

Conception et implémentation en temps réel d'une commande
non linéaire d'un robot exosquelette à câbles pour la
réadaptation des membres inférieurs

par

Chahira ARRAMI

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

MONTRÉAL, LE 16 DÉCEMBRE 2024

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC



Chahira Arrami, 2024



Cette licence Creative Commons signifie qu'il est permis de diffuser, d'imprimer ou de sauvegarder sur un autre support une partie ou la totalité de cette oeuvre à condition de mentionner l'auteur, que ces utilisations soient faites à des fins non commerciales et que le contenu de l'oeuvre n'ait pas été modifié.

PRÉSENTATION DU JURY

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE:

M. Maarouf Saad, directeur de mémoire
Département de génie électrique à l'École de technologie supérieure

M. Yassine Kali, codirecteur
École de génie, Université du Québec en Abitibi-Témiscamingue

M. Jean-Pierre Kenné , président du jury
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Abdelhak Badi, membre du jury
Département de génie électrique, Collège Ahunstic

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

LE “02 DÉCEMBRE 2024”

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Je tiens tout d'abord à remercier mon directeur de recherche, le Professeur Maarouf Saad, pour ses aides, ses encouragements et ses précieux conseils qu'il n'a cessé de me prodiguer tout au long de l'accomplissement de mon travail.

Je tiens à remercier mon co-directeur, le Professeur Yassine Kali pour ses conseils avisés et pour ses remarques pertinentes qui ont été essentielles au bon déroulement de ce travail. J'ai pu bénéficier de sa grande expérience en commande ainsi que de son enthousiasme pour la recherche.

Je remercie Monsieur Jean-Pierre Kenné, pour l'honneur qu'il me fait en acceptant de présider ce jury.

Je tiens à exprimer mes plus vifs remerciements à Monsieur Abdelhak Badi , qui a eu la gentillesse d'accepter d'être membre du jury.

Enfin, je tiens à exprimer ma gratitude à tous mes collègues du GRÉPCI, en particulier David Bedolla et Mahmoud Abadlah pour leur aide précieuse. Je tiens à remercier Saif Sinan pour ses soutiens indéfectibles et sa contribution à la réalisation de ce projet. Et, je tiens également à remercier toute ma famille.

Conception et implémentation en temps réel d'une commande non linéaire d'un robot exosquelette à câbles pour la réadaptation des membres inférieurs

Chahira ARRAMI

RÉSUMÉ

L'intégration des systèmes robotiques dans la médecine physique offre des avantages significatifs par rapport aux méthodes traditionnelles, tels qu'une meilleure répétabilité des mouvements, une assistance précise et des mesures de performance quantifiables. Dans cette perspective, un exosquelette innovant pour la rééducation des membres inférieurs, nommé KINECAB, a été développé. Contrairement aux dispositifs rigides traditionnels, KINECAB utilise une structure légère entraînée par des câbles, capable de réaliser une grande variété d'exercices de rééducation dans différentes configurations (debout ou couché), adaptées aux besoins spécifiques de l'utilisateur.

L'objectif principal de ce projet est de concevoir une commande robuste pour ce robot exosquelette à câbles afin d'améliorer le processus de rééducation des membres inférieurs. Pour atteindre cet objectif, une modélisation cinématique et dynamique du système a été effectuée en tant qu'étape intermédiaire, permettant de mieux comprendre les caractéristiques du robot. Ensuite, une approche de contrôle non linéaire par mode glissant a été développée, garantissant la robustesse du système et une précision optimale dans le suivi des exercices prescrits par le thérapeute.

Les techniques et algorithmes développés ont été validés par des simulations et en temps réel, démontrant une performance satisfaisante dans le suivi des mouvements et le maintien des tensions positives dans les câbles pendant l'exécution des exercices. Les travaux réalisés dans ce mémoire contribuent à l'amélioration des techniques de rééducation des membres inférieurs en intégrant des solutions robotiques innovantes et performantes.

Mots-clés: commande par mode glissant, saturation des actionneurs, dynamiques, exosquelettes, impédance, robots, incertitudes, perturbations

Real-time Design and Implementation of Nonlinear Control for a Cable-driven Exoskeleton Robot for Lower Limb Rehabilitation

Chahira ARRAMI

ABSTRACT

The integration of robotic systems into physical medicine offers significant advantages over traditional methods, such as improved movement repeatability, precise assistance, and quantifiable performance measurements. In this context, an innovative exoskeleton for lower limb rehabilitation, named KINECAB, has been developed. Unlike traditional rigid devices, KINECAB uses a lightweight cable-driven structure capable of performing a wide variety of rehabilitation exercises in different configurations (standing or lying down), tailored to the user's specific needs.

The primary objective of this project is to design a robust control system for this cable-driven exoskeleton to enhance the lower limb rehabilitation process. To achieve this goal, a kinematic and dynamic modeling of the system was carried out as an intermediate step, allowing a better understanding of the robot's characteristics. Then, a nonlinear sliding mode control approach was developed, ensuring system robustness and optimal precision in tracking the exercises prescribed by the therapist.

The techniques and algorithms developed were validated through simulations and real-time execution, demonstrating satisfactory performance in tracking movements and maintaining positive tension in the cables during the exercises. The work carried out in this thesis contributes to the improvement of lower limb rehabilitation techniques by integrating innovative and efficient robotic solutions.

Keywords: sliding mode control, actuator saturation, dynamics, exoskeletons, impedance, robots, uncertainties, disturbances

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LITTÉRATURE	3
1.1 Introduction	3
1.2 Revue de littérature liée aux robots de rééducation	3
1.3 Revue de littérature liée aux commandes	9
1.4 Problématique	12
1.5 Solution proposée et objectifs	13
1.6 Méthodologie	13
1.7 Conclusion	14
CHAPITRE 2 MODÉLISATION GÉOMÉTRIQUE ET DYNAMIQUE DU KINECAB	17
2.1 Introduction	17
2.2 Description du système global	17
2.3 Modélisation des membres physiologiques	18
2.3.1 Cinématique des membres inférieurs directe et inverse	21
2.3.2 Cinématique différentielle des membres inférieurs	25
2.3.3 Dynamique des membres inférieurs	26
2.4 Modélisation du robot à câbles	28
2.4.1 Modélisation géométrique du robot à câbles	29
2.4.2 Cinématique du robot à câbles	30
2.4.3 Cinématique différentielle du robot en configuration debout	32
2.4.4 Dynamique du robot	33
2.4.5 Modélisation des Sous-Systèmes de Tension	34
2.5 Conclusion	36
CHAPITRE 3 COMMANDE DU ROBOT À CÂBLES KINECAB	37
3.1 Introduction	37
3.1.1 Modèle dynamique	37
3.2 Conception de la Commande	39
3.2.1 Contrôle par mode glissant à temps fixe	40
3.2.2 Approche de performance prescrite	43
3.2.3 Linéarisation par Feedback Entrée/Sortie	44
3.2.4 Contrôleur proposé	45
3.3 Analyse de la stabilité	49
3.4 Conclusion	51
CHAPITRE 4 SIMULATIONS ET RÉSULTATS EXPÉRIMENTAUX	53
4.1 Introduction	53

4.2	Résultats	53
4.2.1	Résultats de simulation	53
4.2.2	Résultats expérimentaux	58
4.3	Conclusion	61
	CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS	63
	BIBLIOGRAPHIE	65

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 2.1	Espaces de travail pour les différents types de mouvements Adapté de Kapandji (1974, p.11)
Tableau 2.2	Table des paramètres du membre physiologique droit selon la méthode MDH
Tableau 2.3	Table des paramètres du membre physiologique gauche selon la méthode MDH

LISTE DES FIGURES

	Page	
Figure 1.1	Comparaison des manipulateurs série et parallèle Adapté de Xiao <i>et al.</i> (2014, p.4)	4
Figure 1.2	Robot ETS-MARSE Tiré de Bedolla-Martinez <i>et al.</i> (2023, p.4)	5
Figure 1.3	Prototype d'exosquelette entraîné par câbles pour la rééducation cervicale Tiré de Zhang <i>et al.</i> (2023, p.5)	8
Figure 2.1	Les constituants principaux du système Tiré de Badi (2022, p.11)	18
Figure 2.2	Mouvements des membres inférieurs Tiré de Low (1976, p.7)	19
Figure 2.3	A : référentiels et paramètres géométriques. B : Désignation des angles d'articulation. Tiré de Badi (2022, p.60)	23
Figure 2.4	Mouvements des membres inférieurs Tiré de Badi (2022, p.7)	24
Figure 2.5	Paramètres géométriques et placement des référentiels du KINECAB Tiré de Badi (2022, p.69)	29
Figure 2.6	Représentation des composants géométriques des vecteurs de tension des câbles Tiré de Badi (2022, p.105)	34
Figure 3.1	Paramètres géométriques et placement des référentiels KINECAB Adapté de Badi (2022, p.71)	38
Figure 3.2	Schéma global du système en boucle fermée	48
Figure 4.1	Trajectoires articulaires simulées pour le suivi de la trajectoire désirée ..	54
Figure 4.2	Erreurs de suivi des trajectoires simulées	55
Figure 4.3	Suivi du mouvement désiré dans l'espace cartésien	56
Figure 4.4	Couples articulaires appliqués dans la simulation	56
Figure 4.5	positions des moteurs dans la simulation	57
Figure 4.6	Suivi des positions des moteurs du robot	58
Figure 4.7	Couples moteurs appliqués sur le robot	59

Figure 4.8	Boucle de contrôle de NI-9514 Tirée de NI(2019)	60
Figure 4.9	Suivi précis de la position de l'articulation de la hanche	60

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

MDH	Denavit-Hartenberg modifiée.
MGD_{Minf}	Modélisation géométrique directe des membres inférieurs.
MID_{Minf}	Modélisation géométrique inverse des membres inférieurs.
MGD	Modélisation géométrique directe du KINECAB.
MID	Modélisation géométrique inverse du KINECAB.
SMC	Commande par Mode de glissement.
PID	Proportionnel intégral dérivatif .
AVC	Accident vasculaire cérébral.
LRT	LabVIEW Real Time.
AKD	Axis Kollmorgen Drive.
DDL	Degrés de liberté.
PD	Proportionnel-Dérivatif.
FPGA	Field-Programmable Gate Array.
ESMC	Exponential Sliding Mode Control.
ETS-MARSE	Motion Assistive Robotic-Exoskeleton for Superior Extremity
KINECAB	Kinematic Cable-driven Robot.
NFSMC	Commande par mode glissant non singulier à temps fixe.
ANFSMC	Commande adaptative non singulière par mode glissant à temps fixe.
SDF	Dispositif de retour intelligent.

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

m	mètre (unité de longueur)
kg	kilogramme (unité de masse)
$^\circ$	Degré
rad	Radian
rad/s	radian par seconde
r/s	tour par seconde
s	Seconde
ms	Milliseconde
N	Newton
α	Angle de rotation.
θ	Angle articulaire.
Ω	Vecteur de position dans l'espace cartésien.
$\dot{\Omega}$	Vecteur de vitesse dans l'espace cartésien.
$\ddot{\Omega}$	Vecteur d'accélération dans l'espace cartésien.
τ	Vecteur de couple.
$M(\theta)$	Matrice d'inertie.
$C(\theta, \dot{\theta})$	Matrice des forces de Coriolis et centrifuges.
$G(\theta)$	Vecteur des forces gravitationnelles.
s	Surface de glissement.
V	Fonction de Lyapunov.
$g(t)$	Fonction de performance prescrite.
e	Erreur de suivi de position.
\dot{e}	Erreur de suivi de vitesse.
\ddot{e}	Erreur de suivi d'accélération.
$f(e)$	Fonction non linéaire pour le contrôle.

$v(t)$	Commande virtuelle.
P_1, P_2	Matrices diagonales définies positives pour le contrôle.
$\Lambda_1, \Lambda_2, \Lambda_3$	Matrices de gains pour la loi de convergence.
ρ_{ik}	Vecteur des longueurs de câbles.
Q_k	Matrice de rotation pour les repères mobiles.

INTRODUCTION

Ces dernières années, les dispositifs robotiques se sont largement répandus dans de nombreux domaines, y compris les applications médicales. Parmi ces applications, la rééducation des membres inférieurs a bénéficié de l'apport des robots, qui apportent des avantages considérables par rapport aux méthodes traditionnelles. Les robots permettent en effet une meilleure répétabilité des mouvements, une assistance précise et des mesures de performance objectivement quantifiables.

Dans ce contexte, les robots à câbles, une catégorie spécifique de systèmes robotiques, ont suscité un intérêt croissant. Contrairement aux robots à liaisons rigides, ces mécanismes utilisent des câbles pour déplacer l'effecteur final, ce qui les rend plus flexibles et adaptables aux besoins de différents patients. Cependant, le développement de ces systèmes pose des défis importants, notamment en ce qui concerne la conception de contrôleurs capables de maintenir les câbles tendus tout en garantissant des mouvements précis et sûrs.

Ce mémoire se concentre sur la modélisation et la conception d'un système de contrôle pour un exosquelette parallèle à câbles, destiné à la rééducation des membres inférieurs. Cet exosquelette, appelé KINECAB, est un système hybride combinant des câbles et une orthèse pour soutenir les membres inférieurs.

Ce travail est organisé comme suit :

Le premier chapitre passe en revue la littérature sur l'utilisation des robots en rééducation, en mettant un accent particulier sur les robots à câbles et les défis qu'ils posent en matière de contrôle.

Le deuxième chapitre s'intéresse à la modélisation cinématique et dynamique de l'exosquelette KINECAB, établissant les bases théoriques nécessaires au développement des algorithmes de contrôle.

Le troisième chapitre présente la loi de commande que nous proposons, basée sur le mode glissant, pour assurer un suivi de trajectoire précis et robuste.

Enfin, le quatrième chapitre expose les résultats des simulations et expérimentaux. Le mémoire se conclut par une conclusion générale, qui résume les résultats obtenus et propose des pistes pour des travaux futurs.

CHAPITRE 1

REVUE DE LITTÉRATURE

1.1 Introduction

Ce chapitre détaille une revue exhaustive des recherches antérieures pertinentes à ce mémoire organisée en cinq sections distinctes. La première section fournit un aperçu général des systèmes robotiques déployés dans le cadre de la rééducation, en se concentrant spécifiquement sur l'analyse des robots parallèles. La section suivante présente un tour d'horizon sur les différentes lois de commande appliquées dans les publications académiques existantes. L'identification de la problématique et la solution proposée sont ensuite détaillées. Le chapitre se clôt par une explication de la méthodologie employée, qui met en contexte et justifie les choix méthodologiques sous-tendant l'ensemble du travail de recherche.

1.2 Revue de littérature liée aux robots de rééducation

Au fil des dernières années, les progrès technologiques dans le domaine des systèmes robotiques ont été significatifs, avec une application croissante dans divers secteurs. Ces systèmes se distinguent par leurs architectures mécaniques variées, lesquelles influencent directement leur fonctionnalité et leurs capacités. D'un point de vue structurel, ces systèmes se classent en deux grandes catégories : les robots séries et les robots parallèles. Ces deux types présentent des différences significatives en ce qui concerne la disposition des actionneurs, l'espace de travail et leur configuration.

La figure 1.1 illustre deux exemples typiques de robots issus de deux catégories distinctes. Le robot série ABB (a) est caractérisé par une série d'articulations et de segments qui se connectent séquentiellement de la base jusqu'à l'effecteur terminal. Et, le robot parallèle Adept (b) dispose de six degrés de liberté, contrôlés par plusieurs actionneurs qui relient directement la base à la plateforme de travail (Kelly *et al.*, 2021).

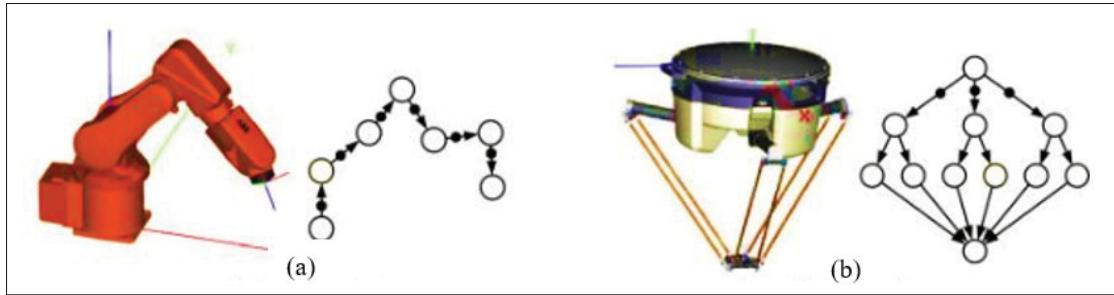


Figure 1.1 Comparaison des manipulateurs série et parallèle
Adapté de Xiao *et al.* (2014, p.4)

Dans le cas des robots en séries ou manipulateurs en série, certains robots utilisent des poulies et des chaînes pour actionner les degrés de liberté (DDL). En d'autres termes, chaque articulation est entraînée par un actionneur individuel. La commande de ce type est relativement simple (Clavel, 1994). Cette configuration permet aussi une grande flexibilité dans le mouvement du robot.

En revanche, les manipulateurs en parallèle se distinguent par la présence d'actionneurs montés sur un cadre fixe. Cette disposition donne aux robots parallèles une excellente stabilité et une grande précision, ce qui les rend adaptés à des tâches exigeant une grande rigueur dans le positionnement.

Ces deux structures ont été progressivement intégrées dans le domaine de santé et spécifiquement dans la rééducation en tant que systèmes d'assistance. À la fin des années 1960 et au début des années 1970, les premiers robots de rééducation, Case Western University ARM et Rancho Los Amigos Golden ARM (Siciliano & Khatib, 2016), ont été mis en place. Ces deux dispositifs, fonctionnant comme des orthèses motorisées, offrent un soutien externe pour assister les individus ayant une faiblesse musculaire. Hok Kwee a introduit le premier manipulateur monté sur fauteuil roulant dans le cadre du projet MANUS (Kwee, 1995). Ce système vise à accroître l'autonomie des personnes à mobilité réduite grâce à une interface utilisateur contrôlée par joysticks (Siciliano & Khatib, 2016). Pendant le dernier siècle, de nombreux efforts ont été investis au développement de ce type de robot, visant à fournir une assistance pratique aux

personnes ayant des limitations physiques pour les membres inférieurs. Des travaux tels que ceux menés par ((Chiri *et al.*, 2011); (Hogan *et al.*, 1992); (Hu *et al.*, 2013); (Jiang *et al.*, 2006); (Komada *et al.*, 2009)) ont mis en avant de systèmes conçus pour améliorer la coordination et la dextérité manuelle. Aussi, des systèmes focalisent sur des articulations spécifiques comme le poignet, ((Krebs *et al.*, 2007);(Hu *et al.*, 2009)), le coude, (Hu *et al.*, 2007) et (Vitiello *et al.*, 2012) ont été développés.

D'autres recherches traitent plus qu'une articulation à la fois, comme celle de (Gopura & Kiguchi, 2007) et (Rocon *et al.*, 2007) qui proposent un robot exosquelette pour l'assistance au mouvement du poignet et de l'avant-bras. Des recherches sont également menées sur la réhabilitation simultanée de plusieurs articulations, ce qui reflète une approche holistique de la thérapie robotique. C'est le cas du robot ETS-MARSE (Rahman *et al.*, 2015), qui traite l'ensemble du bras (épaule, coude, avant-bras et poignet).

