07	2.8
	$\sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{n}(\varphi_{di}-\varphi_{ri})^2}{n}}$	Orientation [°]	0.14	-
L'écart type de l'erreur	$\sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{n}(\varepsilon_{Pi}-\overline{\varepsilon}_P)^2}{n-1}}$	Position [mm]	1.07	2.5
	$\sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{n}(\varepsilon_{\varphi i}-\overline{\varepsilon}_\varphi)^2}{n-1}}$	Orientation [°]	0.14	-

Tableau 5.2 – Les erreurs calculées entre les comportements réel et désiré des deux prototypes conçus commandés en boucle fermée.

5.5 Conclusion

La dernière partie de ce travail de thèse a consisté à concevoir et commander les deux prototypes des robots parallèles à câbles plan et spatial optimisés tel que détaillé dans les chapitres 3 et 4. Dans un premier temps, les robots ont été commandés en position en boucle ouverte. En se basant sur le modèle géométrique inverse, les positions angulaires des actionneurs sont calculées en fonction de la trajectoire désirée de l'organe terminal. Ces angles de rotation sont envoyés par la suite aux moteurs pour exécuter la tâche demandée.

Un système de capture de mouvement a été mis en place pour enregistrer les positions prises par l'organe terminal, ce qui permet par la suite de les comparer à la trajectoire désirée et donc d'évaluer la précision du robot. Tel que démontré par les résultats expérimentaux obtenus, ce contrôle en boucle ouverte conduit à des erreurs de position non-négligeables, ce qui nous a incité à proposer une

Paramètre		Valeur	
		RPC plan (Exercice en « 8 »)	RPC spatial (Exercice « main-bouche »)
Pourcentage de réduction de l'erreur moyenne absolue	Position [%]	95.3	95.1
	Orientation [%]	95.12	-
Pourcentage de réduction de l'erreur quadratique moyenne	Position [%]	91.76	95.21
	Orientation [%]	92.8	-
Pourcentage de réduction de l'écart type de l'erreur	Position [%]	91.5	93.5
	Orientation [%]	86.8	-

Tableau 5.3 – Réduction en pourcentage de l'erreur enregistrée grâce à la méthode de commande proposée.

autre méthode de contrôle permettant de réduire les écarts observés.

Le contrôle en boucle fermée avec l'intégration d'un capteur visuel extéroceptif dans la chaîne de retour est donc proposé. Ce capteur consiste en une caméra OptiTrack qui suit et envoie en temps réel les positions et les orientations de l'organe terminal, ce qui permet un asservissement continu de sa position. Les résultats obtenus ont montré une amélioration importante de la précision du robot, plus significative dans le cas du robot plan pleinement contraint.

Comme perspective, il sera envisageable de totalement contraindre l'orthèse pour le robot spatial dans le but de réduire les effets de son oscillation surtout en travaillant à une vitesse élevée. Cette observation est établie en comparant les résultats de la méthode de contrôle en boucle fermée appliquée sur les deux prototypes. En effet, lorsque l'organe terminal est complètement contraint, sa position est bien contrôlée et corrigée si nécessaire.

Conclusion générale

Le travail effectué durant cette thèse aborde le développement optimal et le contrôle de deux robots parallèles à câbles, plan pleinement contraint et spatial sous-contraint, dédiés à la rééducation fonctionnelle du membre supérieur. Pour clôturer ce manuscrit, une synthèse des étapes suivies pour aboutir à la fabrication et à la validation des prototypes est présentée dans cette conclusion, suivie par des perspectives proposées pour enrichir ce travail.

Dans un premier chapitre, l'exposition des techniques et des outils de rééducation fonctionnelle a permis de conclure que la famille des robots parallèles à câbles est parmi les meilleurs dispositifs à utiliser. Son architecture particulière favorise son montage et démontage facile pour simplifier son rangement et son transport. En plus, l'utilisation des câbles au lieu des segments rigides rend le patient plus à l'aise puisqu'il se sent moins contraint. Les autres avantages sont sa sécurité, son coût faible et sa flexibilité. Cependant, quelques points faibles limitent son exploitation. En effet, les câbles ne travaillent qu'en traction, ce qui nécessite de maintenir leurs tensions positives en permanence. De ce défaut, associé avec le risque de collision entre ses éléments en mouvement, en résulte un espace de travail rotationnel restreint. De plus, la flexibilité des câbles réduit la rigidité de l'organe terminal, ce qui à son tour affecte la précision du robot.

Dans ce travail de thèse, nous avons cherché à développer deux différents types de robots parallèles à câbles optimaux tout en résolvant les limitations présentées ci-dessus. Pour cela, 4 exercices de la vie quotidienne, un dans le plan à assister avec un robot à câbles plan et trois dans l'espace à assister avec un robot à câbles spatial, ont été identifiés à l'aide des praticiens du CHU de Poitiers. Ces tâches ont été analysées dans le but de délimiter les espaces de travail prescrits des robots. Une étude de répétabilité inter et intra sujets a été menée en utilisant

le test statistique Anova. Cette analyse avait pour objectif d'évaluer la possibilité d'identifier une seule trajectoire de référence commune pour un nombre maximum de sujets. Les résultats ont conduit à considérer tout un volume qui enveloppe toutes les trajectoires enregistrées comme étant l'espace de travail prescrit.

L'étape suivante était la formulation des problèmes d'optimisation des deux robots. Dans un premier temps, une formulation multi-objectif avec l'adoption du critère de la stabilité de la solution recherchée a été proposée afin de sélectionner la structure optimale du robot à câbles plan. Cette formulation est suivie par une autre formulation mono-objectif où l'influence des coefficients de pondération de chaque critère sur le processus d'optimisation a été examinée.

Dans un deuxième temps, l'architecture optimale du robot parallèle à câbles spatial est recherchée. Cette optimisation vise la sélection de la structure la plus compacte du robot tout en garantissant la consommation minimale et la sécurité du patient. Une première solution a conduit à une structure imposante du robot, difficile à manipuler pour le thérapeute et pour le patient. Cette taille est justifiée par le large espace de travail rotationnel demandé et par l'ensemble de contraintes strictes imposées. Pour résoudre ce problème, nous avons proposé de rendre le robot reconfigurable. Cette solution consiste à changer les positions des moteurs, fixés sur des axes linéaires actionnés, chaque fois qu'une configuration demandée de l'organe terminal est inaccessible. Bien que cette solution ait permis de réduire considérablement la taille du robot de 70%, la structure obtenue reste inadéquate pour l'application visée. La solution d'un robot hybride est ensuite proposée. L'organe terminal de ce dernier est formé par une orthèse, à laquelle sera attachée la main du patient. Elle est actionnée par trois moteurs permettant de commander les trois orientations et elle est reliée à la structure fixe par quatre câbles contrôlant ses positions. Cette solution a permis de réduire la taille du robot de 96% et elle a été adoptée pour fabriquer le prototype final.