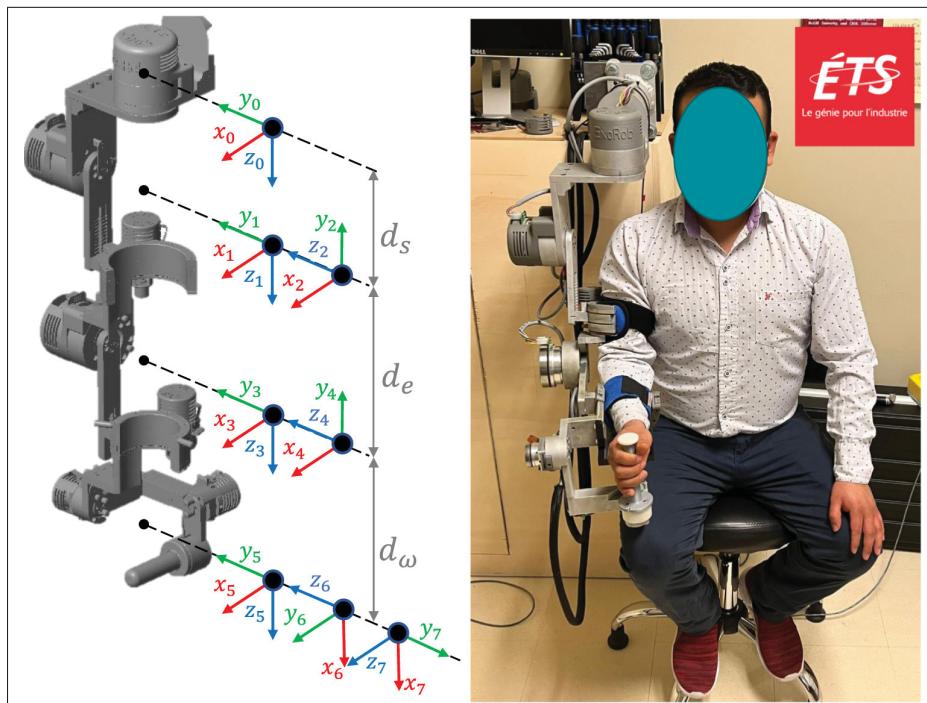


Figure 1.2 Robot ETS-MARSE
Tiré de Bedolla-Martinez *et al.* (2023, p.4)

La figure 1.2 illustre un robot pour la réhabilitation des membres supérieurs, montré à côté d'une représentation schématique détaillant les axes de mouvement et les points de coordonnées du système. Ce robot possède sept degrés de liberté, est capable de réaliser une variété d'exercices passifs et actifs dans un environnement de recherche pour améliorer les thérapies physiques.

Bien que les robots sériels aient montré de bonnes performances en thérapie, il est important de mentionner que la plupart de ces robots sont principalement conçus pour les membres supérieurs. L'un des principaux facteurs qui rendent les tâches très délicates pour les robots sériels est leur potentiel limité à supporter le poids des membres en général et spécifiquement les membres inférieurs, ainsi que leur capacité d'adaptation limitée aux différentes morphologies des patients.

D'autre part, les robots de type série se caractérisent par une chaîne cinématique ouverte. Cette configuration de mécanisme rend leur précision relativement faible (Merlet, 1997), qui est due au fait que les actionneurs sont liés. Par exemple, afin que l'effecteur atteigne la position souhaitée, le mouvement passe à travers la plupart des actionneurs. Tandis que, les robots parallèles présentent plusieurs chaînes cinématiques fermées indépendantes (Merlet, 1997). Cette distinction influence considérablement les performances de chaque type de robot, notamment en termes de précision, de rapidité d'exécution et de capacité de charge. Ces différences fondamentales ont conduit à une préférence accrue pour les manipulateurs parallèles, qui offrent généralement une meilleure stabilité et une plus grande précision que leurs homologues en série. En conséquence, compte tenu de ces avantages significatifs, les manipulateurs parallèles ont suscité un intérêt croissant par rapport aux manipulateurs en série au cours des dernières années.

Commencant par le robot le plus connu, l'hexapode octaédrique, qui a été inventé par Eric Gough en Angleterre qui permet de tester les comportements des systèmes pneumatiques en appliquant des charges (Gough, 1962). Le fonctionnement de ce robot est assuré par six chaînes cinématiques entraînées par des vérins hydrauliques. Par la suite, le robot parallèle Hexapod Stewart (Stewart, 1965), a été inventé par Ivan E. Stewart en 1965. Ce système mécanique parallèle à six degrés de liberté a été l'un des prototypes les plus célèbres de robots parallèles. Ces deux types de robots ont constitué les fondements des robots parallèles, qui ont été initialement conçus pour

la simulation de mouvement. Par la suite, leur adaptabilité exceptionnelle a permis d'étendre leur utilisation à de nombreuses autres applications, particulièrement dans les domaines de la chirurgie et des simulateurs de vol. Cette évolution souligne la polyvalence des robots parallèles et leur capacité à répondre aux exigences de précision et de fiabilité dans des environnements hautement spécialisés.

Lingampally & Selvakumar (2019) ont développé un robot à trois degrés de liberté spécifiquement conçu pour les patients présentant des troubles de la posture de la tête et du cou. L'article a bien étudié l'inclinaison angulaire de la plateforme mobile supérieure, ce qui favorise la précision du mouvement dans les applications d'assistance. Mais, le travail est limité à des simulations et n'inclut pas encore de prototype physique réel.

Dans l'article (Lozano *et al.*, 2022), une orthèse cervicale robotisée (ACO) à quatre degrés de liberté est présentée. Cette orthèse se distingue par sa légèreté, surpassant la majorité des dispositifs récents, ce qui contribue à améliorer le confort pour le patient. Elle est également conçue pour s'adapter à diverses dimensions de cou. Cependant, sa précision est limitée en raison de l'insuffisance en capteurs.

Un robot parallèle ARBOT (Saglia *et al.*, 2012) a été conçu spécifiquement pour la rééducation de la cheville, facilitant l'exécution des mouvements de rotation. Ce robot élimine les singularités, tout en garantissant une fluidité de mouvement. Cependant, ce système exige une calibration précise, ce qui peut complexifier son utilisation clinique. Et pour diverses raisons, l'idée de robots parallèles à câbles s'est progressivement imposée dans ce domaine. Premièrement, leur structure mécanique repose sur des configurations où une partie mobile, souvent désignée sous le nom de plateforme mobile, est reliée à une structure de référence par au moins deux bras. Généralement, tous les actionneurs sont solidaires d'une plateforme mobile, qui est reliée à un cadre fixe par le biais de plusieurs câbles. Cette plateforme permet de positionner l'effecteur final du robot dans l'espace, c'est le même principe que le robot parallèle classique. Deuxièmement, l'utilisation de câbles permet d'atteindre un vaste espace de travail, ainsi que leur légèreté et leur faible inertie confèrent au mécanisme une flexibilité exceptionnelle, autorisant ainsi de grandes

accélérations. Troisièmement, le coût moindre de ces éléments ouvre des perspectives dans de multiples applications, les câbles étant nettement moins coûteux que les articulations rigides. Ce système présente l'avantage d'offrir des manipulateurs plus flexibles pour les jambes, moins encombrants que les robots classiques à segments rigides, et il est de même plus adaptable grâce à sa capacité à ajuster sa configuration géométrique pour effectuer les mouvements désirés, incluant la possibilité de repositionner les moteurs au sein de la structure du robot. L'origine de cette idée de robot remonte au robot Speed-R-Man (Reboulet *et al.*, 1992), qui a tenté de réduire la flexion des barres en utilisant plusieurs barres simples liées que d'une seule barre longue. Cette approche visait à accroître la flexibilité du robot, mais elle a entraîné des coûts supplémentaires et une complexité accrue en ce qui concerne la commande.

Un exosquelette actionné par câbles pour la rééducation cervicale, conçu par (Zhang *et al.*, 2023) permet de réaliser le mouvement de flexion et de rotation latérale afin de restaurer la fonction cervicale. La figure 1.3 montre différentes vues d'un modèle 3D de ce robot équipé de diverses articulations mécaniques et capteurs.

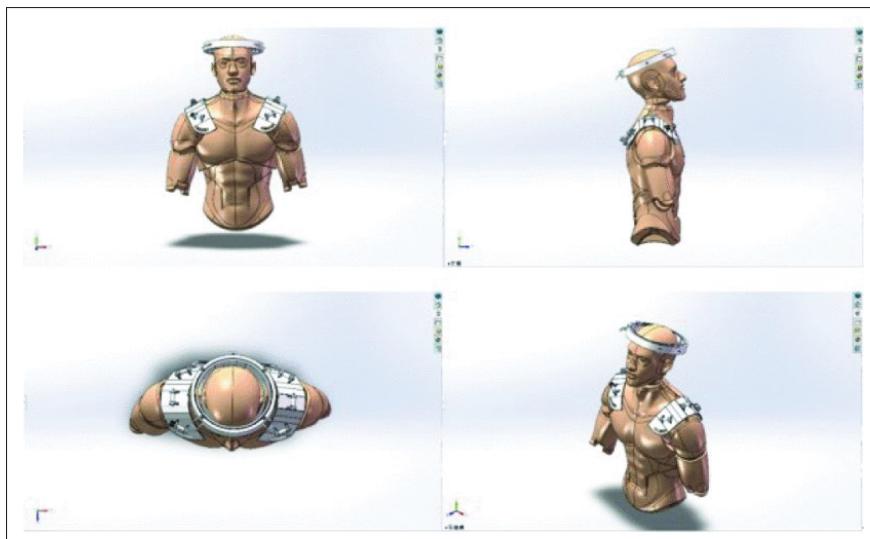


Figure 1.3 Prototype d'exosquelette entraîné par câbles pour la rééducation cervicale
Tiré de Zhang *et al.* (2023, p.5)

Klein *et al.* (2013) a présenté une nouvelle interface robotique pour contrôler le mouvement du bras tout en utilisant un mécanisme découpé de flexion/extension du poignée et actionné par des câbles. Un avantage notable de cette interface est que sa sécurité est redondante, intégrée à la fois dans le matériel et dans le logiciel, pour réduire les risques de blessures pour les utilisateurs. En contrepartie, certaines limitations de mouvement et de dynamique sont présentes, en raison du nombre limité de degrés de liberté que le robot peut faire. Zhao *et al.* (2022) ont détaillé le développement d'un modèle de robot à câbles conçu pour contrôler les mobilités des membres inférieurs. Leur travail inclut la planification des trajectoires basée sur les mouvements humains ainsi que l'étude de la zone de travail du robot.

Parmi les innovations récentes dans ce domaine figure le KINCAB, développé par (Badi *et al.*, 2018). Reconnu comme un brevet innovant, ce robot facilite la rééducation dans deux positions distinctes : debout et couchée. La construction de ce dispositif comprend une plateforme robuste et une unité de commande avancée basée sur un FPGA, ce qui assure une gestion précise et flexible des tâches de rééducation. Ce robot sera l'axe principal de l'étude et sera approfondi dans les sections suivantes de ce mémoire, qui se concentreront sur la modélisation et la partie commande du dispositif.

1.3 Revue de littérature liée aux commandes

Le principal défi après la construction d'un robot réside dans l'optimisation de ses performances et capacité pour bénéficier pleinement de son potentiel. Cet aspect a été au cœur de nombreuses études visant à concevoir un système de contrôle hautement adaptable et efficace. La capacité du robot à répondre de manière flexible et précise aux besoins spécifiques de chaque individu est essentielle pour garantir son efficacité thérapeutique et fonctionnelle. En conséquence, le développement de stratégies de contrôle avancées, qui peuvent ajuster dynamiquement les paramètres du robot en fonction des interactions en temps réel, devient crucial. Ces recherches visent non seulement à améliorer la réponse mécanique du robot, mais aussi à enrichir l'expérience des personnes qui l'utilisent, en rendant le robot plus intuitif et plus réactif à leurs commandes et conditions physiques. Le contrôleur Proportionnel-Integral-Dérivatif (PID) est reconnu comme

l'un des contrôleurs linéaires les plus couramment utilisés en raison de sa facilité à manipuler et de son efficacité prouvée dans de nombreuses applications. Selon la recherche de (Li *et al.*, 2020), le PID a été choisi pour la commande d'un robot parallèle destiné à la rééducation de la cheville, principalement en raison de sa facilité d'implémentation et de sa capacité à assurer un contrôle efficace dans des conditions presque idéales et pour des exercices de traitement basiques. Toutefois, ce type de contrôleur présente des limites face à des perturbations externes, des incertitudes paramétriques et la non-linéarité du système. Le PID peut en effet rencontrer des difficultés à maintenir la stabilité du système dans de telles conditions, ce qui peut réduire l'efficacité du contrôle. Cette vulnérabilité nécessite l'amélioration des algorithmes PID existants pour renforcer la robustesse du contrôle face à des dynamiques de système changeantes et imprévisibles. Dans ce contexte, un contrôleur PD intelligent a été développé pour la commande d'exosquelettes par (Han *et al.*, 2020), intégrant un observateur d'état étendu à temps discret linéaire et un différentiateur de suivi basé sur une fonction sigmoïde. Cette combinaison améliore la précision et la réactivité du système en fournissant des estimations précises des états internes et en lisant les signaux de commande. Cela permet au contrôleur de compenser efficacement les incertitudes et les perturbations. Cela peut nécessiter l'utilisation de composants matériels de commande coûteux et performants. De plus, malgré tous les efforts pour développer le contrôleur PID, celui-ci n'est pas toujours suffisamment performant en raison de sa forte sensibilité aux paramètres du modèle. En outre, le nombre élevé de paramètres à régler rend le réglage particulièrement difficile.

Pour surmonter les limites du contrôle PID classique, Zhao *et al.* (2024) a combiné celui-ci avec la logique floue, créant ainsi un algorithme de contrôle hybride, le PID flou. Cette approche combine les avantages inhérents au contrôle PID, tels que la simplicité et la robustesse, avec la capacité de la logique floue à s'adapter aux variations dynamiques du système, améliorant ainsi la performance globale du contrôle dans des conditions variables et incertaines. L'implémentation de ce contrôleur nécessite un paramétrage minutieux des fonctions et des spécifications de la logique floue, adaptés aux besoins spécifiques des patients. De plus, le développement des règles de logique floue est un processus complexe, ce qui rend difficile leur généralisation.

La commande linéarisante a été utilisée pour contrôler un robot à câbles, comme décrit dans (Badi, 2022). Deux structures différentes de cette loi de commande ont été appliquées à deux configurations distinctes du robot. Bien que cette méthode facilite la conception du contrôleur, en annulant les termes non linéaires de la dynamique du système, elle présente des performances satisfaisantes en termes de suivi. Cependant, elle induit des pics de couple lors du démarrage, ce qui peut poser des défis en matière de gestion de l'énergie et de l'usure mécanique. L'article de (Yuqi *et al.*, 2022) propose un contrôleur hybride pour un robot parallèle à câbles, intégrant le contrôle en force et le contrôle en position. Ce système modifie les commandes basées sur la position et la vitesse des moteurs tout en incorporant des retours de force mesurés directement sur le patient. Cette dualité permet au robot de maintenir une précision de positionnement tout en appliquant des forces adaptées, facilitant une interaction plus fine et réactive avec l'environnement. Néanmoins, ce contrôleur hybride nécessite l'utilisation extensive de capteurs, accroissant ainsi la complexité du système et le coût global. De plus, la calibration régulière des capteurs est indispensable pour garantir la précision et la fiabilité des mesures, représentant un défi supplémentaire en termes de maintenance et de fonctionnement continu.

La recherche réalisée par (Seyfi & Khalaji, 2022) propose une comparaison entre deux stratégies de commande : l'une basée sur la théorie de Lyapunov et l'autre est basée sur le couple précalculé. L'étude se concentre principalement sur l'application de la commande basée sur Lyapunov, qui a montré des améliorations notables dans le suivi de trajectoire et dans l'optimisation de la consommation énergétique. Ce contrôleur assure la stabilité globale du système. Cependant, il soulève plusieurs défis, incluant la complexité de sélectionner une fonction de Lyapunov appropriée ainsi que les difficultés liées à son implémentation en temps réel sans recourir à un matériel informatique performant. Ces contraintes mettent en lumière les limites pratiques de l'approche, malgré ses bénéfices théoriques.

Un contrôle adaptatif hybride d'impédance (HAIPC) (Abdullahi *et al.*, 2024) a été proposé et implémenté avec succès sur un modèle simulé d'exosquelette des membres supérieurs à deux degrés de liberté. Ce système de commande adaptatif utilise l'estimation du couple articulaire pour ajuster les paramètres du contrôleur d'impédance. Le développement de cette commande a

été testé dans deux scénarios d'exercices distincts, en comparaison avec deux autres types de contrôleurs. Les résultats montrent que le HAIPC offre de meilleures performances en termes de rééducation du couple de démarrage et d'amélioration du suivi de position. De plus, l'estimation du couple articulaire a été réalisée à l'aide d'un observateur d'état étendu. Ce travail a été effectué uniquement en simulation, et son implémentation réelle, comme décrite dans l'article, nécessiterait une infrastructure matérielle substantielle, incluant actionneurs et capteurs. Une limite de cette étude est que le modèle testé possède seulement deux degrés de liberté, alors que les exosquelettes typiques en possèdent davantage.

1.4 Problématique

En général, tous les systèmes sont susceptibles d'être affectés par une variété de perturbations externes ou internes. Ces perturbations peuvent provenir de fluctuations environnementales, d'erreurs opérationnelles, ou de variations inattendues dans les charges appliquées, entraînant ainsi une dégradation significative des performances du système. Cette dégradation impacte la stabilité, la précision et l'efficacité du système. Les perturbations qui affectent la dynamique du robot utilisé dans mon travail de mémoire peuvent être catégorisées de la façon suivante :

- Les perturbations en provenance du patient, qui résultent de différentes mesures du profil de personne, telles que la dimension des organes inférieurs et la distribution du poids en plus les mouvements et les réflexions de corps. Ces perturbations peuvent être nommées des reports de charge.
- Les perturbations en provenance du robot causées par les composants internes du robot, cela peut être dû à des imperfections de fabrication, des défaillances surtout au niveau de câbles.
- Les perturbations en provenance de l'environnement, comme les forces externes. Pour le cas de robots à câbles, c'est facile de borner ces types puisque le travail se fait dans un environnement fermé.

Ces perturbations peuvent avoir des effets différents sur les performances du robot et peuvent nécessiter des stratégies de contrôle spécifiques pour les atténuer ou les compenser. La conception de systèmes de contrôle robustes, la mise en œuvre de capteurs adaptés et l'utilisation de

techniques de commande avancées peuvent aider à gérer ces perturbations et à améliorer les performances du robot. La conception d'une technique de contrôle sophistiquée est capable de surmonter efficacement ces défis. L'élaboration de cette tâche est compliquée par les propriétés intrinsèquement non linéaires des systèmes concernés, qui rend les méthodes de contrôle traditionnelles insuffisantes. L'adoption de stratégies de contrôle avancées, capables de s'adapter aux variations constantes du système, est essentielle.

1.5 Solution proposée et objectifs

Les objectifs spécifiques de ce projet sont définis de manière à aborder les défis complexes de la commande non linéaire. Premièrement, il est prévu de concevoir des contrôleurs non linéaires qui prennent en compte les effets d'une modélisation imparfaite, ainsi que les incertitudes et perturbations inhérentes au système. Deuxièmement, l'objectif est de mettre en œuvre expérimentalement le concept de contrôle proposé, afin de valider pratiquement les théories et les méthodologies développées. Enfin, une comparaison systématique entre les résultats obtenus de cette nouvelle mise en œuvre et ceux des études antérieures sera réalisée pour évaluer les améliorations et les progrès réalisés.