La dernière étape de ce travail est le contrôle et la validation expérimentale des deux prototypes. Le problème de l'imprécision des robots parallèles à câbles est

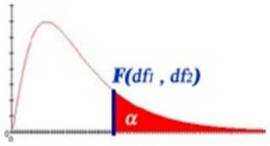
traité dans cette partie. Afin de remédier à ce problème, un nouveau schéma de contrôle, développé sous ROS, a été proposé. Il consiste à intégrer un capteur visuel extéroceptif dans la chaîne de retour. Ce capteur enregistre et envoie en temps réel les positions de l'organe terminal. Afin d'améliorer la précision du robot, ces positions envoyées par le capteur et celles désirées sont comparées et un asservissement en position est appliqué permettant de réduire l'écart entre la consigne et le comportement réel du robot. Cette méthode de contrôle a été validée avec les deux prototypes conçus et les résultats ont prouvé son potentiel d'amélioration de la précision des deux robots, avec une efficacité accrue pour le robot entièrement contraint.

En conclusion, avec les deux robots, la tâche du thérapeute consistera d'abord à choisir l'exercice à réaliser, puis à assister le patient manuellement pendant un premier cycle tout en enregistrant les positions et orientations de la main du patient avec le système de capture de mouvement. Si la trajectoire capturée se situe à l'intérieur l'espace de travail prescrit du robot, elle sera injectée directement et reproduite avec le robot en fonction du besoin.

Diverses pistes peuvent être exploitées afin d'enrichir ce travail de thèse. Par exemple l'insertion d'au moins trois autres câbles au robot spatial pour contraindre totalement son organe terminal. Cela entraînerait l'élimination des oscillations indésirables de l'orthèse et donc un fonctionnement plus précis du robot. De plus, l'ajout de ces câbles nécessiterait une reformulation du problème d'optimisation qui pourrait conduire à une structure plus compacte du robot. Un autre point concerne l'interaction homme-machine. Les efforts appliqués par le patient durant l'exécution de l'exercice dans des phases avancées du traitement peuvent être considérés. Ceci peut être établi soit par une commande en couple des actionneurs du robot soit par l'insertion d'un capteur d'effort au niveau de l'orthèse. Dans ce cas, d'autres modes de rééducation peuvent être programmés tels que les modes actif, actif-aidé, actif-contraint ou résistif et donc élargir le nombre de patients ciblés.

Annexes

Annexe 1 : Test Anova



F Table for α = 0.05

/	df_1=1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	12	15	20	24	30	40	60	120	∞
df_2=2	18.51	19.00	19.16	19.25	19.30	19.33	19.35	19.37	19.38	19.40	19.41	19.43	19.45	19.45	19.46	19.47	19.48	19.49	19.50
3	10.13	9.55	9.28	9.12	9.01	8.94	8.89	8.85	8.81	8.79	8.74	8.70	8.66	8.64	8.62	8.59	8.57	8.55	8.53
4	7.71	6.94	6.59	6.39	6.26	6.16	6.09	6.04	6.00	5.96	5.91	5.86	5.80	5.77	5.75	5.72	5.69	5.66	5.63
5	6.61	5.79	5.41	5.19	5.05	4.95	4.88	4.82	4.77	4.74	4.68	4.62	4.56	4.53	4.50	4.46	4.43	4.40	4.37
6	5.99	5.14	4.76	4.53	4.39	4.28	4.21	4.15	4.10	4.06	4.00	3.94	3.87	3.84	3.81	3.77	3.74	3.70	3.67
7	5.59	4.74	4.35	4.12	3.97	3.87	3.79	3.73	3.68	3.64	3.57	3.51	3.44	3.41	3.38	3.34	3.30	3.27	3.23
8	5.32	4.46	4.07	3.84	3.69	3.58	3.50	3.44	3.39	3.35	3.28	3.22	3.15	3.12	3.08	3.04	3.01	2.97	2.93
9	5.12	4.26	3.86	3.63	3.48	3.37	3.29	3.23	3.18	3.14	3.07	3.01	2.94	2.90	2.86	2.83	2.79	2.75	2.71
10	4.96	4.10	3.71	3.48	3.33	3.22	3.14	3.07	3.02	2.98	2.91	2.85	2.77	2.74	2.70	2.66	2.62	2.58	2.54
11	4.84	3.98	3.59	3.36	3.20	3.09	3.01	2.95	2.90	2.85	2.79	2.72	2.65	2.61	2.57	2.53	2.49	2.45	2.40
12	4.75	3.89	3.49	3.26	3.11	3.00	2.91	2.85	2.80	2.75	2.69	2.62	2.54	2.51	2.47	2.43	2.38	2.34	2.30
13	4.67	3.81	3.41	3.18	3.03	2.92	2.83	2.77	2.71	2.67	2.60	2.53	2.46	2.42	2.38	2.34	2.30	2.25	2.21
14	4.60	3.74	3.34	3.11	2.96	2.85	2.76	2.70	2.65	2.60	2.53	2.46	2.39	2.35	2.31	2.27	2.22	2.18	2.13
15	4.54	3.68	3.29	3.06	2.90	2.79	2.71	2.64	2.59	2.54	2.48	2.40	2.33	2.29	2.25	2.20	2.16	2.11	2.07
16	4.49	3.63	3.24	3.01	2.85	2.74	2.66	2.59	2.54	2.49	2.42	2.35	2.28	2.24	2.19	2.15	2.11	2.06	2.01
17	4.45	3.59	3.20	2.96	2.81	2.70	2.61	2.55	2.49	2.45	2.38	2.31	2.23	2.19	2.15	2.10	2.06	2.01	1.96
18	4.41	3.55	3.16	2.93	2.77	2.66	2.58	2.51	2.46	2.41	2.34	2.27	2.19	2.15	2.11	2.06	2.02	1.97	1.92
19	4.38	3.52	3.13	2.90	2.74	2.63	2.54	2.48	2.42	2.38	2.31	2.23	2.16	2.11	2.07	2.03	1.98	1.93	1.88
20	4.35	3.49	3.10	2.87	2.71	2.60	2.51	2.45	2.39	2.35	2.28	2.20	2.12	2.08	2.04	1.99	1.95	1.90	1.84
21	4.32	3.47	3.07	2.84	2.68	2.57	2.49	2.42	2.37	2.32	2.25	2.18	2.10	2.05	2.01	1.96	1.92	1.87	1.81
22	4.30	3.44	3.05	2.82	2.66	2.55	2.46	2.40	2.34	2.30	2.23	2.15	2.07	2.03	1.98	1.94	1.89	1.84	1.78
23	4.28	3.42	3.03	2.80	2.64	2.53	2.44	2.37	2.32	2.27	2.20	2.13	2.05	2.01	1.96	1.91	1.86	1.81	1.76
24	4.26	3.40	3.01	2.78	2.62	2.51	2.42	2.36	2.30	2.25	2.18	2.11	2.03	1.98	1.94	1.89	1.84	1.79	1.73
25	4.24	3.39	2.99	2.76	2.60	2.49	2.40	2.34	2.28	2.24	2.16	2.09	2.01	1.96	1.92	1.87	1.82	1.77	1.71
26	4.23	3.37	2.98	2.74	2.59	2.47	2.39	2.32	2.27	2.22	2.15	2.07	1.99	1.95	1.90	1.85	1.80	1.75	1.69
27	4.21	3.35	2.96	2.73	2.57	2.46	2.37	2.31	2.25	2.20	2.13	2.06	1.97	1.93	1.88	1.84	1.79	1.73	1.67
28	4.20	3.34	2.95	2.71	2.56	2.45	2.36	2.29	2.24	2.19	2.12	2.04	1.96	1.91	1.87	1.82	1.77	1.71	1.65
29	4.18	3.33	2.93	2.70	2.55	2.43	2.35	2.28	2.22	2.18	2.10	2.03	1.94	1.90	1.85	1.81	1.75	1.70	1.64
30	4.17	3.32	2.92	2.69	2.53	2.42	2.33	2.27	2.21	2.16	2.09	2.01	1.93	1.89	1.84	1.79	1.74	1.68	1.62
40	4.08	3.23	2.84	2.61	2.45	2.34	2.25	2.18	2.12	2.08	2.00	1.92	1.84	1.79	1.74	1.69	1.64	1.58	1.51
60	4.00	3.15	2.76	2.53	2.37	2.25	2.17	2.10	2.04	1.99	1.92	1.84	1.75	1.70	1.65	1.59	1.53	1.47	1.39
120	3.92	3.07	2.68	2.45	2.29	2.18	2.09	2.02	1.96	1.91	1.83	1.75	1.66	1.61	1.55	1.50	1.43	1.35	1.25
∞	3.84	3.00	2.60	2.37	2.21	2.10	2.01	1.94	1.88	1.83	1.75	1.67	1.57	1.52	1.46	1.39	1.32	1.22	1.00