1.6 Méthodologie

Le développement de systèmes robotiques pour la réhabilitation et d'autres applications avancées commence inévitablement par une phase de modélisation approfondie. Cette phase est cruciale pour déterminer le modèle mathématique du robot et pour en déduire des propriétés essentielles à la conception des lois de commande. Initialement, le processus inclut la modélisation d'exosquelettes qui simulent les membres inférieurs humains dans l'espace articulaire. Cette modélisation est ensuite étendue pour inclure un robot à câbles complet. Le développement de la stratégie de commande s'est effectué en plusieurs phases théoriques jusqu'à l'élaboration de la loi de commande finale. La même démarche de modélisation a été suivie pour appliquer la commande. Cette loi de commande combine trois techniques complémentaires. Tout d'abord, le sliding mode control (SMC) est utilisé pour sa robustesse face aux incertitudes et perturbations

du système, garantissant une performance stable en suivant une trajectoire de référence. Ensuite, la technique de performance prescrite permet de définir des contraintes de performance dès le début, s'assurant que l'erreur de suivi reste dans des limites prédéfinies, ce qui garantit une qualité de suivi élevée et une réponse rapide aux variations. Enfin, un bloc de saturation est utilisé pour limiter les commandes et prévenir toute action excessive pouvant endommager le robot. Un compensateur de saturation est également intégré pour atténuer les effets négatifs de la saturation, améliorant ainsi la stabilité et la performance du système. En combinant ces trois techniques, la stratégie de commande bénéficie de la robustesse du SMC, de la précision de la performance prescrite, et de la sécurité et stabilité fournies par le bloc de saturation et son compensateur. Cette approche intégrée améliore significativement la robustesse, la précision et la stabilité du système de commande, offrant ainsi une solution optimale pour le contrôle intelligent de systèmes complexes. Avoir validé l'idée principale sur des modèles modifiés dans l'espace articulaire a été fait comme première étape. La démarche se poursuit avec l'application au robot à câble dans l'espace de travail, ce qui représente un défi plus significatif. Pour concevoir les trajectoires, la cinématique inverse est employée pour convertir les trajectoires souhaitées de l'espace de travail en mouvements articulaires.

Une simulation complète de toutes les parties a été réalisée sur Matlab. La validité de cette nouvelle approche nécessite une étude expérimentale ainsi qu'une implémentation en temps réel sur un robot utilisant Labview. Dans une seconde étape, étant donné que les paramètres du manipulateur rigide sont supposés inconnus, la loi de commande distribuée conçue pour les robots rigides doit incorporer un processus d'adaptation afin d'estimer ces paramètres. Cette recherche démontre l'importance cruciale d'une modélisation et d'une simulation rigoureuses pour le développement de commandes robotiques efficaces, posant ainsi les fondements pour de futures innovations dans le domaine de la robotique.

1.7 Conclusion

Cette revue de littérature récapitule et analyse les recherches publiées dans le domaine de la conception de robots et des méthodes de commande, telles que documentées dans diverses

publications scientifiques dans le contexte de la réadaptation. La présentation initiale porte sur la problématique centrale de cette étude, suivie de la proposition d'une solution innovante. La méthodologie adoptée est ensuite détaillée, offrant une vue d'ensemble des différentes étapes entreprises au cours de la recherche.

La suite de ce travail consistera à approfondir les aspects de modélisation des systèmes robotiques. Ces aspects seront exhaustivement développés dans le chapitre suivant, mettant l'accent sur les méthodes théoriques et pratiques nécessaires pour une conception et une implémentation efficaces des commandes robotiques.

CHAPITRE 2

MODÉLISATION GÉOMÉTRIQUE ET DYNAMIQUE DU KINECAB

2.1 Introduction

Ce chapitre présente la conception d'un modèle pour générer les trajectoires des moteurs du robot à partir des exercices définis par le thérapeute. Les exercices sont convertis en trajectoires souhaitées, puis appliquées aux moteurs. Le modèle suit les positions et orientations du membre inférieur pour valider le mécanisme à câble. La cinématique inverse et différentielle, ainsi que la dynamique des segments de jambe, servent de référence. La cinématique du robot à câbles (directe, inverse, différentielle) relie la trajectoire des moteurs du robot aux articulations du membre physiologique. Les masses des membres inférieurs sont plus importantes que celles du support-jambe, et les câbles ont des masses négligeables. La modélisation dynamique intègre les membres physiologiques, le support manipulateur, ainsi que la dynamique des moteurs et des enrouleurs. Le chapitre se compose de trois parties : description du système global, modélisation cinématique, et modélisation dynamique des membres inférieurs et du robot à câbles.

2.2 Description du système global

La majorité des systèmes robotiques contemporains sont confrontés à des limitations en matière de degrés de liberté, ce qui restreint leur efficacité dans la manipulation complète des membres supérieurs et inférieurs. Un des principaux défis associés à ces structures est leur capacité limitée à s'adapter aux diverses morphologies des utilisateurs. Cependant, la conception du système décrit dans ce mémoire présente des améliorations notables par rapport aux dispositifs antérieurs. Le robot à câbles développé ici est capable d'exécuter une gamme étendue d'exercices dans plusieurs modes opératoires, incluant les modes passifs et actifs. Sa flexibilité de reconfiguration lui permet une intégration aisée et efficace dans différents contextes thérapeutiques.

L'image 2.1 illustre un dispositif pour le robot parallèle à câbles, expressément conçu pour la rééducation des membres inférieurs. Cette installation intègre un module de commande essentiel

au fonctionnement du système. Les variateurs, positionnés à gauche, contrôlent la vitesse et le mouvement des moteurs, placés en haut à droite, indispensables à la maniabilité et à la précision des mouvements requis lors des séances de rééducation. Le contrôleur, situé dans le coin inférieur gauche, dirige les interactions entre les variateurs et les moteurs, assurant ainsi une synchronisation optimale. La structure, dans cette configuration, assure un maintien physique du système, contribuant ainsi à sa stabilité. À droite, le module de supervision propose plusieurs interfaces utilisateur qui facilitent la surveillance et l'ajustement des paramètres du robot en temps réel, garantissant ainsi des séances de rééducation fiables et précises.

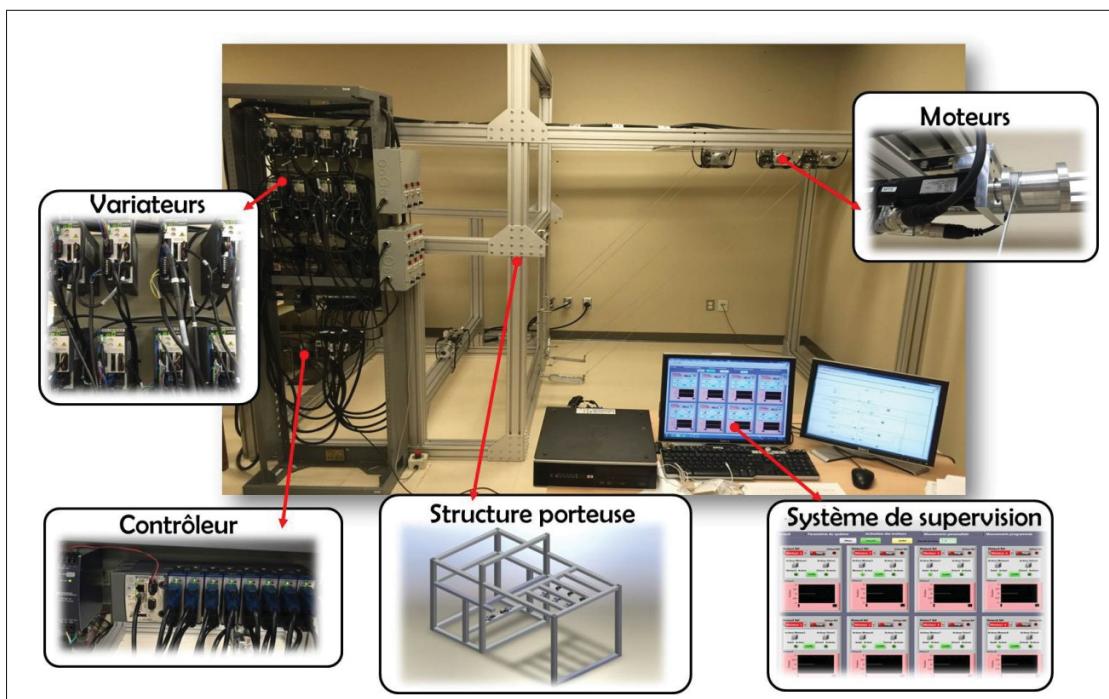


Figure 2.1 Les constituants principaux du système
Tiré de Badi (2022, p.11)

2.3 Modélisation des membres physiologiques

Les membres inférieurs sont structurés en trois composantes principales : la cuisse, la jambe et le pied. Ces segments sont articulés par trois joints cruciaux. L'articulation coxo-fémorale connecte les membres à la hanche, le genou relie la cuisse à la jambe, et la cheville joint la

jambe au pied. Cette structure est détaillée dans la figure 2.2. Cette figure présente différentes postures et mouvements des membres inférieurs, spécifiquement pour les articulations de la hanche et du genou.

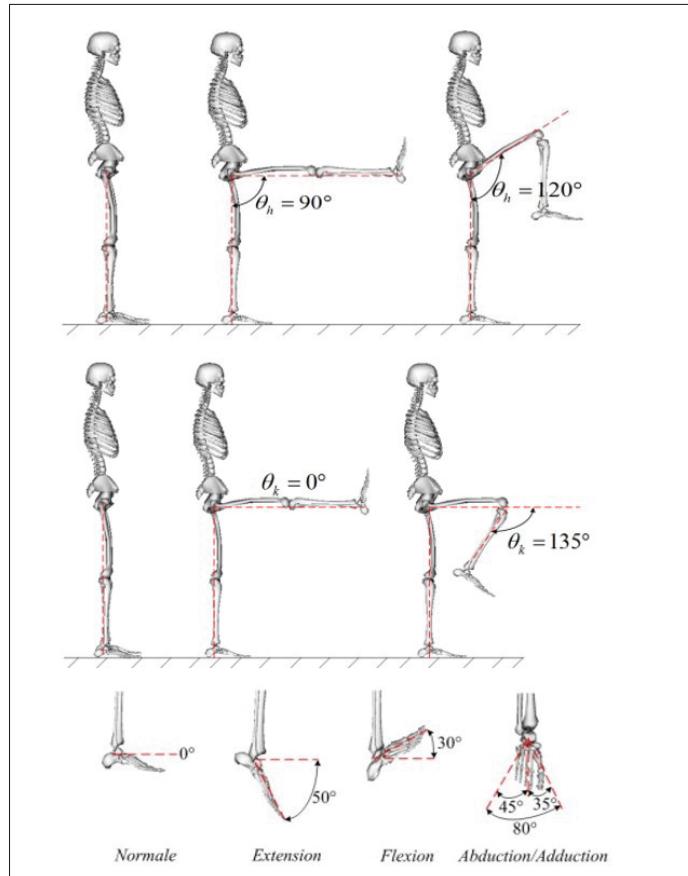


Figure 2.2 Mouvements des membres inférieurs
Tiré de Low (1976, p.7)

Chaque articulation des membres inférieurs offre plusieurs degrés de liberté, permettant un large éventail de mouvements. L'articulation coxo-fémorale, notamment, présente trois axes de rotation qui forment une rotule, procurant une mobilité presque totale. Les mouvements permis par ces axes sont les suivants :

L'articulation du genou est caractérisée par un degré de liberté unique, qui facilite les mouvements de flexion et d'extension. En contraste, l'articulation de la cheville bénéficie de trois axes de

mouvement, imitant ainsi la polyvalence de l'articulation coxo-fémorale. Voici la définition de ces axes :

- Axe transversal : Permet la dorsiflexion et la plantarflexion, mouvements cruciaux qui élèvent et abaissent respectivement le pied par rapport à la jambe.
- Axe antéro-postérieur : Facilite les mouvements d'adduction et d'abduction du pied, améliorant ainsi sa mobilité latérale vers l'intérieur et l'extérieur.
- Axe vertical : Supporte la pronation et la supination, autorisant le pied à pivoter autour de son axe central, impactant ainsi la répartition du poids et l'équilibre.

Ces structures articulaires de la cheville sont essentielles pour la stabilisation pendant la marche et la course, offrant une adaptation efficace aux diverses surfaces et aux variations dynamiques de l'orientation du pied. Le travail sera effectué sur des corps humains, ce qui exige des limites pour chaque articulation. Le tableau suivant 2.1 présente les différents types de mouvements dans le plan sagittal, où la flexion réduit l'angle de l'articulation, et l'extension l'augmente. Les valeurs sont issues de ce travail Kapandji (1974).

Tableau 2.1 Espaces de travail pour les différents types de mouvements
Adapté de Kapandji (1974, p.11)

Types de mouvements	Espace de travail
Articulation de la hanche	
Extension	20°
Flexion	120°
Articulation du genou	
Extension	5°
Flexion	130°
Articulation de la cheville	
Extension	45°
Flexion	30°

2.3.1 Cinématique des membres inférieurs directe et inverse

Les membres inférieurs sont conceptualisés comme deux chaînes cinématiques parallèles, chacune comportant trois segments et trois articulations. La configuration debout utilise deux supports-jambe pour manipuler les membres physiologiques en synchronisation, visant les mouvements de flexion-extension des articulations. En adoptant la méthode de Denavit-Hartenberg, une représentation schématique des membres inférieurs a été élaborée, où des référentiels sont systématiquement définis pour chaque articulation. Cette configuration est détaillée dans la figure 2.1.

Tableau 2.2 Table des paramètres du membre physiologique droit selon la méthode MDH

joint	α_{i-1} (deg)	a_{i-1} (m)	d_i (m)	θ_i (deg)
1	0	0	b_r	θ_{1r}
2	0	a_{1r}	0	θ_{2r}
3	0	a_{2r}	0	$\theta_{3r} + 90$

Tableau 2.3 Table des paramètres du membre physiologique gauche selon la méthode MDH

joint	α_{i-1} (deg)	a_{i-1} (m)	d_i (m)	θ_i (deg)
1	0	0	$-b_l$	θ_{1l}
2	0	a_{1l}	0	θ_{2l}
3	0	a_{2l}	0	$\theta_{3l} + 90$

En utilisant la méthode de Denavit-Hartenberg, décrite initialement dans l'équation (2.1), les matrices de transformation homogène sont calculées. Ces matrices permettent de déduire la cinématique directe des membres inférieurs. Cette approche systématique transforme des paramètres articulaires en une description claire de la position et de l'orientation de chaque segment des membres inférieurs. Cette modélisation joue un rôle essentiel dans l'analyse précise

du mouvement, facilitant ainsi l'étude et la rééducation des fonctions motrices humaines.

$${}_{i-1}^i H_i = \begin{bmatrix} c\theta_i & -s\theta_i & 0 & a_{i-1} \\ s\theta_i c\alpha_{i-1} & c\theta_i c\alpha_{i-1} & -s\alpha_{i-1} & -d_i s\alpha_{i-1} \\ s\theta_i s\alpha_{i-1} & c\theta_i s\alpha_{i-1} & c\alpha_{i-1} & d_i c\alpha_{i-1} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.1)$$

Pour améliorer la présentation et la formulation des problèmes dans ce mémoire, la description se focalisera sur la partie droite du mécanisme. Étant donné que les deux côtés fonctionnent de manière symétrique, cette stratégie permet d'éviter les répétitions et garantit que les définitions et explications restent valables pour l'ensemble du système.

Alors, la cinématique directe sera alors :

$${}^0_3 H_r = {}^0_1 H_r {}^1_2 H_r {}^2_3 H_r = \begin{bmatrix} -s(\theta_{1r} + \theta_{2r} + \theta_{3r}) & -c(\theta_{1r} + \theta_{2r} + \theta_{3r}) & 0 & a_{2r}c(\theta_{1r} + \theta_{2r}) + a_{1r}c(\theta_{1r}) \\ c(\theta_{1r} + \theta_{2r} + \theta_{3r}) & -s(\theta_{1r} + \theta_{2r} + \theta_{3r}) & 0 & a_{2r}s(\theta_{1r} + \theta_{2r}) + a_{1r}s(\theta_{1r}) \\ 0 & 0 & 1 & b_r \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.2)$$

De plus, l'analyse d'un point situé à l'extrémité du pied peut être effectuée par une simple translation le long de l'axe de la matrice ${}^p_3 H_r$. La matrice de transformation qui modélise la relation entre l'extrémité du pied et le talon est présentée comme suit :

$${}^p_3 H_r = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & a_{3r} \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.3)$$

À l'extrémité du pied, la cinématique directe sera alors

$$H = \begin{bmatrix} -S(\theta_{1r} + \theta_{2r} + \theta_{3r}) & -C(\theta_{1r} + \theta_{2r} + \theta_{3r}) & 0 & a_{2r}C(\theta_{1r} + \theta_{2r}) + a_{1r}C(\theta_{1r}) - a_{3r}S(\theta_{1r} + \theta_{2r} + \theta_{3r}) \\ C(\theta_{1r} + \theta_{2r} + \theta_{3r}) & -S(\theta_{1r} + \theta_{2r} + \theta_{3r}) & 0 & a_{2r}S(\theta_{1r} + \theta_{2r}) + a_{1r}S(\theta_{1r}) + a_{3r}C(\theta_{1r} + \theta_{2r} + \theta_{3r}) \\ 0 & 0 & 1 & b_r \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.4)$$

Avec s_\bullet et c_\bullet correspondent respectivement à $\sin(\theta_\bullet)$ et $\cos(\theta_\bullet)$.

La figure 2.3 représente une modélisation simplifiée de la structure d'une jambe humaine.

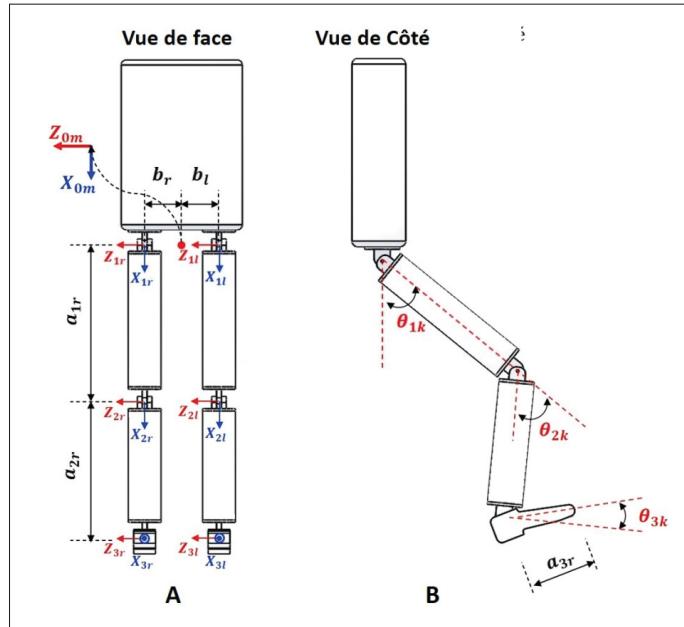


Figure 2.3 A : référentiels et paramètres géométriques.

B : Désignation des angles d'articulation.

Tiré de Badi (2022, p.60)

Dans la vue de face (A), on observe deux jambes, chacune composée de trois segments rigides : la cuisse, la jambe et le pied. Ces segments sont reliés par des articulations situées à la hanche, au genou et à la cheville. Les paramètres a_{1l}, a_{2l}, a_{3l} correspondent à la jambe gauche, tandis que a_{1r}, a_{2r}, a_{3r} concernent la jambe droite. On remarque également la distance entre les deux jambes (b_r et b_l) ainsi que les axes locaux (X et Z) associés à chaque segment.

La vue de côté (B) met en évidence les angles d'articulation $(\theta_{1k}, \theta_{2k}, \theta_{3k})$ qui décrivent les mouvements de la jambe dans le plan sagittal. Cette figure permet de visualiser la géométrie et la cinématique des jambes, éléments clés pour analyser des mouvements comme la marche ou les exercices de réhabilitation.