FIGURE A1.1 – détermination de la valeur de F_{cr}

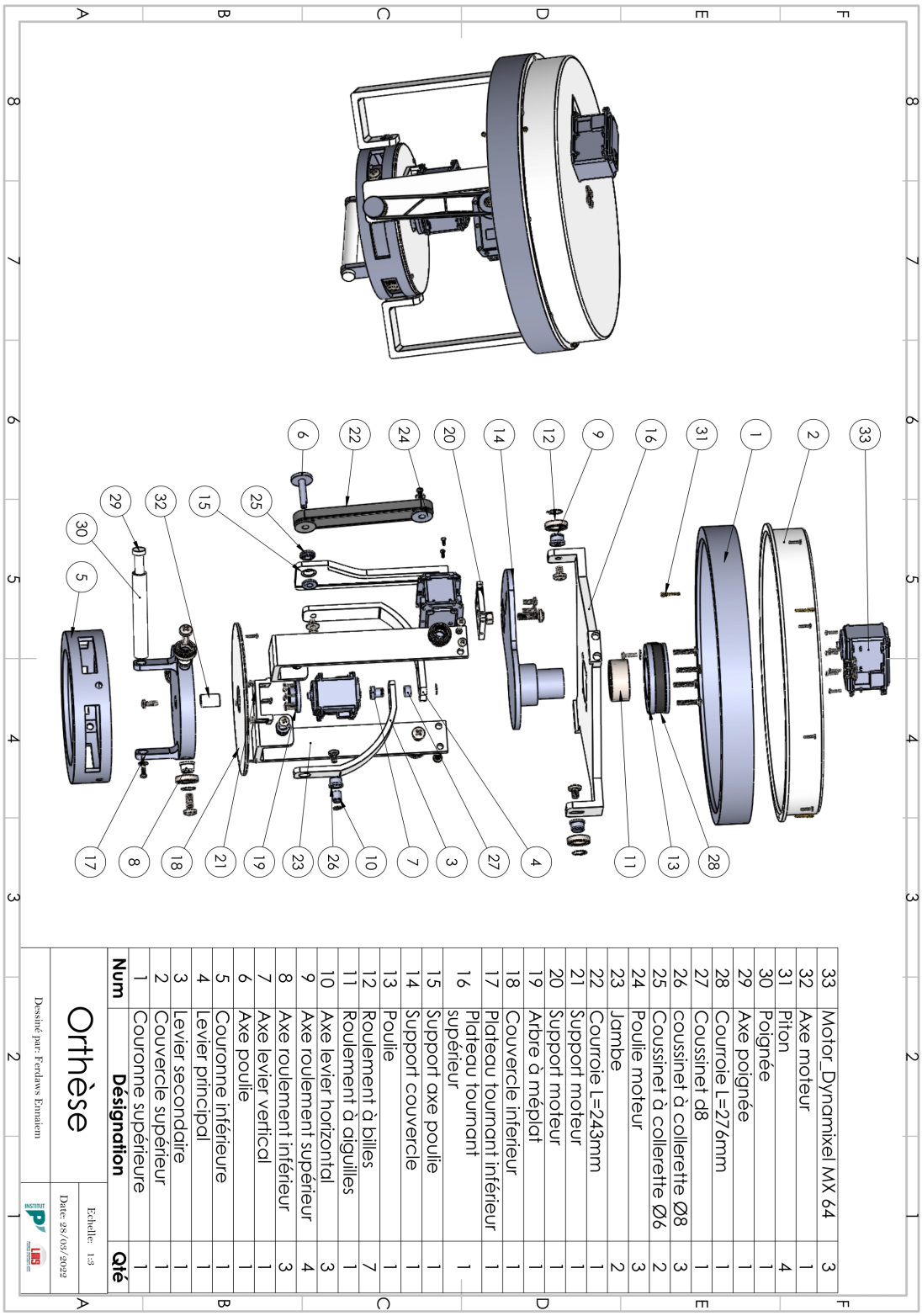
$\alpha = 0.05$	Main			Avant-bras			Bras		
$F_{cr} = 2.87$	$\Delta\varphi_1$	$\Delta\varphi_2$	$\Delta\varphi_3$	$\Delta\varphi_1$	$\Delta\varphi_2$	$\Delta\varphi_3$	$\Delta\varphi_1$	$\Delta\varphi_2$	$\Delta\varphi_3$
M1	62.47	202.11	15.11	75.54	239.9	91.41	**1.5**	17.46	94.66
M2	47.85	15.79	13.11	34.32	161.96	97.76	68.44	22.88	36.5
M3	44.17	69.58	43.55	42.05	268.81	164.6	20.42	15.95	11.58