La figure 2.4 illustre l'effecteur au niveau de la cheville dans un système biomécanique articulé. Elle met en évidence les angles d'articulation θ_{1r}, θ_{2r} , et θ_{3r} , qui décrivent les rotations respectives au niveau de la hanche, du genou, et de la cheville. Le point C_r représente l'origine de l'effecteur terminal au niveau de la cheville, tandis que les forces F_{rx}, F_{ry} , et F_r indiquent les composantes des forces dans les directions x et y ainsi que la force résultante appliquée à l'effecteur. À partir de l'équation (2.2), les coordonnées de l'effecteur au niveau de la cheville sont données par le vecteur suivant :

$$C_r = \begin{bmatrix} a_{2r}c(\theta_{1r} + \theta_{2r}) + a_{1r}c(\theta_{1r}) \\ a_{2r}s(\theta_{1r} + \theta_{2r}) + a_{1r}s(\theta_{1r}) \\ b_r \end{bmatrix} \quad (2.5)$$

Dans le plan xy , les coordonnées de l'effecteur deviennent comme suit :

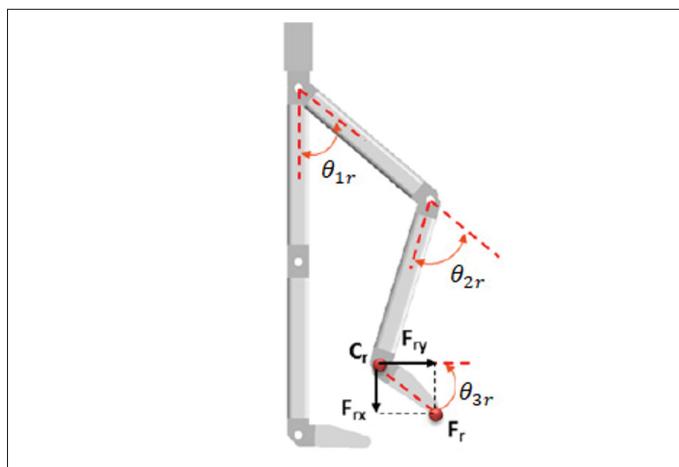


Figure 2.4 Mouvements des membres inférieurs
Tiré de Badi (2022, p.7)

$$C_r(xy) = \begin{bmatrix} C_{xr} \\ C_{yr} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_{2r}c(\theta_{1r} + \theta_{2r}) + a_{1r}c(\theta_{1r}) \\ a_{2r}s(\theta_{1r} + \theta_{2r}) + a_{1r}s(\theta_{1r}) \end{bmatrix} \quad (2.6)$$

Soit :

$$c_1 = \frac{C_{xr}^2 + C_{yr}^2 - a_{1r}^2 - a_{2r}^2}{2a_{1r}^2 a_{2r}^2} \quad \text{et} \quad c_2 = \pm \sqrt{1 - c_1^2} \quad (2.7)$$

$$\theta_{2r} = \text{atan2}(c_2, c_1) \quad (2.8)$$

En utilisant l'équation (2.5),

$$\theta_{1r} = \text{atan2}(C_{yr}, C_{xr}) - \text{atan2}(a_{2r}c_2, a_{2r}c_1 + a_{1r}) \quad (2.9)$$

Soit la position cartésienne de l'extrémité du pied (F_{rx}, F_{ry}), alors θ_{3r}

$$\theta_{3r} = \text{atan2}(F_{ry}, F_{rx}) - \frac{\pi}{2} \quad (2.10)$$

2.3.2 Cinématique différentielle des membres inférieurs

La modélisation cinématique différentielle des membres inférieurs offre un aperçu précis de la relation dynamique entre les configurations articulaires et les déplacements spatio-temporels de l'effecteur terminal. Alors, la cinématique différentielle peut être exprimée sous la forme suivante :

$$\vartheta_r = \begin{bmatrix} v_r \\ \omega_r \end{bmatrix} = J_{mr} \dot{\theta}_r \quad (2.11)$$

tel que,

- $v_{mr} \in \mathbb{R}^3$ est le vecteur des vitesses linéaires du point C_{mr} .
- $\omega_{mr} \in \mathbb{R}^3$ est le vecteur des vitesses angulaires du point C_{mr} .

Avec :

$$J_{mr} = \begin{bmatrix} -a_{2r}s(\theta_{1r} + \theta_{2r}) - a_{1r}s(\theta_{1r}) & -a_{2r}s(\theta_{1r} + \theta_{2r}) & 0 \\ a_{2r}c(\theta_{1r} + \theta_{2r}) + a_{1r}c(\theta_{1r}) & a_{2r}s(\theta_{1r} + \theta_{2r}) & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.12)$$

Le vecteur des accélérations est :

$$\ddot{\theta}_r = \begin{bmatrix} \dot{v}_r \\ \dot{\omega}_r \end{bmatrix} = J_{mr}\dot{\theta}_r + J_{mr}\ddot{\theta}_r \quad (2.13)$$

En utilisant l'équation (2.11) et l'équation (2.13), les vitesses et les accélérations de θ s'écrivent :

$$\dot{\theta}_r = J_{mr}^{-1}\vartheta_{mr} \quad (2.14)$$

et

$$\ddot{\theta}_r = J_{mr}^{-1} \left(\dot{\vartheta}_{mr} - J_{mr}J_{mr}^{-1}\vartheta_{mr} \right) \quad (2.15)$$

Cette configuration garantit une compréhension détaillée de l'impact des changements des variables articulaires sur la position et la trajectoire de l'effecteur terminal, fournissant un cadre essentiel pour le développement de contrôles précis et adaptatifs dans les applications de rééducation robotisée.

2.3.3 Dynamique des membres inférieurs

La dynamique du système repose principalement sur celle des membres inférieurs, avec des ajustements pour les masses des supports-jambe. Pour élaborer un modèle complet des membres inférieurs, une modélisation dynamique est indispensable. Cette étude repose sur la fonction de

Lagrange, exprimée par l'équation :

$$L(\theta_r, \dot{\theta}_r) = K(\theta_r, \dot{\theta}_r) - U(\theta_r) \quad (2.16)$$

où U est l'énergie potentielle et K est l'énergie cinétique. Le vecteur θ_r des coordonnées articulaires est donné par :

$$\theta_r = [\theta_{1r}, \theta_{2r}, \theta_{3r}]^T \quad (2.17)$$

L'énergie potentielle $U(\theta_r)$ est calculée comme suit :

$$U(\theta_r) = \sum_{(i+1)r}^0 -m_{ir}^0 g^T P_{cir}^0 \quad (2.18)$$

et l'énergie cinétique $K(\theta_r, \dot{\theta}_r)$ est :

$$K(\theta_r, \dot{\theta}_r) = \frac{1}{2} \sum_{(i+1)r}^0 m_{ir} v_{cir}^T v_{cir} + {}^i \omega_{ir}^T {}^{cir} I_{ir}^i \omega_{ir} \quad (2.19)$$

où ${}^i \omega_{ir}$ désigne la vitesse angulaire du corps i , v_{cir} représente la vitesse de son centre de masse, m_{ir} est la masse, g^T indique le vecteur d'accélération gravitationnelle, P^0 correspond au vecteur de position linéaire, et ${}^{cir} I_{ir}$ est la matrice d'inertie relative à son centre de masse.

Le vecteur de couple appliqué aux joints est calculé par :

$$\tau_{M_{infr}} = \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L(\theta_r, \dot{\theta}_r)}{\partial \dot{\theta}_r} \right) - \frac{\partial L(\theta_r, \dot{\theta}_r)}{\partial \theta_r} \quad (2.20)$$

Cette équation peut être reformulée comme :

$$\tau_{M_{infr}} = M(\theta_r) \ddot{\theta}_r + C(\theta_r, \dot{\theta}_r) + G(\theta_r) \quad (2.21)$$

où $G(\theta_r)$ est le vecteur de gravité, $C(\theta_r, \dot{\theta}_r)$ est le vecteur de Coriolis, et $M(\theta_r)$ est la matrice d'inertie du robot, exprimée comme :

$$M(\theta_r) = \begin{bmatrix} M_{11} & M_{12} & M_{13} \\ M_{21} & M_{22} & M_{23} \\ M_{31} & M_{32} & M_{33} \end{bmatrix}, \quad G(\theta_r) = \begin{bmatrix} G_{11} \\ G_{21} \\ G_{31} \end{bmatrix} \quad \text{et} \quad C(\theta_r, \dot{\theta}_r) = \begin{bmatrix} C_{11} \\ C_{21} \\ C_{31} \end{bmatrix} \quad (2.22)$$

Dans l'espace cartésien, les équations deviennent, que ce soit pour le côté droit ou le côté gauche :

$$\tau_\Omega = M_\Omega(\theta) \ddot{\Omega} + C_\Omega(\theta, \dot{\theta}) + G_\Omega(\theta) \quad (2.23)$$

Avec :

$$\begin{aligned} M_\Omega(\theta) &= J_{mr}^{-T}(\theta) M_r(\theta) J_{mr}^{-1}(\theta) \\ C_\Omega(\theta, \dot{\theta}) &= J_{mr}^{-T}(\theta) \left(V_r(\theta, \dot{\theta}) - M_r(\theta) J_\Omega^{-1}(\theta) J_{mr}(\theta) \dot{\theta} \right) \\ G_\Omega(\theta) &= J_{mr}^{-T}(\theta) G_r(\theta) \end{aligned} \quad (2.24)$$

et J_{mr} est la matrice jacobienne du modèle de référence pour la posture debout.

2.4 Modélisation du robot à câbles

Cette section se concentre sur l'analyse de la cinématique directe et inverse d'un robot à câbles. Le modèle cinématique relie les longueurs des câbles à la position cartésienne de l'effecteur terminal. Typique des robots parallèles, la cinématique inverse de ce dispositif peut être résolue de manière analytique, offrant des résultats précis. Toutefois, la complexité structurelle de ces robots empêche l'obtention d'une solution analytique pour la cinématique directe. Pour pallier cette difficulté, la méthode de Newton-Raphson, une technique numérique bien établie, est employée pour développer une solution viable. Cette méthode garantit une précision et une fiabilité accrues dans les applications de rééducation, où la précision des mouvements est essentielle.

2.4.1 Modélisation géométrique du robot à câbles

S'appuyant sur la cinématique directe des membres inférieurs, il est possible d'établir le modèle du robot, étant donné que ces éléments sont interdépendants. La thèse référencée (Bouchard, 2008) aborde la modélisation des mécanismes à câbles en adoptant une approche similaire. En se basant sur ces principes, la figure ci-dessous montre de manière précise le positionnement des repères et des points d'attache, essentiels pour comprendre la disposition structurelle du système.

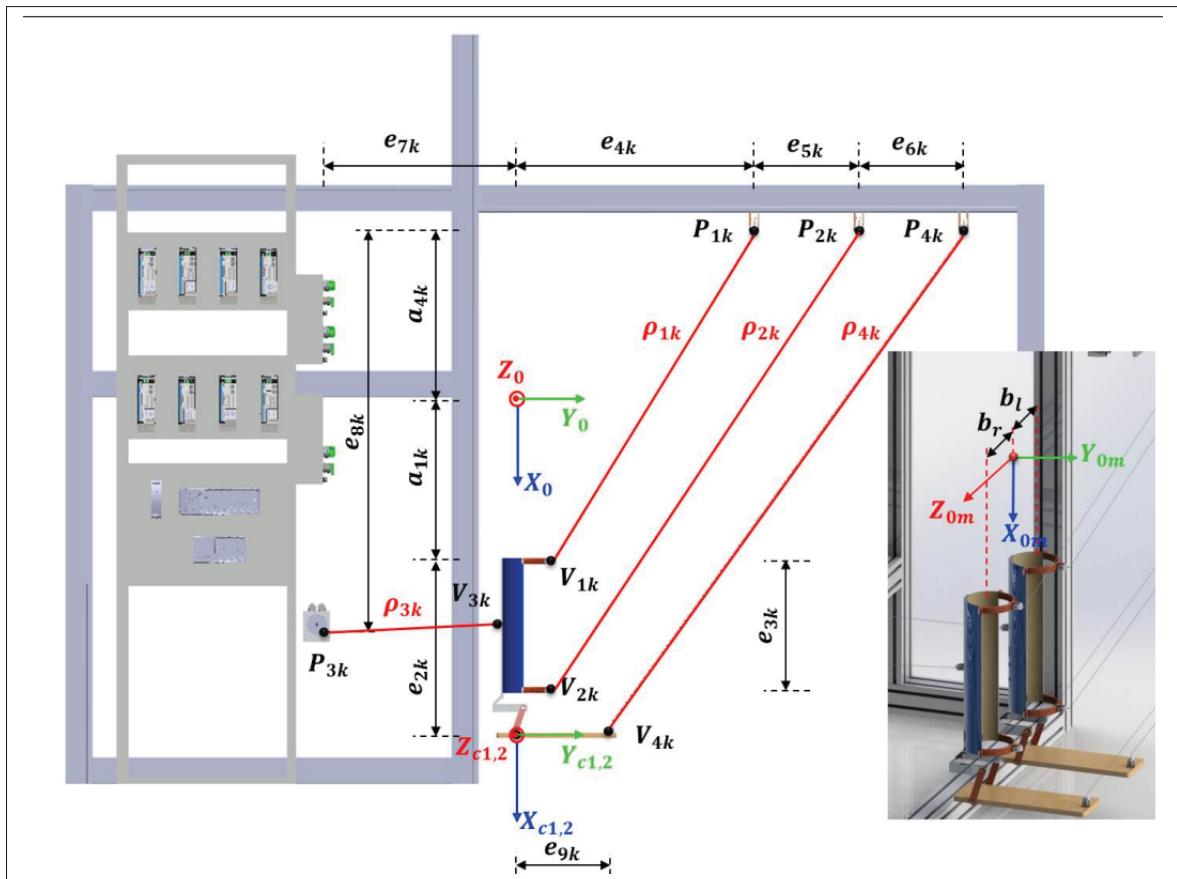


Figure 2.5 Paramètres géométriques et placement des référentiels du KINECAB
Tiré de Badi (2022, p.69)

Les vecteurs des points d'attache sur la base fixe sont :

$$P_{1r} = \begin{bmatrix} -a_{4r} \\ e_{4r} \\ b_r \end{bmatrix}, \quad P_{2r} = \begin{bmatrix} -a_{4r} \\ e_{4r} + e_{5r} \\ b_r \end{bmatrix}, \quad P_{3r} = \begin{bmatrix} -e_{8r} - a_{4r} \\ -e_{7r} \\ b_r \end{bmatrix}, \quad P_{4r} = \begin{bmatrix} -a_{4r} \\ e_{4r} + e_{5r} + e_{6r} \\ b_r \end{bmatrix}. \quad (2.25)$$

Les vecteurs des points d'attache sur la plateforme mobile sont :

$$V_{a1r} = \begin{bmatrix} -e_{2r} \\ \frac{e_{1r}}{2} \\ 0 \end{bmatrix}, \quad V_{a2r} = \begin{bmatrix} e_{3r} - e_{2r} \\ \frac{e_{1r}}{2} \\ 0 \end{bmatrix}, \quad V_{a3r} = \begin{bmatrix} \frac{e_{3r}}{2} - e_{2r} \\ -\frac{e_{1r}}{2} \\ 0 \end{bmatrix}, \quad V_{a4r} = \begin{bmatrix} 0 \\ e_{9r} \\ 0 \end{bmatrix}. \quad (2.26)$$

2.4.2 Cinématique du robot à câbles

En se basant sur la figure 2.5, l'équation (2.27) représente la cinématique du robot à câbles sous la forme vectorielle :

$$\vec{C}_r = \vec{\rho}_{ir} + \vec{P}_{ir} - Q_r \vec{V}_{ir} \quad (2.27)$$

Où \vec{C}_r représente la position cartésienne de l'effecteur terminal du robot dans le repère de base $\{X_0, Y_0, Z_0\}$. Les coordonnées des points d'attache sont respectivement notées P_{ir} pour les points sur la base fixe et V_{ir} pour les points sur la plateforme mobile. La matrice de rotation Q_r décrit l'orientation du repère mobile $\{X_c, Y_c, Z_c\}$ par rapport au repère de base. Le suffixe $i \in \{1, 2, 3, 4\}$ spécifie le numéro du câble et ρ_{ir} désigne la longueur du i^{me} câble.

$$Q_r = \begin{bmatrix} \cos(\theta_{1r} + \theta_{2r} + \theta_{3r}) & -\sin(\theta_{1r} + \theta_{2r} + \theta_{3r}) & 0 \\ \sin(\theta_{1r} + \theta_{2r} + \theta_{3r}) & \cos(\theta_{1r} + \theta_{2r} + \theta_{3r}) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.28)$$

$$\vec{C}_r = \begin{bmatrix} a_{1r} \cos(\theta_{1r}) + a_{2r} \cos(\theta_{1r} + \theta_{2r}) \\ a_{1r} \sin(\theta_{1r}) + a_{2r} \sin(\theta_{1r} + \theta_{2r}) \\ b_r \end{bmatrix} \quad (2.29)$$

D'après l'équation (2.27), la longueur du câble peut être exprimée de la manière suivante :

$$\vec{\rho}_{ir} = \vec{C}_r - \vec{P}_{ir} + Q_r \vec{V}_{ir} \quad (2.30)$$

Afin de calculer les longueurs de câbles, on applique la norme euclidienne à l'équation précédente :

$$\rho_{ir} = \| C_r - P_{ir} + Q_r V_{ir} \| \quad (2.31)$$

À l'état initial, les longueurs de câbles sont définies par :

$$\rho_{0r} = \begin{bmatrix} \rho_{10r} \\ \rho_{20r} \\ \rho_{30r} \\ \rho_{40r} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sqrt{(a_{1r} + a_{4r})^2 + (e_{4r} - \frac{e_{1r}}{2})^2} \\ \sqrt{(a_{1r} + a_{4r} + e_{3r})^2 + (e_{4r} + e_{5r} - \frac{e_{1r}}{2})^2} \\ \sqrt{(a_{1r} + a_{4r} + e_{2r})^2 + (e_{4r} + e_{5r} + e_{6r} - e_{9r})^2} \\ \sqrt{(e_{8r} - a_{1r} - a_{4r} - \frac{e_{3r}}{2})^2 + (e_{7r} - \frac{e_{1r}}{2})^2} \end{bmatrix} \quad (2.32)$$

Les longueurs de câbles après leur déplacement sont définies par le vecteur suivant :

$$\rho_{ir} = \rho_{0r} - r_r p_r \quad (2.33)$$

Où $p_r = [p_{1r}, p_{2r}, p_{3r}, p_{4r}]^T$ est le vecteur d'angles de poulies, et les rayons de poulies sont regroupés dans une matrice de forme diagonale suivante $r = [r_{1r}, r_{2r}, r_{3r}, r_{4r}]^T$.

2.4.3 Cinématique différentielle du robot en configuration debout

Les vitesses des câbles peuvent être exprimées en termes de variations de leurs longueurs :

$$\rho_i^2 = \sqrt{C^T C + 2C^T Q V_i - 2C^T P_i + V_i^T V_i - 2P_i^T Q V_i + P_i^T P_i} \quad (2.34)$$

Avec :

$$\begin{aligned} \rho_i \dot{\rho}_i &= C^T \dot{C} + (Q_i V_i)^T \dot{C} + C^T \dot{Q} V_i - P_i^T \dot{C} + V_i^T V_i - P_i^T \dot{Q} V_i \\ &= C^T \dot{C} + (Q_i V_i)^T \dot{C} + C^T (\omega Q V_i) - P_i^T \dot{C} + V_i^T V_i - P_i^T (\omega Q V_i) \\ &= (C + Q_i V_i - P_i)^T \dot{C} + (Q_i V_i (C - P_i))^T \omega \end{aligned} \quad (2.35)$$

Donc, les équations peuvent être écrites sous la forme suivante :

$$A_r \dot{\rho}_r = B_r t_r \quad (2.36)$$

avec :

$$A_r = \begin{bmatrix} \rho_{1r} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \rho_{2r} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \rho_{3r} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \rho_{4r} \end{bmatrix} \quad \text{et} \quad B_r = \begin{bmatrix} b_{1r}^T \\ b_{2r}^T \\ b_{3r}^T \\ b_{4r}^T \end{bmatrix} \quad (2.37)$$

L'expression ci-dessus peut également être formulée de cette manière :

$$\dot{\rho}_r = A_r^{-1} B_r t_r = J_{ABr} t_r \quad (2.38)$$

et

$$b_{ir}^T = [(C + Q_i V_i - P_i)^T (Q_i V_i (C - P_i))^T] t_{ir} = [\dot{C}_r^T \omega_r^T]^T \quad (2.39)$$

Soit :

$$J_{ABr} = A_r^{-1} B_r \quad (2.40)$$

Les accélérations des câbles peuvent s'exprimer :

$$\ddot{\rho}_r = A_r^{-1} (\dot{B}_r t_r + B_r \dot{t}_r - \dot{A}_r A_r^{-1} B_r t_r) \quad (2.41)$$

avec :

$$\dot{A}_r = \begin{bmatrix} \dot{\rho}_{1r} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \dot{\rho}_{2r} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \dot{\rho}_{3r} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \dot{\rho}_{4r} \end{bmatrix} \quad \text{et} \quad \dot{B}_r = \begin{bmatrix} \dot{b}_{1r}^T \\ \dot{b}_{2r}^T \\ \dot{b}_{3r}^T \\ \dot{b}_{4r}^T \end{bmatrix} \quad (2.42)$$

Les vitesses requises pour les moteurs sont :

$$\dot{p}_{ri} = \frac{\dot{\rho}_{ri}}{r_{ri}} \quad (2.43)$$

2.4.4 Dynamique du robot

La dynamique du système peut être décrite par les équations suivantes :

$$\tau = M(\theta) \ddot{\theta} + V(\theta, \dot{\theta}) + G(\theta) + F(\theta, \dot{\theta}), \quad (2.44)$$

où $M(\theta)$ est la matrice de masse, $V(\theta, \dot{\theta})$ est le vecteur des forces centrifuges et de Coriolis, $G(\theta)$ est le vecteur de gravité, et $F(\theta, \dot{\theta})$ est le vecteur des frottements.