TABLEAU A1.1 – Résultats de l'ANOVA test, F_{ratio} calculé pour les orientations des segments du membre supérieur.

$\alpha = 0.05$	Poignet			Coude			Epaule		
$F_{cr} = 2.87$	$\Delta\mathbf{X}$	$\Delta\mathbf{Y}$	$\Delta\mathbf{Z}$	$\Delta\mathbf{X}$	$\Delta\mathbf{Y}$	$\Delta\mathbf{Z}$	$\Delta\mathbf{X}$	$\Delta\mathbf{Y}$	$\Delta\mathbf{Z}$
M1	26.23	37.13	105.5	28.93	78.41	27.21	4.53	11.57	12.66
M2	124.41	70.78	71.2	40.53	61.7	12.05	74.95	28.57	17.4
M3	124.09	65.56	120.11	92.37	57.34	9.32	**2.68**	44.39	6.34

TABLEAU A1.2 – Résultats de l'ANOVA test, F_{ratio} calculé pour les positions des articulations du membre supérieur.

Annexe 2 : Cao de l'orthèse



Num	Désignation	Qté
33	Motor_Dynamixel MX 64	3
32	Axe moteur	1
31	Piton	4
30	Poignée	1
29	Axe poignée	1
28	Courroie L=276mm	1
27	Coussinet d8	1
26	coussinet à collerette Ø8	3
25	Coussinet à collerette Ø6	2
24	Poulie moteur	3
23	Jambe	2
22	Courroie L=243mm	1
21	Support moteur	1
20	Support moteur	1
19	Arbre à méplat	1
18	Couvercle inferieur	1
17	Plateau tournant inférieur	1
16	Plateau tournant supérieur	1
15	Support axe poulie	1
14	Support couvercle	1
13	Poulie	1
12	Roulement à billes	7
11	Roulement à aiguilles	1
10	Axe levier horizontal	3
9	Axe roulement supérieur	4
8	Axe roulement inférieur	3
7	Axe levier vertical	1
6	Axe poulie	1
5	Couronne inférieure	1
4	Levier principal	1
3	Levier secondaire	1
2	Couvercle supérieur	1
1	Couronne supérieure	1

Orthèse

Echelle: 1:3

Date: 28/03/2022

Dessiné par: Ferdaws Ennaiem

FIGURE A2.1 – Mise en plan de l'orthèse conçue.

Publications scientifiques

Articles de revue

- Ennaiem, F., Chaker, A., Arévalo, J. S. S., Laribi, M. A., Bennour, S., Mlika, A., Romdhane, L., Zeghloul, S. , " Sensitivity based selection of an optimal cable-driven parallel robot design for rehabilitation purposes" . *Robotics*, 10(1), 7, (2021).
- Ennaiem, F., Chaker, A., Laribi, M. A., Sandoval, J., Bennour, S., Mlika, A., Romdhane, L., Zeghloul, S. , "Task-Based Design Approach : Development of a Planar Cable-Driven Parallel Robot for Upper Limb Rehabilitation". *Applied Sciences*, 11(12), 5635, (2021).
- Ennaiem, F., Chaker, A., Sandoval, J., Bennour, S., Mlika, A., Romdhane, L., Zeghloul, S., Laribi, M. A. , "Cable-Driven Parallel Robot Workspace Identification and Optimal Design Based on the Upper Limb Functional Rehabilitation". *Journal of Bionic Engineering*, 1-13, (2022).
- Ennaiem, F., Chaker, A., Sandoval, J., Mlika, A., Romdhane, L., Bennour, S., Zeghloul, S., Laribi, M. A. "A hybrid cable-driven parallel robot as a solution to the limited rotational workspace issue". *Robotica*, 1-19, (2022).

Chapitres de livres

- Ennaiem, F., Laribi, M. A., Chaker, A., Arévalo, J. S. S., Bennour, S., Mlika, A., Romdhane, L., Zeghloul, S. "Focus on Rehabilitation Exercises in View of Cable-Driven Parallel Robot Design". In *International Conference on Advanced Materials Mechanics and Manufacturing* (COTUME 2020), pp. 11-18. Springer, Cham.

- Ennaiem, F., Chaker, A., Arévalo, J. S. S., Laribi, M. A., Bennour, S., Mlika, A., Romdhane, L., Zeghloul, S. “Optimal design of a rehabilitation four cable-driven parallel robot for daily living activities”. In *International Conference on Robotics in Alpe-Adria Danube Region* (RAAD 2020), pp. 3-12. Springer, Cham.
- Ennaiem, F., Chaker, A., Laribi, M. A., Sandoval, J., Bennour, S., Mlika, A., Romdhane, L., Zeghloul, S. “Daily life activities analysis for rehabilitation purposes” . In *International Workshop on Medical and Service Robots* (MESROB 2020), pp. 290-297. Springer, Cham.
- Ennaiem, F., Chaker, A., Laribi, M. A., Sandoval, J., Bennour, S., Mlika, A., Romdhane, L., Zeghloul, S. “A Reconfigurable 6-DoF Cable-Driven Parallel Robot with an Extended Rotational Workspace”. In *IFToMM Symposium on Mechanism Design for Robotics* (MEDER 2021), pp. 322-331. Springer, Cham.
- Ennaiem, F., Golli, H. E., Chaker, A., Laribi, M. A., Sandoval, J., Bennour, S., Mlika, A., Romdhane, L., Zeghloul, S. “Design Optimization and Dynamic Control of a 3-dOF Planar Cable-Driven Parallel Robot for Upper Limb Rehabilitation”. In *International Workshop on Medical and Service Robots* (MESROB 2021), pp. 27-37. Springer, Cham.
- Ennaiem, F., Chaker, A., Sandoval, J., Bennour, S., Mlika, A., Romdhane, L., Zeghloul, S., Laribi, M. A. “Cable-Driven Parallel Robot Accuracy Improving Using Visual Servoing”. In *International Conference on Robotics in Alpe-Adria Danube Region* (RAAD 2022), pp. 97-105. Springer, Cham.

Bibliographie

[1] C. Bütefisch, H. Hummelsheim, P. Denzler, and K.-H. Mauritz, “Repetitive training of isolated movements improves the outcome of motor rehabilitation of the centrally paretic hand,” *Journal of the Neurological Sciences*, vol. 130, pp. 59–68, May 1995.

[2] A. Cieza, K. Causey, K. Kamenov, S. W. Hanson, S. Chatterji, and T. Vos, “Global estimates of the need for rehabilitation based on the Global Burden of Disease study 2019 : a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2019,” *The Lancet*, vol. 396, pp. 2006–2017, Dec. 2020.

[3] P. Maciejasz, J. Eschweiler, K. Gerlach-Hahn, A. Jansen-Troy, and S. Leonhardt, “A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation,” *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 11, p. 3, Dec. 2014.

[4] G. B. Prange, M. J. A. Jannink, C. G. M. Groothuis-Oudshoorn, H. J. Hermens, and M. J. IJzerman, “Systematic review of the effect of robot-aided therapy on recovery of the hemiparetic arm after stroke,” *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 43, p. 171, 2006.

[5] https ://www.who.int/fr/news-room/fact sheets/detail/rehabilitation, “(consulté le 9 février 2022).”

[6] M. F. Levin, “Interjoint coordination during pointing movements is disrupted in spastic hemiparesis,” *Brain : A Journal of Neurology*, vol. 119 (Pt 1), pp. 281–293, Feb. 1996.

[7] M. F. Levin, R. W. Selles, M. H. Verheul, and O. G. Meijer, “Deficits in the coordination of agonist and antagonist muscles in stroke patients : implications for normal motor control,” *Brain Research*, vol. 853, pp. 352–369, Jan. 2000.

[8] V. Dietz and T. Sinkjaer, “Spasticity,” *Handbook of Clinical Neurology*, vol. 109, pp. 197–211, 2012.

[9] K. M. Zackowski, A. W. Dromerick, S. A. Sahrmann, W. T. Thach, and A. J. Bastian, “How do strength, sensation, spasticity and joint individuation relate to the reaching deficits of people with chronic hemiparesis ?,” *Brain : A Journal of Neurology*, vol. 127, pp. 1035–1046, May 2004.

[10] G. L. C. J. Le Guiet, “Pendant combien de temps doit-on pratiquer la rééducation du membre supérieur chez l’hémiplégique ? - ScienceDirect,” Feb. 2022.

[11] G. Bard and G. G. Hirschberg, “Recovery of voluntary motion in upper extremity following hemiplegia,” *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 46, pp. 567–572, Aug. 1965.

[12] E. Moskowitz, F. E. Lightbody, and N. S. Freitag, “Long-term follow-up of the poststroke patient,” *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 53, pp. 167–172, Apr. 1972.

[13] D. Y. L. Chan, C. C. H. Chan, and D. K. S. Au, “Motor relearning programme for stroke patients : a randomized controlled trial,” *Clinical Rehabilitation*, vol. 20, pp. 191–200, Mar. 2006.

[14] https ://www.elsevier.com/books/adult-hemiplegia-evaluation-and-treatment/bobath/978 0-7506-0168-9, “(consulté le 10 février 2022).”

[15] M. Villa-Alcázar, et al., “Coping With Incongruence : Mirror Therapy to Manage the Phantom Limb Phenomenon in Pediatric Amputee Patients,” Feb. 2022.

[16] Huang, “A novel functional electrical stimulation-control system for restoring motor function of post-stroke hemiplegic patients,” Feb. 2022.

[17] M. Nasb, Z. Li, A. S A Youssef, L. Dayoub, and H. Chen, “Comparison of the effects of modified constraint-induced movement therapy and intensive conventional therapy with a botulinum-a toxin injection on upper limb motor function recovery in patients with stroke,” *The Libyan Journal of Medicine*, vol. 14, p. 1609304, Dec. 2019.

[18] https ://fr.scribd.com/document/306746833/11irp01-argu-avc-methodes-de-reeducation pdf, “(consulté le 11 février 2022).”

[19] https ://slideplayer.com/slide/11936634/, “(consulté le 11 mars 2022).”

[20] K. Levit, “Optimizing Motor Behavior Using the Bobath Approach,” p. 25.

[21] M. Paula, R. Barbosa, A. Marcolino, V. Elui, B. Rosén, and M. Fonseca, “Early sensory re-education of the hand after peripheral nerve repair based on mirror therapy : A randomized controlled trial,” *Brazilian Journal of Physical Therapy*, vol. 20, Jan. 2016.

[22] https ://fr.scribd.com/document/306746833/11irp01-argu-avc-methodes-de-reeducation pdf, “(consulté le 11 février 2022),”

[23] V. Crocher, “Commande d’un exosquelette du membre supérieur à des ns de rééducation neuromotrice,” p. 143.

[24] L. M. Weber and J. Stein, “The use of robots in stroke rehabilitation : A narrative review,” *NeuroRehabilitation*, vol. 43, pp. 99–110, July 2018.

[25] M. Babaiasl, S. H. Mahdioun, P. Jaryani, and M. Yazdani, “A review of technological and clinical aspects of robot-aided rehabilitation of upper-extremity after stroke,” *Disability and Rehabilitation : Assistive Technology*, pp. 1–18, Jan. 2015.