2.4.5 Modélisation des Sous-Systèmes de Tension

En raison de la configuration géométrique des câbles et en connaissant les spécifications du vecteur de la tension requise pour réaliser le mouvement désiré T_D , il est possible de trouver les expressions du vecteur des tensions des câbles ($T_{1r}, T_{2r}, T_{3r}, T_{4r}$).

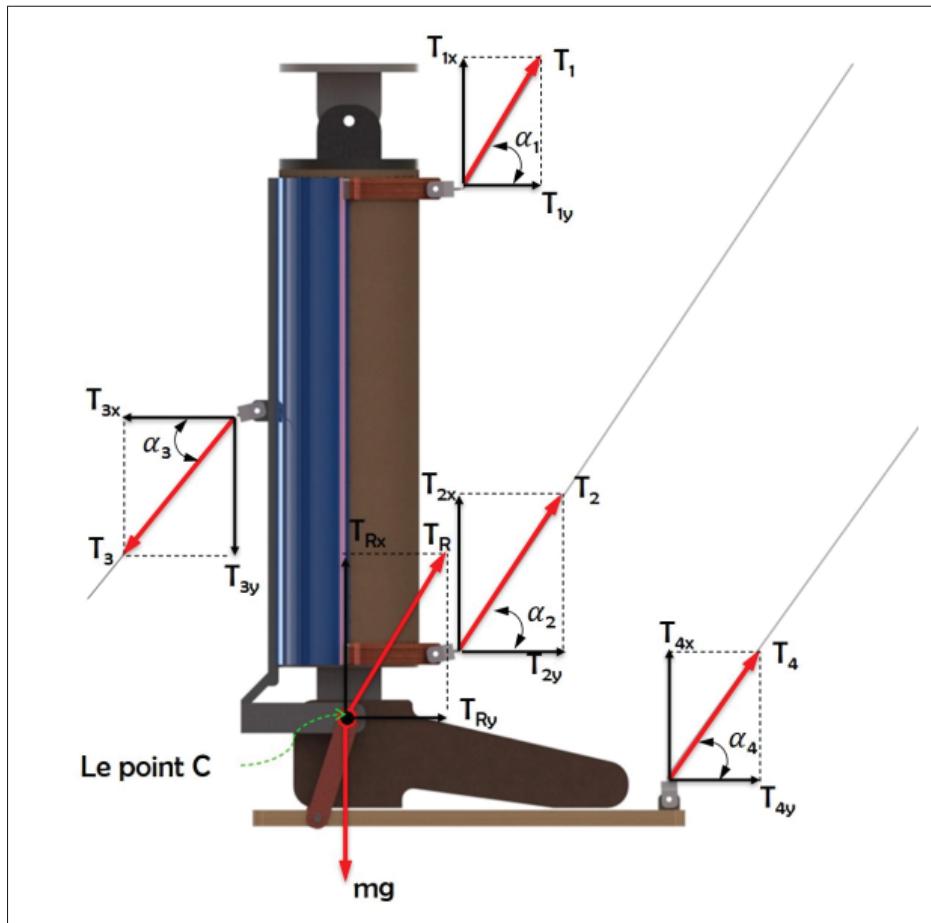


Figure 2.6 Représentation des composants géométriques des vecteurs de tension des câbles
 Tiré de Badi (2022, p.105)

Suivant les définitions présentées à la figure 2.6, le vecteur des tensions des câbles peut se développer comme suit :

$$T_R = \begin{bmatrix} T_{Rx} \\ T_{Ry} \\ T_{Rz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} T_{1xr} + T_{2xr} - T_{3xr} + T_{4xr} \\ T_{1yr} + T_{2yr} - T_{3yr} + T_{4yr} \\ 0 \end{bmatrix} \quad (2.45)$$

$$T_R = \begin{bmatrix} T_{1r} \sin(\alpha_{1r}) + T_{2r} \sin(\alpha_{2r}) - T_{3r} \sin(\alpha_{3r}) + T_{4r} \sin(\alpha_{4r}) \\ T_{1r} \cos(\alpha_{1r}) + T_{2r} \cos(\alpha_{2r}) - T_{3r} \cos(\alpha_{3r}) + T_{4r} \cos(\alpha_{4r}) \\ 0 \end{bmatrix} \quad (2.46)$$

$$T_D = \begin{bmatrix} T_{Dx} \\ T_{Dy} \\ T_{Dz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} T_{Rx} - mg_x \\ T_{Ry} - mg_y \\ T_{Rz} - mg_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} T_{Rx} - mg_x \\ T_{Ry} \\ 0 \end{bmatrix} \quad (2.47)$$

Sachant que le couple qu'il faut appliquer au moteur pour assurer la tension dans le câble est $\tau_r = rT$ (r est le rayon de l'enrouleur) et avec la dynamique des enrouleurs, les couples à appliquer aux deux sous-systèmes seront alors :

$$\tau_r = rT_D + I_{mr}\ddot{p}_r + f_r\dot{p}_r \quad (2.48)$$

Où I_{mr} est la matrice diagonale des inerties du mécanisme d'enroulement, f_r est la matrice diagonale des coefficients de frottements.

$$I_{mr} = \begin{bmatrix} I_{m1r} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & I_{m2r} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & I_{m3r} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & I_{m4r} \end{bmatrix} \quad \text{et} \quad f_r = \begin{bmatrix} f_{m1r} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & f_{m2r} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & f_{m3r} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & f_{m4r} \end{bmatrix} \quad (2.49)$$

2.5 Conclusion

Ce chapitre permet de spécifier les différents modèles géométriques et dynamiques utilisés pour KINECAB. Les modèles géométriques incluent la représentation de la configuration spatiale des membres inférieurs et du robot à câble. En parallèle, les modèles dynamiques englobent les équations de mouvement ainsi que les forces et les couples impliqués dans les déplacements. Ces modèles seront adoptés dans le prochain chapitre pour le développement et l'implémentation de la stratégie de commande pour le robot à câble. De même, la génération de la trajectoire dédiée aux membres inférieurs, abordée au chapitre trois, sera utilisée pour la synthèse de la commande. Les performances et les limitations relatives à cette stratégie de commande seront également présentées.

CHAPITRE 3

COMMANDÉ DU ROBOT À CÂBLES KINECAB

3.1 Introduction

Dans ce chapitre, l'étude de la commande du système non linéaire est détaillée, en mettant en valeur les améliorations apportées pour obtenir des résultats optimaux. Plutôt que d'utiliser plusieurs approches de contrôle, comme souvent mentionné dans la littérature, une loi de commande spécifique a été développée. Plus précisément, une commande par mode glissant (SMC) avec performance prescrite a été mise en œuvre pour assurer une stabilité et une performance élevées malgré les non-linéarités et les perturbations du système. Le processus de développement implique l'analyse des dynamiques du système, la formulation de la loi de commande et des améliorations itératives en fonction des résultats des tests.

3.1.1 Modèle dynamique

La mise en œuvre du contrôle pour les robots à câbles nécessite de déterminer les positions dans l'espace cartésien, correspondant aux points d'extrémité des effecteurs de câbles. Cela est crucial pour déterminer l'orientation des moteurs. L'équation de la cinématique directe montre comment ces deux aspects sont liés.

$$C = \rho_{ik} + P_{ik} - Q_k V_{ik} \quad (3.1)$$

pour $i \in \{1, \dots, n\}$, où $n = 4$ câbles, et $Q_k \in \mathbb{R}^{3 \times 3}$. La Fig. 3.1 montre un diagramme d'un robot à câbles avec différents référentiels et des vecteurs marqués. Le référentiel de base est représenté par les axes fixes X_o , Y_o et Z_o . Les référentiels mobiles, attachés au patient, sont marqués par les axes X_{s1} , Y_{s1} et Z_{s1} . Les vecteurs ρ_i et v_i indiquent les positions et directions des câbles entre les points d'attache P_i et les points de passage V_i .

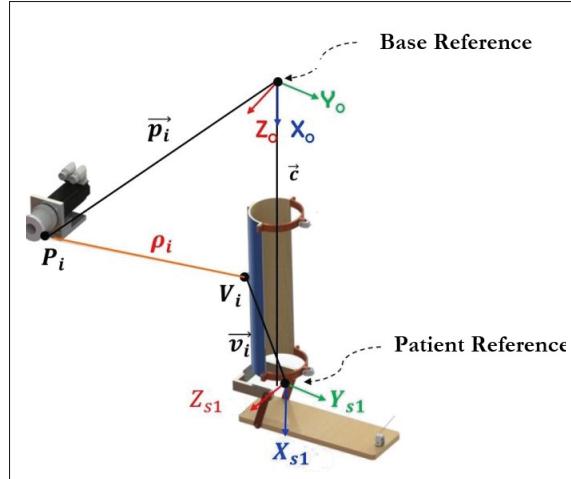


Figure 3.1 Paramètres géométriques et placement des référentiels KINECAB
Adapté de Badi (2022, p.71)

Soit $\Omega = [x, y, z]^T$, l'équation dynamique du robot dans l'espace cartésien s'exprime comme suit :

$$M_\Omega(\theta)\ddot{\Omega} + F_\Omega(\theta, \dot{\theta}) = \tau_\Omega + \tau_{\Omega d} \quad (3.2)$$

Avec :

$$F_\Omega(\theta, \dot{\theta}) = C_\Omega(\theta, \dot{\theta})\dot{\Omega} + G_\Omega(\theta),$$

$M_\Omega(\theta)$: la matrice d'inertie ($n \times n$), définie positive et inversible,

$C_\Omega(\theta, \dot{\theta})$: la matrice des Forces Coriolis et centrifuges ($n \times n$),

$G_\Omega(\theta)$: le vecteur de gravité ($n \times 1$),

τ_Ω : le vecteur de couple d'entrée ($n \times 1$),

$\tau_{\Omega d}$: le vecteur de perturbations bornées et inconnues ($n \times 1$).

Les matrices $M_\Omega(\theta)$, $C_\Omega(\theta, \dot{\theta})$ et $G_\Omega(\theta)$ sont définies dans le chapitre deux, aux équations (2.22), (2.23) et (2.24). Notons que cette démarche peut être appliquée aux deux membres inférieurs, aussi bien du côté droit que du côté gauche.

En général, dans l'espace cartésien, les matrices $M_\Omega(\theta)$, $C_\Omega(\theta, \dot{\theta})$ et $G_\Omega(\theta)$ peuvent être écrites

comme suit :

$$\begin{cases} M_\Omega(\theta) = M_{\Omega 0}(\theta) + \Delta M_\Omega(\theta) \\ C_\Omega(\theta, \dot{\theta}) = C_{\Omega 0}(\theta, \dot{\theta}) + \Delta C_\Omega(\theta, \dot{\theta}) \\ G_\Omega(\theta) = G_{\Omega 0}(\theta) + \Delta G_\Omega(\theta) \end{cases} \quad (3.3)$$

Avec : $M_{\Omega 0}(\theta)$, $C_{\Omega 0}(\theta, \dot{\theta})$ et $G_{\Omega 0}(\theta)$ sont les valeurs nominales et $\Delta M(\theta)$, $\Delta C(\theta, \dot{\theta})$, $\Delta G(\theta)$ représentent les incertitudes du système. À partir des équations (3.2) et (3.3), la dynamique peut être réécrite sous la forme suivante :

$$M_{\Omega 0}(\theta) \ddot{\Omega} + C_{\Omega 0}(\theta, \dot{\theta}) \dot{\Omega} + G_{\Omega 0}(\theta) = \tau_\Omega + U_\Omega(\Omega, \dot{\Omega}, \ddot{\Omega}) \quad (3.4)$$

L'incertitude globale $U_\Omega(\Omega, \dot{\Omega}, \ddot{\Omega})$ est définie comme suit :

$$U_\Omega(\Omega, \dot{\Omega}, \ddot{\Omega}) = \tau_{\Omega d} - \Delta M_\Omega(\theta) \ddot{\Omega} - \Delta C_\Omega(\theta, \dot{\theta}) \dot{\Omega} - \Delta G_\Omega(\theta) \quad (3.5)$$

L'erreur de suivi de la position, l'erreur de suivi de la vitesse et l'erreur d'accélération sont désignées par les termes suivants :

$$e = \Omega - \Omega_d, \dot{e} = \dot{\Omega} - \dot{\Omega}_d, \ddot{e} = \ddot{\Omega} - \ddot{\Omega}_d \quad (3.6)$$

Le même principe utilisé dans la partie de modélisation est appliqué dans la partie commande, en commençant par l'application de la commande sur le modèle des membres inférieurs dans l'espace cartésien, puis en passant au modèle du robot qui consiste à appliquer le contrôle sur les moteurs.

3.2 Conception de la Commande

La loi de commande dans ce mémoire est composée de différentes parties basées sur la commande non linéaire par mode glissant. La loi de commande intègre des approches complémentaires telles que la performance prescrite, la linéarisation par retour d'état (feedback linearisation) et

la saturation. Ces méthodes sont combinées pour améliorer la robustesse et les performances globales du système.

3.2.1 Contrôle par mode glissant à temps fixe

Un algorithme de commande non linéaire par mode glissant destiné aux robots est développé dans cette partie. Le contrôle par mode glissant (SMC) est une stratégie de contrôle robuste visant à diriger la trajectoire d'un système vers une surface de glissement déterminée. Cette surface fictive est essentiellement définie en fonction de l'erreur de suivi et peut être représentée dans un plan de phase par l'erreur et sa dérivée. Le processus de commande se déploie en deux phases (Fallaha *et al.*, 2010). La première phase est le mode d'atteinte, qui a pour objectif de conduire la trajectoire du système à partir de sa position initiale jusqu'à la surface de glissement. La deuxième phase est le mode de glissement, qui a pour objectif de faire glisser le système le long de cette surface jusqu'au point d'équilibre. Face aux variations paramétriques et aux perturbations inattendues, cette approche offre une efficacité et une fiabilité significatives pour les systèmes dynamiques complexes. Malgré ses multiples avantages, ce contrôle présente également deux désavantages majeurs (Fallaha *et al.*, 2010). Commençant par le phénomène de réticence, résultant de commutations rapides et fréquentes du signal de commande au niveau de la phase de glissement. Ce phénomène cause une détérioration accélérée des composants mécaniques et affecte la performance du système. De plus, l'état initial du système peut retarder la réponse du système. Ces phénomènes sont directement liés aux paramètres choisis dans la loi de commande. Par exemple, des valeurs suffisamment grandes pour ces paramètres permettent d'obtenir de bonnes performances en matière de robustesse, de précision de suivi, et de rapidité. En revanche, cela entraîne une augmentation du phénomène de chattering. Cela constitue un dilemme sur lequel de nombreux chercheurs ont travaillé afin de trouver une solution. Sai *et al.* (2022) ont proposé un nouveau schéma de contrôle adaptatif non singulier du mode glissant à temps fixe (ANFSMC). Cette approche permet de converger rapidement vers les trajectoires de référence, tout en garantissant un temps de convergence invariant par rapport aux états initiaux du système.

L'article (Zhang *et al.*, 2019) a proposé la fonction non linéaire $f(e)$ définie comme suit :

$$f(e_i) = \begin{cases} k_{f1} \text{sig}^{\beta_1}(e_i) + k_{f2} \delta_e^{|e_i|} e_i, & \text{si } |e_i| < \delta_e \\ \text{sig}^{\beta_2}(e_i), & \text{si } |e_i| \geq \delta_e \end{cases} \quad (3.7)$$

Les constantes k_{f1} et k_{f2} sont définies comme :

$$k_{f1} = \frac{-1 - \ln(\delta_e)}{\beta_2 - \delta_e \ln(\delta_e)}, \quad k_{f2} = \frac{\delta_e^{2\beta_2-2}}{\beta_2 - \delta_e \ln(\delta_e)} \quad (3.8)$$

$$\text{sig}^{\beta_1}(e_i) = |e_i|^{\beta_1} \text{sign}(e_i), \quad (\beta_1 > 0) \quad (3.9)$$

Selon l'article (Zhang *et al.*, 2019), les paramètres sont définis comme suit : $\delta_e \in (0, \exp(-1))$, avec $\beta_1 = 2 - \delta_e$ et $\beta_2 = 1 - \delta_e$.

La dérivée première de $f(e)$ par rapport à e est introduite comme suit :

$$h(e_i) = \begin{cases} k_{f1} \beta_1 |e_i|^{\beta_1-1} + k_{f2} (|e_i| \ln(\delta_e) + 1) \delta_e^{|e_i|}, & \text{si } |e_i| < \delta_e \\ \beta_2 |e_i|^{\beta_2-1} \dot{e}, & \text{si } |e_i| \geq \delta_e \end{cases} \quad (3.10)$$

Le vecteur $F(e)$ et la matrice diagonale $H(e)$ sont désignés par :

$$F(e) = [f(e_1), f(e_2), \dots, f(e_n)]^T \quad (3.11)$$

$$H(e) = \text{diag}\{h(e_i)\}, \quad i = 1, 2, \dots, n \quad (3.12)$$

$H(e)$ est représentée sous forme de matrice diagonale principalement pour garantir la cohérence dimensionnelle dans les calculs effectués dans le cadre du contrôle par mode glissant. $F(e)$ est un vecteur qui applique des fonctions non linéaires à chaque composante du vecteur d'erreur e . Lors de la dérivation de $F(e)$, chaque fonction produit une dérivée qui dépend de la composante correspondante de e . Le vecteur e ainsi que sa dérivée \dot{e} sont des fonctions explicites du temps.

La surface NFSMC est proposée selon l'article comme suit :

$$s = \dot{e} + P_1 F(e) + P_2 \text{Sig}^\alpha(e) \quad (3.13)$$

Où P_1, P_2 sont deux matrices diagonales définies positives, α est une matrice définie positive. Ainsi,

$$\dot{s} = \ddot{e} + P_1 H(e) \dot{e} + P_2 \lfloor e \rfloor^{\alpha-1} \dot{e} \quad (3.14)$$

Où la matrice diagonale $\lfloor e \rfloor^{\alpha-1} \in \mathbb{R}^{n \times n}$ est définie comme :

$$\lfloor e \rfloor^{\alpha-1} = \text{diag}(\alpha_1 |e_1|^{\alpha_1-1}, \dots, \alpha_n |e_n|^{\alpha_n-1}) \quad (3.15)$$

Le couple obtenu peut être défini comme :

$$\tau_\Omega = \tau_{eq} + \tau_{sm} \quad (3.16)$$

À partir de l'équation dynamique (3.2), l'accélération du robot peut s'écrire sous la forme suivante en négligeant l'incertitude globale :

$$\ddot{\Omega} = M_{\Omega 0}(\theta)^{-1} (\tau_\Omega - C_{\Omega 0}(\theta, \dot{\theta}) \dot{\Omega} - G_{\Omega 0}(\theta)) \quad (3.17)$$

L'accélération peut être remplacée par l'expression trouvée (3.17) dans l'équation (3.16) pour $\dot{s} = 0$.

$$\begin{aligned} \dot{s} &= \ddot{e} + P_1 H(e) \dot{e} + P_2 \lfloor e \rfloor^{\alpha-1} \dot{e} \\ &= \ddot{\Omega} - \ddot{\Omega}_d + P_1 H(e) \dot{e} + P_2 \lfloor e \rfloor^{\alpha-1} \dot{e} \\ &= M_{\Omega 0}(\theta)^{-1} (\tau_\Omega - C_{\Omega 0}(\theta, \dot{\theta}) \dot{\Omega} - G_{\Omega 0}(\theta)) - \ddot{\Omega}_d + P_1 H(e) \dot{e} + P_2 \lfloor e \rfloor^{\alpha-1} \dot{e} \end{aligned} \quad (3.18)$$

La commande équivalente peut être exprimée comme :

$$\begin{aligned}\tau_{eq} = & -P_1 M_{\Omega 0}(\theta) H(e) \dot{e} - P_2 M_{\Omega 0}(\theta) \lfloor e \rfloor^{\alpha-1} \dot{e} \\ & + C_{\Omega 0}(\theta, \dot{\theta}) \dot{\Omega} + G_{\Omega 0}(\theta) + M_{\Omega 0}(\theta) \ddot{\Omega}_d\end{aligned}\quad (3.19)$$

Afin d'assurer la robustesse et la convergence rapide en temps fixe, la loi de convergence suivante est utilisée :

$$\tau_{sm} = -\Lambda_1 \text{Sig}^{c_1}(s) - \Lambda_2 \text{Sig}^{c_2}(s) - \Lambda_3 \text{sign}(s) \quad (3.20)$$

Où $c_1 > 1$ et $0 < c_2 < 1$ et Λ_1, Λ_2 et $\Lambda_3 \in \mathbb{R}^{n \times n}$ sont des matrices diagonales définies positives.

3.2.2 Approche de performance prescrite

L'idée de cette approche se concentre sur la conception d'une fonction de performance pour borner les erreurs de suivi et garantir l'atteinte des objectifs de performance. En raison de la complexité d'application directe sur les dynamiques d'erreur, une stratégie de transformation d'erreur (Bechlioulis & Rovithakis, 2008) est utilisée pour simplifier le problème. Cela signifie que l'approche est appliquée à une erreur transformée tout en garantissant que l'erreur d'origine suive les performances prescrites. La fonction de performance prescrite est définie comme suit :

$$g(t) = g_{\infty} + (g_0 - g_{\infty}) \exp^{-\lambda t} \quad (3.21)$$

$$\text{avec } \lambda > 0 \text{ et } 0 < g_{\infty} < g_0 \quad (3.22)$$

Cette fonction est positive et décroissante dans le temps. Les limites d'erreur sont introduites comme suit :

$$-\delta_g g(t) < e_i < \delta_g g(t) \quad (3.23)$$

$$-\delta_g < \frac{e_i}{g(t)} < \delta_g \quad (3.24)$$

$$-\delta_g < \Gamma(\gamma_i) < \delta_g \quad (3.25)$$

La fonction de performance $\Gamma(\gamma_i)$ est conçue pour être à la fois strictement croissante et bornée, ce qui peut être exprimé de la manière suivante :

$$\Gamma(\gamma_i) = \frac{\delta_g \exp^{\gamma_i} - \delta_g \exp^{-\gamma_i}}{\exp^{\gamma_i} + \exp^{-\gamma_i}} \quad (3.26)$$

Avec la transformation de l'erreur de suivi est exprimée comme suit :

$$\gamma_i = \ln \left(\frac{e_i + \delta_g g}{\delta_g g - e_i} \right)^{\frac{1}{2}} \quad (3.27)$$

La dérivée première de la variable d'erreur transformée est donnée par :

$$\dot{\gamma}_i = \frac{\delta_g \dot{e}_i g(t) - \delta_g e_i \dot{g}(t)}{(\delta_g g(t))^2 - e_i^2} \quad (3.28)$$

La dérivée seconde de la variable d'erreur transformée est sous la forme suivante :

$$\ddot{\gamma}_i = \gamma_{1i} \ddot{e}(t) + \gamma_{2i} \quad (3.29)$$

3.2.3 Linéarisation par Feedback Entrée/Sortie

Cette section présente la technique de feedback linearization. Cette technique est applicable dans les commandes des systèmes non linéaires, permettant de trouver un système équivalent plus simple à manipuler. Commençant par le découplage de système, le modèle dynamique (3.2) peut être reformulé comme suit, avec \bar{M} une matrice diagonale :

$$\bar{M}_\Omega \ddot{\Omega} + (M_\Omega(\theta) - \bar{M}_\Omega) \dot{\Omega} + F_\Omega(\theta, \dot{\theta}) = \tau_\Omega + \tau_{\Omega d} \quad (3.30)$$

Prenons :

$$\begin{aligned}
 F_{\Omega 0}(\theta, \dot{\theta}) &= C_{\Omega 0}(\theta, \dot{\theta})\dot{\Omega} + G_{\Omega 0}(\theta) \\
 \Delta F_{\Omega}(\theta, \dot{\theta}) &= \Delta C_{\Omega}(\theta, \dot{\theta})\dot{\Omega} + \Delta G_{\Omega}(\theta) \\
 U_{FL}(\Omega, \dot{\Omega}, \ddot{\Omega}, \tau_{\Omega d}) &= (M_{\Omega}(\theta) - \bar{M}_{\Omega})\ddot{\Omega} + \Delta F_{\Omega}(\theta, \dot{\theta}) - \tau_{\Omega d}
 \end{aligned} \tag{3.31}$$

Le modèle dynamique peut être présenté sous la forme suivante :

$$\bar{M}_{\Omega}\ddot{\Omega} + F_{\Omega 0}(\theta, \dot{\theta}) + U_{FL}(\Omega, \dot{\Omega}, \ddot{\Omega}, \tau_{\Omega d}) = \tau_{\Omega} \tag{3.32}$$

En appliquant la technique de feedback linearization, la commande virtuelle est exprimée comme suit :

$$v(t) = \bar{M}_{\Omega}^{-1}(\tau_{\Omega} - F_{\Omega 0}(\theta, \dot{\theta})) \tag{3.33}$$

Les équations (3.32) et (3.33) permettent de déduire l'expression suivante :

$$\ddot{\Omega} = v(t) - \bar{M}_{\Omega}^{-1}U_{FL}(\Omega, \dot{\Omega}, \ddot{\Omega}, \tau_{\Omega d}) \tag{3.34}$$

3.2.4 Contrôleur proposé

La conception du contrôleur proposé est essentiellement basée sur la combinaison de trois approches précédemment présentées. En commençant par la surface de commande glissante (SMC), qui devient une fonction de la transformation d'erreur, elle est représentée de la manière suivante :

$$s(\gamma) = \dot{\gamma} + P_1 F(\gamma) + P_2 \text{Sig}^{\alpha}(\gamma) \tag{3.35}$$

Et voici sa dérivée :

$$\dot{s}(\gamma) = \ddot{\gamma} + P_1 H(\gamma)\dot{\gamma} + P_2 |\gamma|^{\alpha-1} \dot{\gamma} \tag{3.36}$$

La commande équivalente peut être exprimée comme suit :

$$v_{eq}(t) = \ddot{\Omega}_d - \gamma_1^{-1} \left(\gamma_2 + P_1 H(\gamma) \dot{\gamma} + P_2 \lfloor \gamma \rfloor^{\alpha-1} \dot{\gamma} \right) \quad (3.37)$$

Où γ_{1i} et γ_{2i} sont définis comme :

$$\gamma_{1i} = \frac{-\delta_g g(t)}{e_i^2 - (\delta_g g(t))^2} \quad (3.38)$$

$$\gamma_{2i} = \frac{\ddot{g}(t) \delta_g e_i^3 + 2g(t) e_i \dot{e}_i^2 - 2e_i^2 \dot{e}_i \dot{g}(t) - e_i g(t)^2 \ddot{g}(t) \delta_g^2 - 2g(t)^2 \dot{e}_i \dot{g}(t) \delta_g^2 - 2e_i g(t) \ddot{g}(t) \delta_g^2}{(e_i^2 - (\delta_g g(t))^2)^2} \quad (3.39)$$

Étant donné que le modèle du robot n'est pas entièrement connu en raison des variations de paramètres, des perturbations et de la force d'interaction homme-robot inconnue, la loi d'atteinte suivante est ajoutée pour garantir la robustesse.

$$v_{sm}(t) = -\gamma_1^{-1} (\Lambda_1 \text{Sig}^{c_1}(s) + \Lambda_2 \text{Sig}^{c_2}(s) + \Lambda_3 \text{Sign}(s)) \quad (3.40)$$

Étant donné que le travail annoncé sera appliqué de manière expérimentale, il est essentiel de protéger les moteurs contre les dommages potentiels (tels que la surcharge thermique et les fluctuations d'énergie) et d'assurer la prévisibilité de leur comportement face à des pics de courant extrêmes requis par la commande par mode glissant en temps fixe (SMC). Pour ce faire, un bloc de saturation peut être ajouté entre le signal de commande et les moteurs, qui agissent en tant qu'actionneurs. Cette configuration permettra de protéger les moteurs contre le dépassement de leurs limites opérationnelles.

Lors des simulations, il a été observé que le signal de commande atteint parfois les limites de saturation, ce qui nécessite l'ajout d'un compensateur. Ce compensateur aide à gérer les conditions de saturation tout en ajustant le signal de commande, garantissant ainsi la stabilité du système même lorsqu'il est soumis à ces conditions extrêmes. Le signal du compensateur

proposé est défini comme suit :

$$\tau_{\Omega c} = -\Lambda_6 M_0^{-1}(\Omega) \xi \quad (3.41)$$

où la variable auxiliaire ξ évolue selon les conditions suivantes :

$$\dot{\xi} = \begin{cases} 0 & , si \|\xi\| < \xi_0 \\ -\Lambda_3 \text{Sig}^\beta(\xi) - \Lambda_4 \text{Sig}^\alpha(\xi) - \Lambda_5 \Delta \tau_{\Omega c} & , si \|\xi\| > \xi_0 \end{cases} \quad (3.42)$$

avec : $\Delta \tau_{\Omega c} = \tau_{\Omega} - \text{sat}(\tau_{\Omega})$

Le compensateur fonctionne en ajustant le signal de commande en fonction de l'erreur (ξ) entre les états souhaités et réels, ce qui aide à atténuer les effets du bloc de saturation. De cette manière, le système de contrôle reste stable, même en cas de forte demande, protégeant ainsi les moteurs des dommages potentiels dus à un surentraînement. Finalement, le contrôleur proposé correspond à la somme des expressions précédentes et peut être exprimé de la manière suivante :

$$\tau_{\Omega} = \bar{M}_{\Omega} v(t) + F_{\Omega 0}(\Omega, \dot{\Omega}) + \tau_{\Omega c} \quad (3.43)$$

La figure (3.2) représente tous les éléments liés au système. La partie A inclut tous les composants logiciels. Le bloc de génération de trajectoires définit la trajectoire désirée que les articulations du membre inférieur doivent suivre, en fonction d'une série d'exercices spécifiés par la thérapie. Cette trajectoire comprend les positions spécifiques que chaque articulation doit atteindre au cours du traitement. Les positions des articulations sont ensuite transformées en espace cartésien, facilitant ainsi la représentation spatiale et le contrôle des positions dans un cadre tridimensionnel, permettant une gestion plus efficace des mouvements complexes. Le système de contrôle comprend plusieurs sous composants critiques pour le fonctionnement du système : le contrôleur, qui utilise les méthodes de commande en mode glissant à temps fixe pour assurer la précision et la stabilité du suivi de trajectoire, le bloc de saturation, qui limite le signal de commande pour éviter des valeurs extrêmes, et le compensateur, qui ajuste le signal de commande pour compenser les effets de saturation et maintenir la stabilité du système. Les

valeurs de couple obtenues en espace cartésien sont ensuite transformées en tensions des câbles.

Cette transformation est essentielle pour convertir les forces nécessaires au mouvement des articulations en tension spécifique appliquée aux câbles, lesquelles sont ensuite multipliées par le rayon d'enroulement des moteurs pour obtenir les forces d'entraînement correctes. Cette partie est bien décrite dans le deuxième chapitre. La partie B de la figure inclut les composants matériels du système, en particulier ceux qui interagissent directement avec le patient. Cela inclut le contrôleur déjà décrit, qui est connecté à la plateforme matérielle comprenant tous les éléments physiques nécessaires pour exécuter les commandes de mouvement. Le bloc KINECAB symbolise tous les composants matériels présents dans l'espace du travail, incluant la base de contrôle FPGA (Field-Programmable Gate Array) utilisée pour gérer les tâches en temps réel, les modules d'interface nécessaires pour interfacer les différents composants matériels tels que les moteurs et les câbles avec le contrôleur, et les moteurs qui fournissent la force nécessaire pour déplacer les câbles, tandis que les câbles sont attachés aux extrémités des membres du patient pour guider les mouvements. Les modules SDF (Smart Feedback Devise) déterminent la vitesse et la position des moteurs, fournissant un retour d'information cruciale pour ajuster la commande en temps réel et assurer des mouvements fluides et précis. Les extrémités des câbles sont connectées aux membres du patient, permettant ainsi le contrôle direct des mouvements des membres inférieurs selon la trajectoire prescrite.

En résumé, le système fonctionne de la manière suivante : le générateur de trajectoire définit une

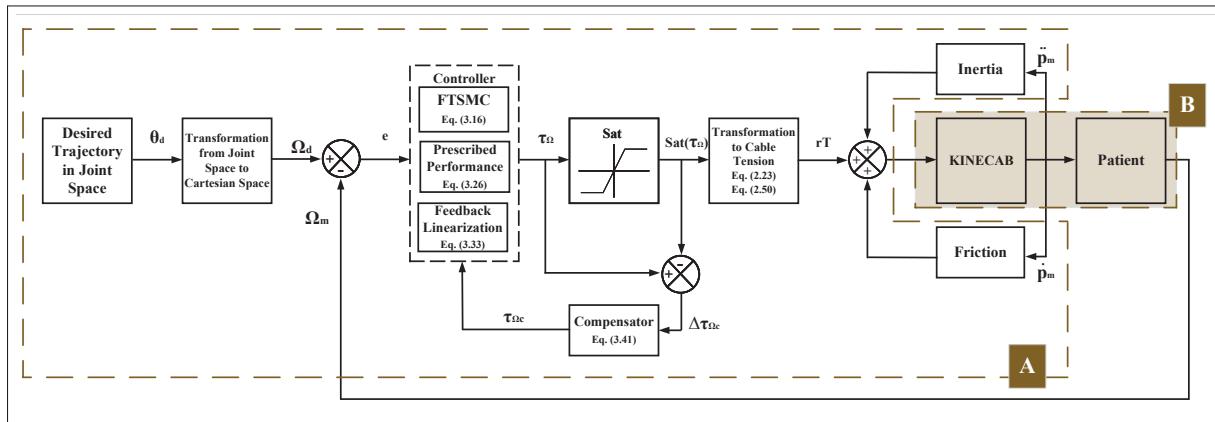


Figure 3.2 Schéma global du système en boucle fermée

séquence de positions que les articulations du membre inférieur du patient doivent suivre. Ces positions sont transformées en espace cartésien, facilitant le contrôle spatial des mouvements. Le système de contrôle utilise ces informations pour calculer les commandes nécessaires, les ajustant par le biais du bloc de saturation et le compensateur pour éviter les valeurs extrêmes et maintenir la stabilité. Les couples calculés sont ensuite transformés en tension des câbles, qui sont appliqués par les moteurs pour déplacer les câbles et guider les membres du patient selon la trajectoire prescrite. La base de contrôle FPGA et les modules SDF assurent une gestion en temps réel des opérations, garantissant des mouvements précis et sûrs. Ce système intégré assure ainsi un suivi de mouvement précis et efficace, aidant à la rééducation des membres inférieurs du patient en fournissant des trajectoires de mouvement contrôlées et adaptées.

3.3 Analyse de la stabilité

Pour prouver la stabilité en temps fixe du contrôleur proposé tout en assurant une performance prescrite, la fonction de Lyapunov suivante est sélectionnée :

$$V = \frac{1}{2} s^T s \quad (3.44)$$

où s représente la surface de glissement. Cette fonction est choisie car elle est positive définie et simple à dériver, ce qui facilite l'analyse de stabilité. La dérivée temporelle de V est donnée par :

$$\dot{V} = s^T \dot{s} \quad (3.45)$$

Les équations (3.33),(3.37) et (3.40) permettent de déduire l'expression suivante :

$$\ddot{\Omega} = \overline{M}^{-1} (v_{eq} + v_{sm} - F_{\Omega 0}(\theta, \dot{\theta})) \quad (3.46)$$

En utilisant les équations (3.14), (3.19), (3.20) et (3.34) , \dot{s} peut être réécrite en fonction des contrôles appliqués :

$$\dot{s} = -\overline{M}^{-1} U_{FL} - \Lambda_1 \text{Sig}^{c_1}(s) - \Lambda_2 \text{Sig}^{c_2}(s) - \Lambda_3 \text{sign}(s) \quad (3.47)$$

En substituant cette expression dans la dérivée temporelle de V , l'expression suivante est obtenue :

$$\begin{aligned}\dot{V} &= s^T \left(-\bar{M}^{-1} U_{FL} - \Lambda_1 \text{Sig}^{c_1}(s) - \Lambda_2 \text{Sig}^{c_2}(s) - \Lambda_3 \text{sign}(s) \right) \\ &= -s^T \bar{M}^{-1} U_{FL} - s^T \Lambda_1 \text{Sig}^{c_1}(s) - s^T \Lambda_2 \text{Sig}^{c_2}(s) - s^T \Lambda_3 \text{sign}(s)\end{aligned}\quad (3.48)$$

Pour garantir que \dot{V} est définie négative, il est nécessaire de montrer que :

$$\dot{V} \leq -\underline{\Lambda}_1 \|s\|^{c_1+1} - \underline{\Lambda}_2 \|s\|^{c_2+1} - (\underline{\Lambda}_3 - \|\bar{M}^{-1} U_{FL}\|) \|s\| \quad (3.49)$$

En imposant la condition suivante :

$$\underline{\Lambda}_3 \geq \|\bar{M}^{-1} U_{FL}\| \quad (3.50)$$

Le terme $(\underline{\Lambda}_3 - \|\bar{M}^{-1} U_{FL}\|) \|s\|$ est ainsi positif. Par conséquent :

$$\dot{V} \leq -\underline{\Lambda}_1 \|s\|^{c_1+1} - \underline{\Lambda}_2 \|s\|^{c_2+1} \quad (3.51)$$

En réécrivant l'inégalité en termes de la somme des contributions de chaque surface de glissement :

$$\dot{V} \leq \sum_{i=1}^n -\underline{\Lambda}_1 (2V_i)^{0.5(c_{1i}+1)} - \underline{\Lambda}_2 (2V_i)^{0.5(c_{2i}+1)} \quad (3.52)$$

Selon les résultats de (Polyakov, 2012), chaque surface de glissement converge vers zéro dans un temps maximal fixe donné par :

$$T_{\max} = \frac{1}{2^{0.5(c_{1i}-1)} \underline{\Lambda}_1 (c_{1i} - 1)} + \frac{1}{2^{0.5(c_{2i}-1)} \underline{\Lambda}_2 (1 - c_{2i})} \quad (3.53)$$

Cette analyse montre que, sous les conditions définies, le système est stable en temps fixe et les performances prescrites peuvent être garanties. La sélection appropriée des paramètres $\underline{\Lambda}_1$, $\underline{\Lambda}_2$ et $\underline{\Lambda}_3$ est cruciale pour assurer cette stabilité et performance.

3.4 Conclusion

La conception et l'analyse du contrôleur proposé pour les systèmes robotiques à câbles, combinant le contrôle par mode glissant à temps fixe et les approches de performance prescrite, ont été présentées de façon détaillée.