[26] P. S. Lum, C. G. Burgar, M. V. d. Loos, P. C. Shor, M. Majmundar, and R. Yap, “MIME robotic device for upper-limb neurorehabilitation in subacute stroke subjects : A follow-up study,” *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 43, p. 631, 2006.

[27] C. Burgar, P. Lum, P. Shor, and H. Loos, “Development of robots for rehabilitation therapy : The Palo Alto VA/Stanford experience,” *Journal of rehabilitation research and development*, vol. 37, pp. 663–73, Nov. 1999.

[28] H. I. Krebs, B. T. Volpe, D. Williams, J. Celestino, S. K. Charles, D. Lynch, and N. Hogan, “Robot-Aided Neurorehabilitation : A Robot for Wrist Rehabi-

litation," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 15, pp. 327–335, Sept. 2007.

[29] https ://www.fitness-gaming.com/news/health-and-rehab/inmotion-arm-wrist-and-hand-robots-redefine neurorehabilitation.html, "(consulté le 14 mars 2022)."

[30] L. Lunenburger, G. Colombo, R. Riener, and V. Dietz, "Biofeedback in gait training with the robotic orthosis Lokomat," in *The 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 2, pp. 4888–4891, Sept. 2004.

[31] A. Schück, R. Labruyère, H. Vallery, R. Riener, and A. Duschau-Wicke, "Feasibility and effects of patient-cooperative robot-aided gait training applied in a 4-week pilot trial," *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 9, p. 31, May 2012.

[32] Q. Liu, A. Liu, W. Meng, Q. Ai, and S. Q. Xie, "Hierarchical Compliance Control of a Soft Ankle Rehabilitation Robot Actuated by Pneumatic Muscles," *Frontiers in Neurorobotics*, vol. 11, p. 64, Dec. 2017.

[33] T. Nef and R. Riener, "ARMin - Design of a Novel Arm Rehabilitation Robot," in *9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005.*, (Chicago, IL, USA), pp. 57–60, IEEE, 2005.

[34] L. Marchal-Crespo, N. Rappo, and R. Riener, "The effectiveness of robotic training depends on motor task characteristics," *Experimental Brain Research*, vol. 235, pp. 1–18, Dec. 2017.

[35] P. S. Lum, C. G. Burgar, P. C. Shor, M. Majmundar, and M. Van der Loos, "Robot-assisted movement training compared with conventional therapy techniques for the rehabilitation of upper-limb motor function after stroke," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 83, pp. 952–959, July 2002.

[36] B. T. Volpe, H. I. Krebs, N. Hogan, L. Edelstein OTR, C. Diels, and M. Aisen, “A novel approach to stroke rehabilitation : robot-aided sensorimotor stimulation,” *Neurology*, vol. 54, pp. 1938–1944, May 2000.

[37] U. Dundar, H. Toktas, O. Solak, A. M. Ulasli, and S. Eroglu, “A comparative study of conventional physiotherapy versus robotic training combined with physiotherapy in patients with stroke,” *Topics in Stroke Rehabilitation*, vol. 21, pp. 453–461, Dec. 2014.

[38] H. Xiong and X. Diao, “A review of cable-driven rehabilitation devices,” *Disability and Rehabilitation : Assistive Technology*, vol. 15, pp. 885–897, Nov. 2020.

[39] S. Briot and I. A. Bonev, “ARE PARALLEL ROBOTS MORE ACCURATE THAN SERIAL ROBOTS ?,” *Transactions of the Canadian Society for Mechanical Engineering*, vol. 31, pp. 445–455, Dec. 2007.

[40] X. Tang, “An Overview of the Development for Cable-Driven Parallel Manipulator,” *Advances in Mechanical Engineering*, vol. 6, p. 823028, Jan. 2014.

[41] “A Platform with Six Degrees of Freedom - D. Stewart, 1965,” Feb. 2022.

[42] A. Pott, H. Mütherich, W. Kraus, V. Schmidt, P. Miermeister, and A. Verl, “IPAnema : A family of Cable-Driven Parallel Robots for Industrial Applications,” in *Cable-Driven Parallel Robots* (T. Bruckmann and A. Pott, eds.), Mechanisms and Machine Science, pp. 119–134, Berlin, Heidelberg : Springer, 2013.

[43] https ://profootballtalk.nbcsports.com/2017/11/14/nbc-plans-skycam-heavy-broadcast-but-will-still-show-some-plays-from-traditional angle/, “(consulté le 11 mars 2022).”

[44] M. Tazi, F. Hennebelle, and J. Fontaine, *Modèle théorique pour estimer les incertitudes de positionnement de l’effecteur d’un robot parallèle à câble plan*. June 2018.

[45] M. D. Smith, “NBC plans SkyCam-heavy broadcast but will still show some plays from traditional angle,” Nov. 2017.

[46] S. Qian, B. Zi, W.-W. Shang, and Q.-S. Xu, “A Review on Cable-driven Parallel Robots,” *Chinese Journal of Mechanical Engineering*, vol. 31, p. 66, Dec. 2018.

[47] Y. Deng, L. Bai, Z. Long, J. Guan, X. Chen, J. Hou, and W. Duan, “Research on Cable-driven Robots,” in *Proceedings of the 2018 International Conference on Advanced Control, Automation and Artificial Intelligence (ACAAI 2018)*, (Beijing, China), Atlantis Press, 2018.

[48] Y. Mao and S. K. Agrawal, “Design of a Cable-Driven Arm Exoskeleton (CAREX) for Neural Rehabilitation,” *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 28, pp. 922–931, Aug. 2012.

[49] X. Cui, W. Chen, X. Jin, and S. K. Agrawal, “Design of a 7-DOF Cable-Driven Arm Exoskeleton (CAREX-7) and a Controller for Dexterous Motion Training or Assistance,” *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 22, pp. 161–172, Feb. 2017.

[50] Y. Mao, X. Jin, G. Gera Dutta, J. P. Scholz, and S. K. Agrawal, “Human Movement Training With a Cable Driven ARm EXoskeleton (CAREX),” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 23, pp. 84–92, Jan. 2015.

[51] J. Kang, K. Ghonasgi, C. J. Walsh, and S. K. Agrawal, “Simulating Hemiparetic Gait in Healthy Subjects Using TPAD With a Closed-Loop Controller,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 27, pp. 974–983, May 2019.

[52] D. Mayhew, B. Bachrach, W. Rymer, and R. Beer, “Development of the MACARM - a Novel Cable Robot for Upper Limb Neurorehabilitation,” in *9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005.*, (Chicago, IL, USA), pp. 299–302, IEEE, 2005.

[53] M. Wu, T. G. Hornby, J. M. Landry, H. Roth, and B. D. Schmit, “A cable-driven locomotor training system for restoration of gait in human SCI,” *Gait & Posture*, vol. 33, pp. 256–260, Feb. 2011.

[54] L. Gagliardini, S. Caro, M. Gouttefarde, P. Wenger, and A. Girin, “Optimal design of cable-driven parallel robots for large industrial structures,” in *2014 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, (Hong Kong, China), pp. 5744–5749, IEEE, May 2014.

[55] H. Hussein, J. C. Santos, and M. Gouttefarde, “Geometric Optimization of a Large Scale CDPR Operating on a Building Facade,” in *2018 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pp. 5117–5124, Oct. 2018.

[56] A. Fattah and S. K. Agrawal, “On the Design of Cable-Suspended Planar Parallel Robots,” *Journal of Mechanical Design*, vol. 127, pp. 1021–1028, Oct. 2004.

[57] Y. Li and Q. Xu, “GA-Based Multi-Objective Optimal Design of a Planar 3-DOF Cable-Driven Parallel Manipulator,” in *2006 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, pp. 1360–1365, Dec. 2006.

[58] A. Fortin-Côté, P. Cardou, and A. Campeau-Lecours, “Improving cable driven parallel robot accuracy through angular position sensors,” in *2016 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, (Daejeon, South Korea), pp. 4350–4355, IEEE Press, Oct. 2016.

[59] E. Picard, S. Caro, F. Claveau, and F. Plestan, “Pulleys and Force Sensors Influence on Payload Estimation of Cable-Driven Parallel Robots,” in *2018 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS 2018)*, (Madrid, Spain), Oct. 2018.

[60] M. H. Korayem, H. Tourajizadeh, M. Taherifar, S. Khayatzadeh, M. Maddah, A. Imanian, and A. Tajik, “A novel method for recording the position and orientation of the end effector of a spatial cable-suspended robot and using for closed-loop control,” *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, vol. 72, pp. 739–755, May 2014.

[61] Y. Chen, G. Li, Y. Zhu, J. Zhao, and H. Cai, “Design of a 6-DOF upper limb rehabilitation exoskeleton with parallel actuated joints,” *Bio-Medical Materials and Engineering*, vol. 24, pp. 2527–2535, 2014.

[62] https ://www.sci-sport.com/theorie/chapitre-2-description-anatomique-du mouvement.php, “(consulté le 11 février 2022),” Feb. 2022.

[63] E. van der Kruk and M. M. Reijne, “Accuracy of human motion capture systems for sport applications ; state-of-the-art review,” *European Journal of Sport Science*, vol. 18, pp. 806–819, July 2018.

[64] B. Langhammer and J. K. Stanghelle, “Bobath or motor relearning programme ? A comparison of two different approaches of physiotherapy in stroke rehabilitation : a randomized controlled study,” *Clinical Rehabilitation*, vol. 14, pp. 361–369, Aug. 2000.

[65] S. B. Khan, M. H. Rahman, M. O. Haque, and E. Rahman, “Effectiveness of Task Oriented Physiotherapy Along with Conventional Physiotherapy for Patients with Stroke,” *International Journal of Neurologic Physical Therapy*, vol. 5, p. 37, Sept. 2019.

[66] https ://www.santepubliquefrance.fr/determinants-de-sante/nutrition-et-activite-physique/enns-etude-nationale-nutrition-sante/anthropometrie-adultes-tableaux-de-distribution enns, “(consulté le 5 avril 2022).”

[67] T. K. Kim, “Understanding one-way ANOVA using conceptual figures,” *Korean Journal of Anesthesiology*, vol. 70, pp. 22–26, Feb. 2017.

[68] S. Kawamura and K. Ito, “A new type of master robot for teleoperation using a radial wire drive system,” in *Proceedings of 1993 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS ’93)*, vol. 1, pp. 55–60 vol.1, July 1993.

[69] Y. Li and Q. Xu, “GA-based multi-objective optimal design of a planar 3-DOF cable-driven parallel manipulator : 2006 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, ROBIO 2006,” *2006 IEEE International Confe-*

rence on Robotics and Biomimetics, ROBIO 2006, pp. 1360–1365, Dec. 2006.

[70] R. L. Williams, P. Gallina, and J. Vadia, "Planar Translational Cable-Direct-Driven Robots," *Journal of Robotic Systems*, vol. 20, pp. 107–120, Mar. 2003.

[71] S. Abdolshah, D. Zanotto, G. Rosati, and S. K. Agrawal, "Optimizing Stiffness and Dexterity of Planar Adaptive Cable-Driven Parallel Robots," *Journal of Mechanisms and Robotics*, vol. 9, p. 031004, June 2017.

[72] J. Lee, K. Eom, and I. Suh, "Design of a new 6-DOF parallel haptic device," in *Proceedings 2001 ICRA. IEEE International Conference on Robotics and Automation (Cat. No.01CH37164)*, vol. 1, pp. 886–891 vol.1, May 2001.

[73] O. Ma and J. Angeles, "Optimum design of manipulators under dynamic isotropy conditions," in *[1993] Proceedings IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 470–475 vol.1, May 1993.

[74] S. Khan, K. Andersson, and J. Wikander, "Jacobian Matrix Normalization - A Comparison of Different Approaches in the Context of Multi-Objective Optimization of 6-DOF Haptic Devices," *Journal of Intelligent & Robotic Systems*, vol. 79, pp. 87–100, July 2015.

[75] C. E. Papadopoulos and H. Yeung, "Uncertainty estimation and Monte Carlo simulation method," *Flow Measurement and Instrumentation*, vol. 12, pp. 291–298, Aug. 2001.

[76] C. A. Nelson, M. A. Laribi, and S. Zeghloul, "Multi-robot system optimization based on redundant serial spherical mechanism for robotic minimally invasive surgery," *Robotica*, vol. 37, pp. 1202–1213, July 2019.