L'algorithme de commande par mode glissant proposé permet de gérer efficacement les incertitudes dynamiques du système ainsi que les perturbations externes, tout en maintenant les erreurs de suivi dans des limites prédéfinies. La stratégie de transformation d'erreur adoptée simplifie la mise en œuvre de la performance prescrite, permettant ainsi une meilleure gestion des erreurs de suivi et une amélioration globale des performances du système. L'analyse théorique a prouvé que le contrôleur assure la convergence des erreurs vers zéro dans un temps fixe prédéterminé, indépendamment des conditions initiales du système. Cette caractéristique est particulièrement avantageuse pour les applications où la rapidité et la précision sont cruciales, telles que la rééducation des membres inférieurs ou d'autres tâches robotiques complexes. Les simulations et les validations expérimentales de ce contrôleur seront les prochaines étapes à envisager, afin de confirmer les performances théoriques et de démontrer l'applicabilité pratique de cette approche. Ces derniers seront présentés dans le chapitre suivant.

CHAPITRE 4

SIMULATIONS ET RÉSULTATS EXPÉRIMENTAUX

4.1 Introduction

La maîtrise d'un système dynamique repose sur une compréhension approfondie de ses performances et de son comportement dans diverses conditions. Pour vérifier l'efficacité des techniques de contrôle développées, il est essentiel de mener à bien des simulations et des essais expérimentaux. Ce chapitre est dédié à la présentation des résultats obtenus, en vue de valider le travail exposé dans le chapitre précédent.

Dans un premier temps, les résultats des simulations réalisées sous MATLAB sont exposés, permettant d'analyser et de valider les performances théoriques des algorithmes de contrôle dans un environnement simulé. Ensuite, les résultats expérimentaux sont présentés, obtenus en appliquant ces mêmes techniques de contrôle sur un système physique. Cette démarche expérimentale permet de valider la robustesse et la fiabilité des contrôleurs en conditions réelles, en tenant compte des perturbations et des incertitudes propres au système.

4.2 Résultats

Dans ce qui suit, les résultats des simulations seront présentés en premier. Ensuite, les résultats expérimentaux sur le robot KINECAB seront donnés pour une trajectoire qui manipule la jambe en toute sécurité. Seuls les résultats du côté droit sont présentés ici, car ceux du côté gauche sont similaires et suivent le même schéma.

4.2.1 Résultats de simulation

La trajectoire désirée est générée pour que l'extrémité de la jambe suive la trajectoire d'un triangle tout en maintenant la cheville à une orientation de 90° . Les trajectoires articulaires du modèle de référence ($\theta_1, \theta_2, \theta_3$) sont illustrées dans la figure 4.1.

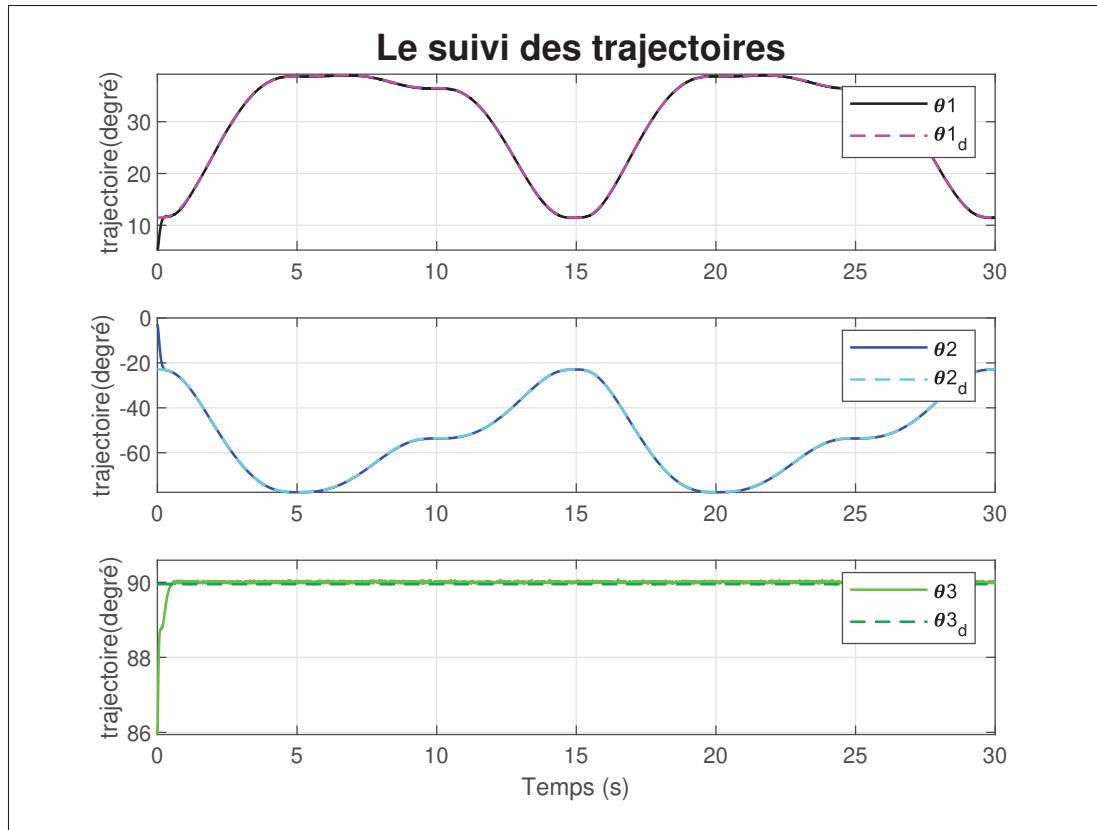


Figure 4.1 Trajectoires articulaires simulées pour le suivi de la trajectoire désirée

Comme le montre la figure 4.1, les trajectoires articulaires générées correspondent bien à la trajectoire désirée. Les angles articulaires θ_1 , θ_2 et θ_3 suivent de près les trajectoires de référence, indiquant une bonne performance du contrôleur.

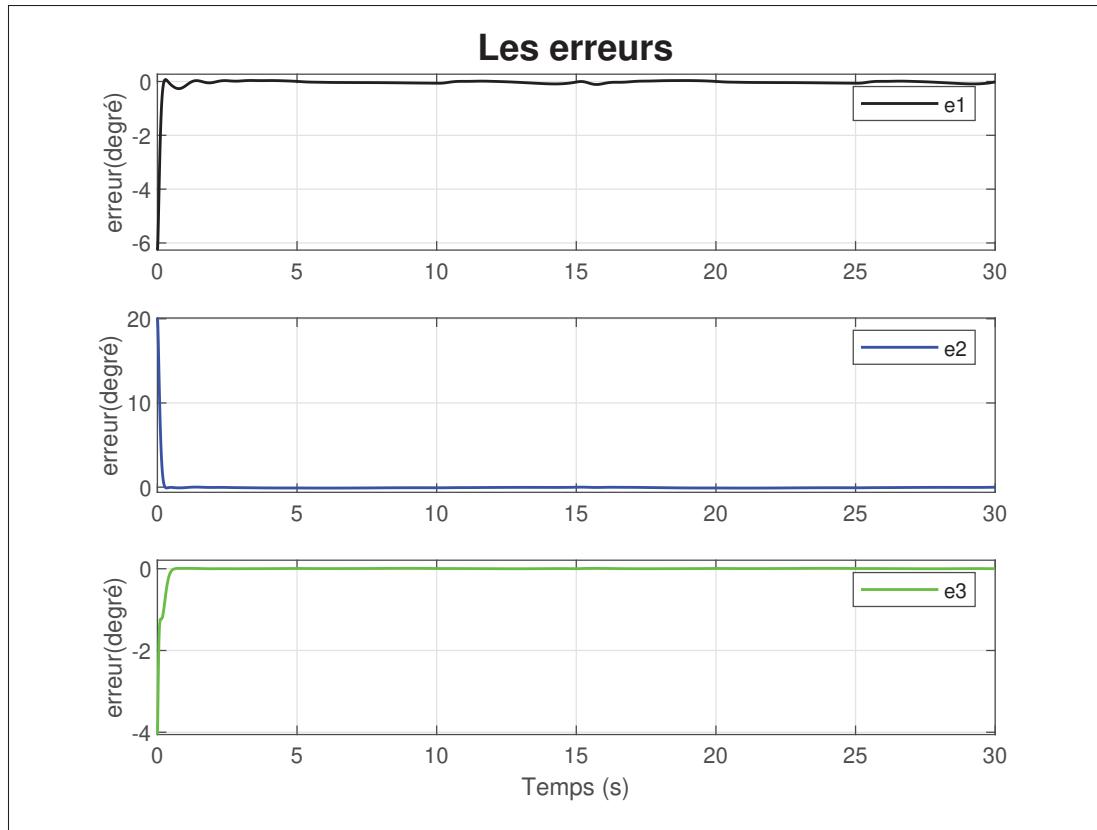


Figure 4.2 Erreurs de suivi des trajectoires simulées

La figure 4.2 présente les erreurs de position des articulations du modèle de référence. Les erreurs restent faibles, démontrant l'efficacité du contrôleur à maintenir la précision de la trajectoire désirée malgré les perturbations et les incertitudes du système. La mise en œuvre de ce contrôle et la simulation sous des conditions initiales différentes de celles des trajectoires désirées montrent un suivi précis et rapide.

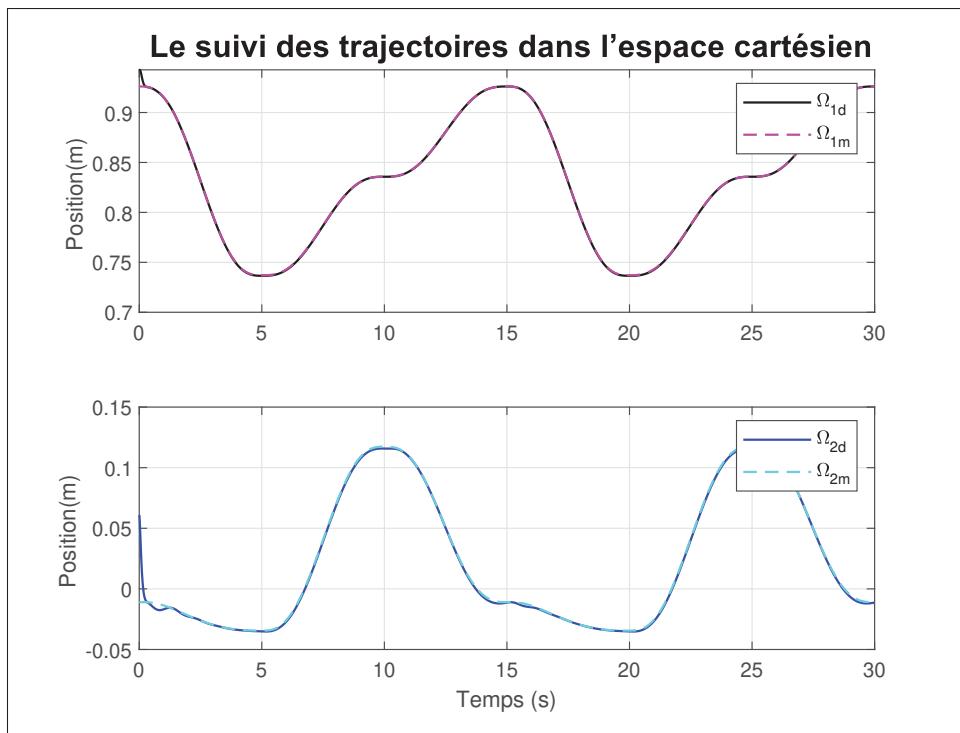


Figure 4.3 Suivi du mouvement désiré dans l'espace cartésien

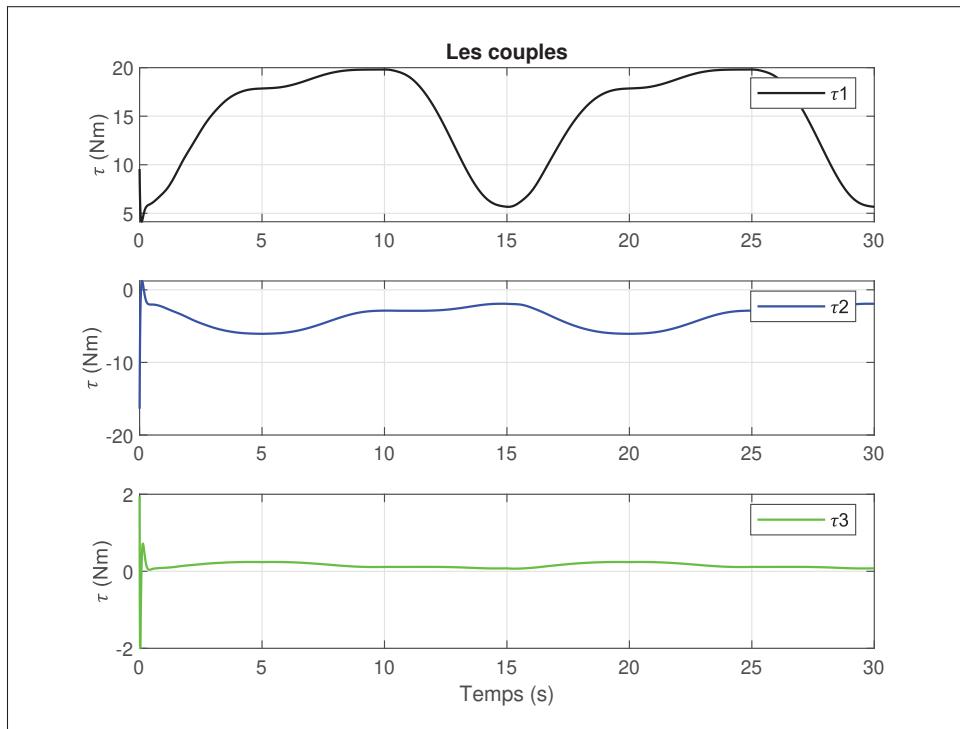


Figure 4.4 Couples articulaires appliqués dans la simulation

Comme le montre la figure 4.3, les trajectoires générées dans l'espace cartésien correspondent bien à la trajectoire désirée. Les positions suivies dans l'espace cartésien s'ajustent précisément aux trajectoires de référence, indiquant ainsi une bonne performance du contrôleur dans le suivi du mouvement en coordonnées cartésiennes.

La figure 4.4 montre les couples appliqués aux articulations pour suivre la trajectoire désirée. On observe que les couples sont bien contrôlés et ajustés en temps réel pour suivre les variations des trajectoires articulaires.

La figure 4.5 illustre que les positions des moteurs dans la simulation suivent correctement la trajectoire prévue. Même en changeant les conditions initiales, les résultats montrent un suivi précis et rapide des trajectoires simulées, validant l'efficacité du contrôleur dans cet environnement.

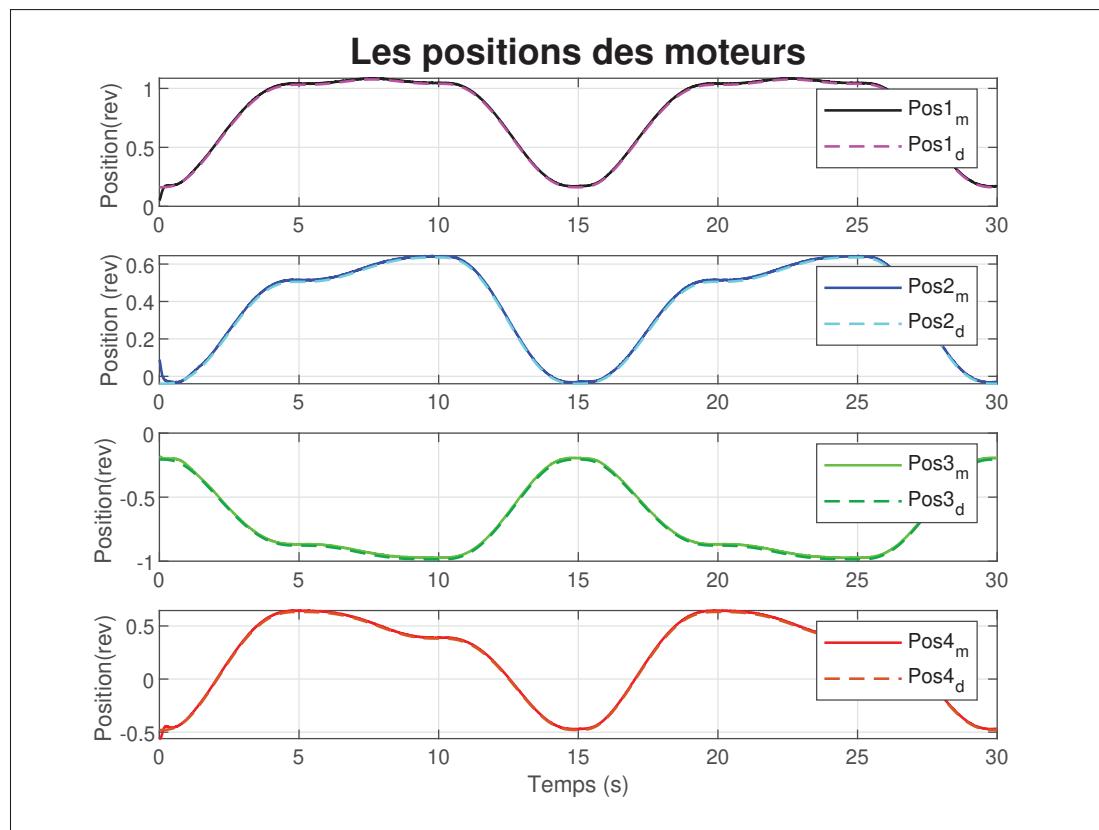


Figure 4.5 positions des moteurs dans la simulation

4.2.2 Résultats expérimentaux

La même trajectoire utilisée dans les simulations, consistant à faire suivre à l'extrémité de la jambe la trajectoire d'un triangle tout en maintenant la cheville à une orientation de 90° , a été appliquée pour les essais expérimentaux. Le suivi des performances a été réalisé en se basant sur les positions des moteurs du robot, comme illustré dans la figure 4.6.

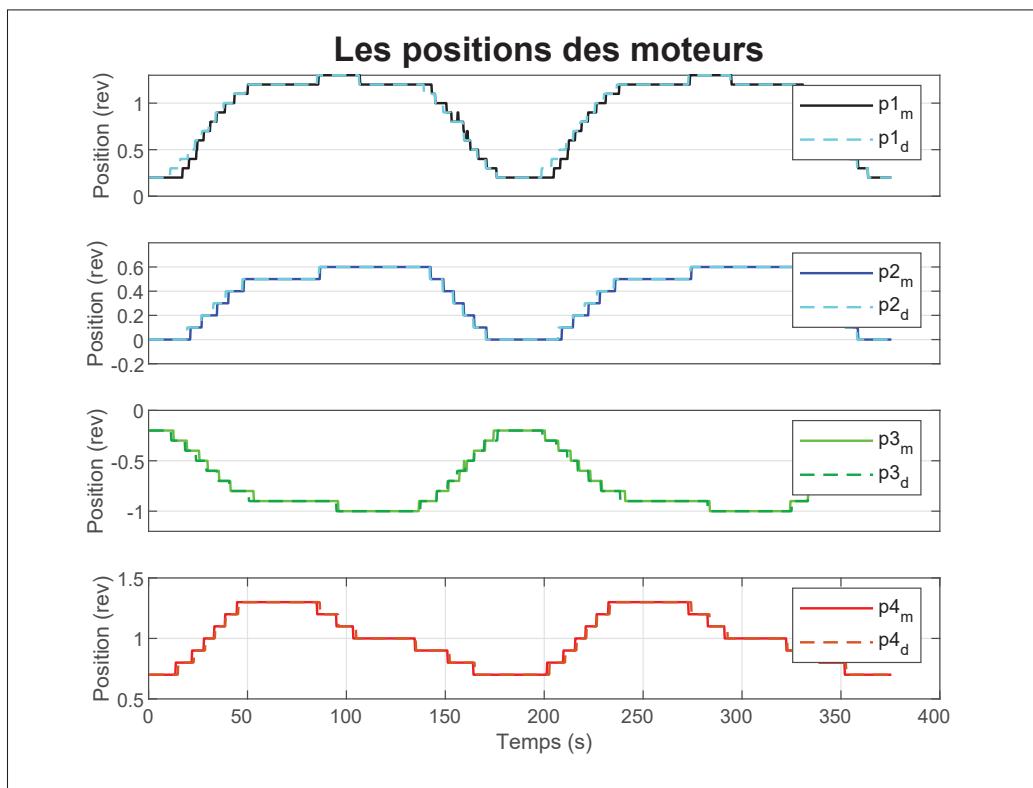


Figure 4.6 Suivi des positions des moteurs du robot

Il est important de noter qu'une différence apparaît entre les trajectoires des moteurs dans les simulations et dans les essais expérimentaux. En simulation, l'environnement MATLAB effectue une interpolation automatique des données, et les calculs sont directement basés sur les articulations, tandis que dans les essais expérimentaux, les mesures sont obtenues via des blocs prédéfinis qui comparent les valeurs mesurées et désirées. La figure 4.6 montre que les positions des moteurs du robot suivent la trajectoire désirée de manière satisfaisante. En outre,

les tests réalisés avec des conditions initiales différentes de celles des trajectoires cibles montrent également une capacité de suivi rapide et précis. La figure 4.7 montre les couples appliqués aux moteurs du robot. Les couples sont bien ajustés pour suivre les trajectoires, indiquant une bonne réponse dynamique du système de contrôle.