[77] N. Gunantara, "A review of multi-objective optimization : Methods and its applications," *Cogent Engineering*, vol. 5, p. 1502242, Jan. 2018.

[78] J. Jia, G. W. Fischer, and J. Dyer, "Attribute weighting methods and decision quality in the presence of response error : A simulation study," 1998.

[79] Uniwersytet w Białymstoku and E. Roszkowska, “Rank Ordering Criteria Weighting Methods – a Comparative Overview,” *Optimum. Studia Ekonomiczne*, pp. 14–33, 2013.

[80] R. M. Dawes and B. Corrigan, “Linear Models in Decision Making,” *Psychological Bulletin*, vol. 81, pp. 95–106, 1974.

[81] H. J. Einhorn and W. McCoach, “A simple multiattribute utility procedure for evaluation,” *Behavioral Science*, vol. 22, pp. 270–282, 1977.

[82] M. G. Sahab, V. Toropov, and A. Gandomi, “A Review on Traditional and Modern Structural Optimization,” 2013.

[83] S. M. Shorman and S. A. Pitchay, “Significance of parameters in genetic algorithm , the strengths, its limitations and challenges in image recovery,” vol. 10, p. 9, 2015.

[84] M. M. Hassan, F. Karray, M. S. Kamel, and A. Ahmadi, “An integral approach for Geno-Simulated Annealing,” in *2010 10th International Conference on Hybrid Intelligent Systems*, (Atlanta, GA, USA), pp. 165–170, IEEE, Aug. 2010.

[85] Z.-J. Lee, S.-F. Su, C.-C. Chuang, and K.-H. Liu, “Genetic algorithm with ant colony optimization (GA-ACO) for multiple sequence alignment,” *Applied Soft Computing*, vol. 8, pp. 55–78, Jan. 2008.

[86] R. Eberhart and J. Kennedy, “A new optimizer using particle swarm theory,” in *MHS’95. Proceedings of the Sixth International Symposium on Micro Machine and Human Science*, pp. 39–43, Oct. 1995.

[87] Q. Bai, “Analysis of Particle Swarm Optimization Algorithm,” *Computer and Information Science*, vol. 3, p. p180, Jan. 2010.

[88] K. Y. Lee and J.-B. Park, “Application of Particle Swarm Optimization to Economic Dispatch Problem : Advantages and Disadvantages,” *2006 IEEE PES Power Systems Conference and Exposition*, 2006.

[89] A. Pott and P. Miermeister, “Workspace and Interference Analysis of Cable-Driven Parallel Robots with an Unlimited Rotation Axis,” pp. 341–350, Jan. 2018.

[90] G. Carbone, B. Gherman, I. Ulinici, C. Vaida, and D. Pisla, *Design Issues for an Inherently Safe Robotic Rehabilitation Device*. June 2018.

[91] I. Ben Hamida, m. a. Laribi, A. Mlika, L. Romdhane, S. Zeghloul, and G. Carbone, “Multi-Objective Optimal Design of a Cable Driven Parallel Robot for Rehabilitation Tasks,” *Mechanism and Machine Theory*, vol. online, p. 104141, Feb. 2021.

[92] J. NASA., “ANTHROPOMETRY AND BIOMECHANICS,” Mar. 2022.

[93] D. Q. Nguyen and M. Gouttefarde, “On the Improvement of Cable Collision Detection Algorithms,” p. 13.

[94] L. Blanchet and J.-P. Merlet, *Interference Detection for Cable-Driven Parallel Robots (CDPRs)*. July 2014. Journal Abbreviation : IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics, AIM Publication Title : IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics, AIM.

[95] T. Reichenbach, P. Tempel, A. Verl, and A. Pott, “Static Analysis of a Two-Platform Planar Cable-Driven Parallel Robot with Unlimited Rotation,” pp. 121–133, June 2019.

[96] L. Gagliardini, M. Gouttefarde, and S. Caro, “Design of Reconfigurable Cable-Driven Parallel Robots,” in *Mechatronics for Cultural Heritage and Civil Engineering* (E. Ottaviano, A. Pelliccio, and V. Gattulli, eds.), vol. 92, pp. 85–113, Jan. 2018.

[97] S. K. I. Metodij, “Comparison of the characteristics between serial and parallel robots,” p. 18.

[98] S. Lessanibahri, *Cable-Driven Parallel Robots with Large Translation and Orientation Workspaces*. These de doctorat, Ecole centrale de Nantes, May 2020.

[99] S. Lessanibahri, P. Cardou, and S. Caro, “Kinetostatic Analysis of a Simple Cable-Driven Parallel Crane,” in *ASME 2018 International Design Engineering Technical Conferences & Computers and Information in Engineering Conference IDETC/CIE 2018*, (Quebec city, Canada), Aug. 2018.

[100] S. Lessanibahri, P. Cardou, and S. Caro, “A Cable-Driven Parallel Robot with an Embedded Tilt-Roll Wrist,” *Journal of Mechanisms and Robotics*, vol. 12, Feb. 2020.

[101] M. Métillon, P. Cardou, K. Subrin, C. Charron, and S. Caro, “A Cable-Driven Parallel Robot With Full-Circle End-Effector Rotations,” *Journal of Mechanisms and Robotics*, vol. 13, Jan. 2020.

[102] B. Wang and S. Caro, “Exit Point, Initial Length and Pose Self-calibration Method for Cable-Driven Parallel Robots,” in *Mechanism Design for Robotics : MEDER 2021* (S. Zeghloul, M. A. Laribi, and M. Arsicault, eds.), pp. 90–101, Springer, May 2021.

[103] J. Cavalcanti Santos and M. Gouttefarde, “A Real-Time Capable Forward Kinematics Algorithm for Cable-Driven Parallel Robots Considering Pulley Kinematics,” in *ARK 2020 - 17th International Symposium on Advances in Robot Kinematics*, vol. 15 of *Springer Proceedings in Advanced Robotics (SPAR)*, (Ljubljana, Slovenia), pp. 199–208, June 2020.

[104] https ://emanual.robotis.com/docs/en/dxl/mx/mx 106-2/, “(consulté le 31 juillet 2022).”

[105] https ://emanual.robotis.com/docs/en/dxl/mx/mx 64-2/, “(consulté le 31 juillet 2022).”

[106] https ://optitrack.com/software/motive/, “(consulté le 20 juillet 2022).”