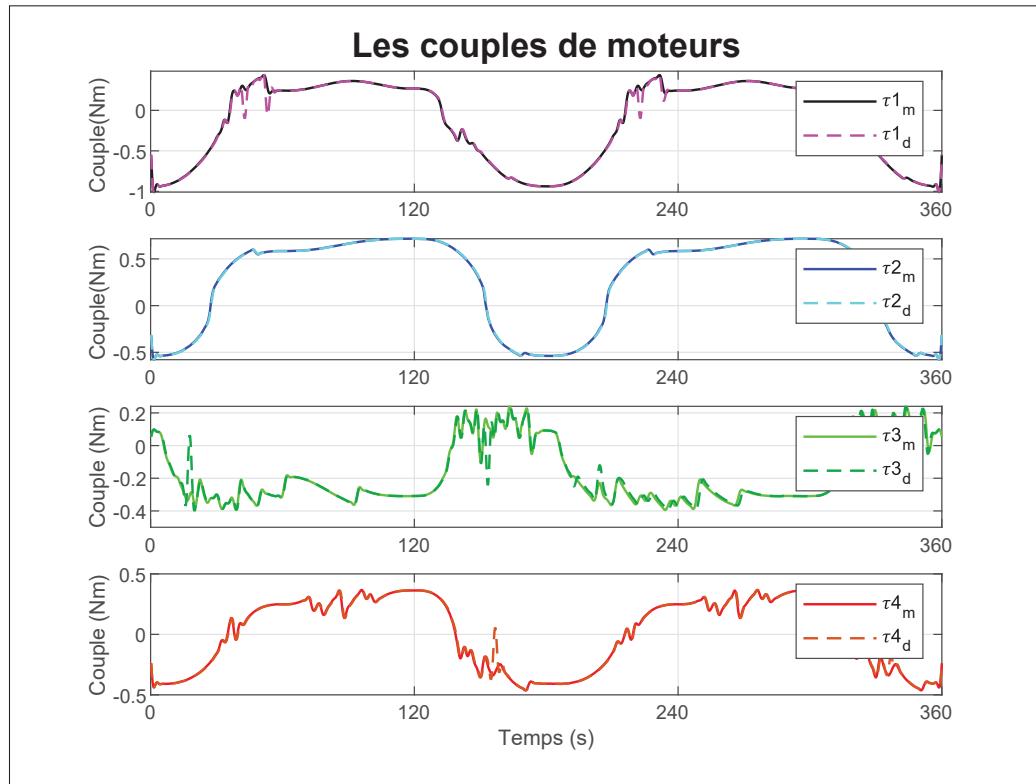


Figure 4.7 Couples moteurs appliqués sur le robot

Le signal de commande généré par le contrôleur est d'abord converti en tension, limitée dans une plage allant de -10V à +10V, à l'aide du gain Kdac, représentant le gain du convertisseur numérique-analogique (CNA). Ce gain Kdac dépend du nombre de bits n du convertisseur, permettant de traduire le signal numérique en une tension analogique adaptée au système. Ensuite, cette tension est amplifiée par un amplificateur, caractérisé par le gain G_a , qui transforme la tension en courant. Enfin, la constante de couple K_t du moteur convertit le courant en couple mécanique, lequel agit directement sur la charge du moteur pour générer le mouvement désiré.

Ce processus de conversion, de la tension au couple, garantit que la commande numérique est traduite avec précision en action mécanique dans le moteur.

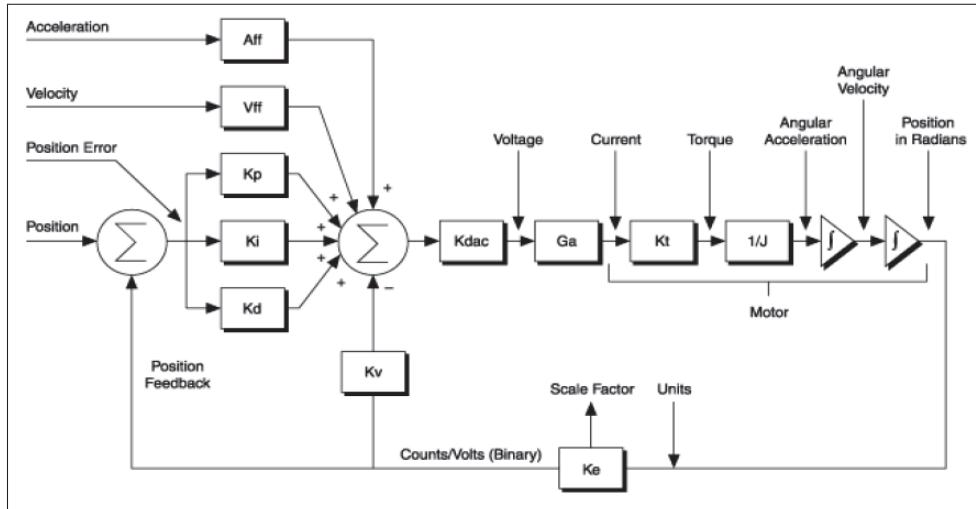


Figure 4.8 Boucle de contrôle de NI-9514
Tirée de NI(2019)

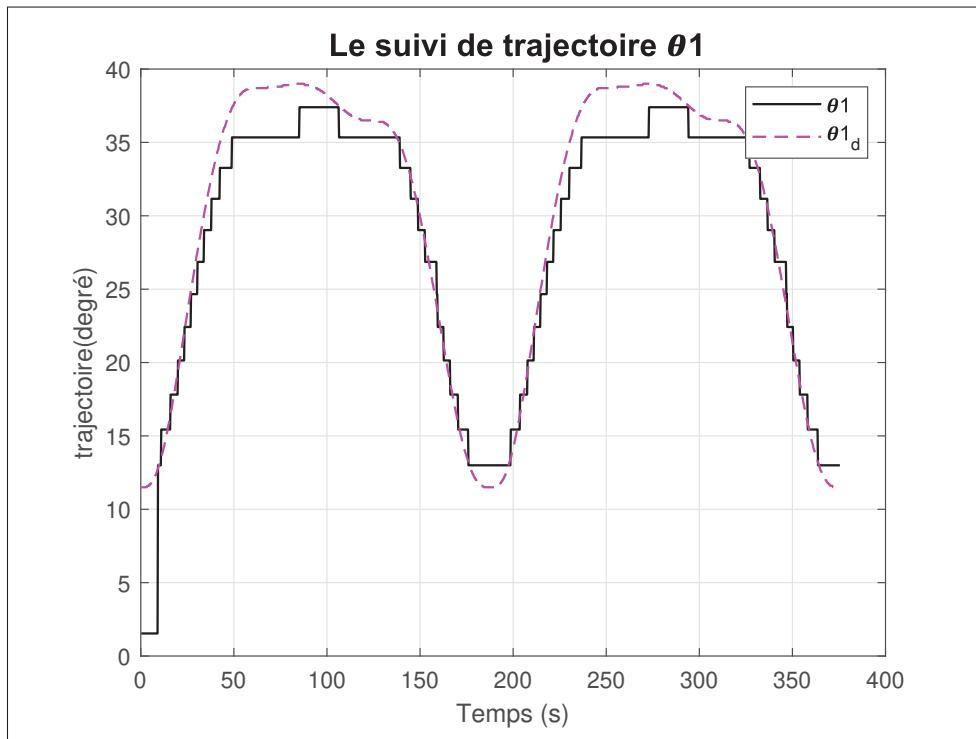


Figure 4.9 Suivi précis de la position de l'articulation de la hanche

Le comportement du contrôleur a été également évalué en fonction de l'articulation de la hanche, comme illustré dans la figure 4.9. Le suivi de l'articulation de la hanche montre une précision acceptable avec des écarts d'erreur autour de 4 degrés. Bien que ces erreurs soient présentes, elles restent dans une plage tolérable, confirmant que le comportement du contrôleur est globalement correct.

4.3 Conclusion

Les résultats présentés dans ce chapitre illustrent les performances du contrôleur à travers des simulations MATLAB et des validations expérimentales. Les simulations ont permis d'évaluer la précision et l'efficacité théorique des algorithmes de contrôle, tandis que les essais expérimentaux ont confirmé leur robustesse en conditions réelles.

CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

Ce travail porte sur la conception, la modélisation et l'évaluation d'une loi de commande avancée pour un exosquelette robotique innovant, nommé KINECAB, conçu pour la rééducation des membres inférieurs. L'approche proposée est basée sur une commande par mode glissant à temps fixe et performance prescrite, visant à garantir un suivi précis des trajectoires dans l'espace cartésien. La validation expérimentale a confirmé l'efficacité et la robustesse de cette méthode, démontrant sa capacité à répondre aux exigences de la rééducation des membres inférieurs.

Au cours de ce projet, plusieurs méthodes de commande ont été explorées et progressivement améliorées pour atteindre des performances optimales. Le développement d'un modèle dynamique global, combinant un mécanisme de câblage avec une structure serielle, a permis une meilleure compréhension et un contrôle efficace des mouvements des membres inférieurs.

La stratégie de commande principale mise en œuvre, le contrôle par mode glissant avec performance prescrite, s'est révélée efficace lors des simulations et en temps réel. Cette méthode a permis un suivi précis des trajectoires tout en maintenant les câbles sous tension positive, condition indispensable au bon fonctionnement des robots à câbles. Les résultats obtenus démontrent l'efficacité des techniques développées et leur potentiel pour transformer les protocoles de rééducation.

Grâce à sa conception légère et flexible, KINECAB surmonte de nombreuses limitations des exosquelettes traditionnels à liaisons rigides, offrant ainsi une solution prometteuse pour la réadaptation des membres inférieurs. Cependant, des défis subsistent, notamment l'adaptation du système pour une utilisation en conditions cliniques réelles, afin de confirmer son efficacité et d'affiner les stratégies de commande en fonction des retours d'expérience.

Les tests expérimentaux ont montré une précision de suivi de trajectoire avec des erreurs de positionnement autour de 5 degrés. La commande non linéaire a efficacement géré les incertitudes et perturbations, assurant une stabilité robuste sans réticence dans les couples générés.

Perspectives d'études :

En prolongement de ce travail, plusieurs pistes de recherche peuvent être explorées pour approfondir et élargir les résultats obtenus :

- Conception d'un outil intelligent pour générer les trajectoires désirées pour les membres : Développer un outil intelligent capable de générer automatiquement les trajectoires optimales pour les membres inférieurs en fonction des besoins spécifiques des patients. Cet outil pourrait intégrer des algorithmes d'apprentissage automatique pour s'adapter aux variations individuelles et améliorer l'efficacité de la rééducation.
- Amélioration de la robustesse et de la compensation des perturbations : Améliorer la robustesse du système en intégrant des capteurs supplémentaires et en développant des algorithmes d'estimation avancés. Ces développements permettraient de détecter et de compenser efficacement les perturbations externes, assurant ainsi une performance optimale du robot, même dans des conditions d'utilisation difficiles.
- Validation clinique et collaboration avec les professionnels de santé : Tester et valider le système KINECAB dans des environnements cliniques réels. En collaborant étroitement avec des professionnels de la santé, il sera possible de raffiner les protocoles de rééducation, d'évaluer l'efficacité du système sur un large éventail de patients, et de s'assurer que le dispositif répond aux attentes cliniques et thérapeutiques.

BIBLIOGRAPHIE

- Abdullahi, A. M., Haruna, A. & Chaichaowarat, R. (2024). Hybrid Adaptive Impedance and Admittance Control Based on the Sensorless Estimation of Interaction Joint Torque for Exoskeletons : A Case Study of an Upper Limb Rehabilitation Robot. *Journal of Sensor and Actuator Networks*, 13(2), 24.
- Badi, A. (2022). *Conception d'un robot à câbles pour la readaptation des membres inférieurs*. (Thèse de doctorat, ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE, QUÉBEC).
- Badi, A., Saad, M., Gauthier, G. & Archambault, P. (2018). Inverse kinematics for a novel rehabilitation robot for lower limbs. *Cable-Driven Parallel Robots : Proceedings of the Third International Conference on Cable-Driven Parallel Robots*, pp. 376–389.
- Bechlioulis, C. P. & Rovithakis, G. A. (2008). Robust adaptive control of feedback linearizable MIMO nonlinear systems with prescribed performance. *IEEE Transactions on Automatic Control*, 53(9), 2090–2099.
- Bedolla-Martinez, D., Kali, Y., Saad, M., Ochoa-Luna, C. & Rahman, M. H. (2023). Learning human inverse kinematics solutions for redundant robotic upper-limb rehabilitation. *Engineering Applications of Artificial Intelligence*, 126, 106966.
- Bonev, I. (2001). Delta parallel robot-the story of success. *Newsletter, available at <http://www.parallelmic.org>*.
- Bonev, I. A. (2007). Les robots parallèles : de la recherche vers les applications. *Journées Nationales de la Recherche en Robotique, Obernai, France*.
- Bouchard, S. (2008). *Géométrie des robots parallèles entraînés par des câbles*. (Thèse de doctorat, Université Laval).
- Chiri, A., Vitiello, N., Giovacchini, F., Roccella, S., Vecchi, F. & Carrozza, M. C. (2011). Mechatronic design and characterization of the index finger module of a hand exoskeleton for post-stroke rehabilitation. *IEEE/ASME Transactions on mechatronics*, 17(5), 884–894.
- Clavel, R. (1989). Une Nouvelle Structure de manipulater parallèle pour la Robotique Légere. *ApII*, 23, 501–519.
- Clavel, R. (1994). Robots parallèles. *Techniques de l'ingénieur. Informatique industrielle*, 2(R7710), R7710–1.
- Fallaha, C. J., Saad, M., Kanaan, H. Y. & Al-Haddad, K. (2010). Sliding-mode robot control with exponential reaching law. *IEEE Transactions on industrial electronics*, 58(2), 600–610.

- Fang, S., Franitz, D., Torlo, M., Bekes, F. & Hiller, M. (2004). Motion control of a tendon-based parallel manipulator using optimal tension distribution. *IEEE/ASME Transactions On Mechatronics*, 9(3), 561–568.
- Gopura, R. & Kiguchi, K. (2007). Development of an exoskeleton robot for human wrist and forearm motion assist. *2007 international conference on industrial and information systems*, pp. 535–540.
- Gough, V. E. (1962). Universal tyre test machine. *Proc. FISITA 9th Int. Technical Congr., London, 1962*, 117–137.
- Han, S., Wang, H. & Tian, Y. (2020). A linear discrete-time extended state observer-based intelligent PD controller for a 12 DOFs lower limb exoskeleton LLE-RePA. *Mechanical systems and signal processing*, 138, 106547.
- Hogan, N., Krebs, H. I., Charnnarong, J., Srikrishna, P. & Sharon, A. (1992). MIT-MANUS : a workstation for manual therapy and training. I. *[1992] Proceedings IEEE International Workshop on Robot and Human Communication*, pp. 161–165.
- Hu, X., Tong, K. Y., Song, R., Tsang, V. S., Leung, P. O. & Li, L. (2007). Variation of muscle coactivation patterns in chronic stroke during robot-assisted elbow training. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 88(8), 1022–1029.
- Hu, X., Tong, K., Song, R., Zheng, X., Lui, K., Leung, W., Ng, S. & Au-Yeung, S. (2009). Quantitative evaluation of motor functional recovery process in chronic stroke patients during robot-assisted wrist training. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(4), 639–650.
- Hu, X., Tong, K., Wei, X., Rong, W., Susanto, E. & Ho, S. (2013). The effects of post-stroke upper-limb training with an electromyography (EMG)-driven hand robot. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(5), 1065–1074.
- Jiang, M., Wang, R., Wang, J. & Jin, D. (2006). A method of recognizing finger motion using wavelet transform of surface EMG signal. 2672–2674.
- Kapandji, I. (1974). Physiologie articulaire, fascicule II, membre inférieur. *Librairie Maloine SA, Paris*.
- Kelly, B., Padayachee, J. & Bright, G. (2021). Quasi-serial Manipulator for Advanced Manufacturing Systems Semantic Scholar [Format]. Repéré à <https://utlas.net/product-details/33534053.html>.

- Klein, J., Roach, N. & Burdet, E. (2013). 3DOM : a 3 degree of freedom manipulandum to investigate redundant motor control. *IEEE transactions on haptics*, 7(2), 229–239.
- Komada, S., Hashimoto, Y., Okuyama, N., Hisada, T. & Hirai, J. (2009). Development of a biofeedback therapeutic-exercise-supporting manipulator. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 56(10), 3914–3920.
- Kong, X. & Gosselin, C. M. (2002). A class of 3-dof translational parallel manipulators with linear input-output equations. *Proceedings of the workshop on Fundamental Issues and future Research Directions for Parallel Mechanisms and Manipulators*, pp. 25–32.
- Krebs, H. I., Volpe, B. T., Williams, D., Celestino, J., Charles, S. K., Lynch, D. & Hogan, N. (2007). Robot-aided neurorehabilitation : a robot for wrist rehabilitation. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 15(3), 327–335.
- Kwee, H. (1995). Rehabilitation robotics-softening the hardware. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 14(3), 330–335.
- Li, J., Fan, W., Dong, M. & Rong, X. (2020). Research on control strategies for ankle rehabilitation using parallel mechanism. *Cognitive Computation and Systems*, 2(3), 105–111.
- Lingampally, P. K. & Selvakumar, A. A. (2019). A kinematic and workspace analysis of a parallel rehabilitation device for head-neck injured patients. *FME Transactions*, 47(3), 405–411.
- Loverro, A. et al. (2004). Fractional calculus : history, definitions and applications for the engineer. *Rapport technique, Univeristy of Notre Dame : Department of Aerospace and Mechanical Engineering*, 1–28.
- Low, J. L. (1976). The reliability of joint measurement. *Physiotherapy*, 62(7), 227–229.
- Lozano, A., Ballesteros, M., Cruz-Ortiz, D. & Chairez, I. (2022). Active neck orthosis for musculoskeletal cervical disorders rehabilitation using a parallel mini-robotic device. *Control Engineering Practice*, 128, 105312.
- Masiero, S., Celia, A., Rosati, G. & Armani, M. (2007). Robotic-assisted rehabilitation of the upper limb after acute stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 88(2), 142–149.
- Merlet, J.-P. (1997). *Estimation efficace des caractéristiques de robots parallèles : Extremums des raideurs et des coordonnées, vitesses, forces articulaires et Singularités dans un espace de travail en translation*. (Thèse de doctorat, INRIA).

NI. [Consulté le : 19 octobre 2024]. (2019). PID Loop Descriptions. Repéré à <https://zone.ni.com/reference/en-XX/help/371093U-01/mclvhhowto/pidloopdescriptions/>.

Pierrot, F., Dauchez, P. & Fournier, A. (1991). HEXA : a fast six-DOF fully-parallel robot. *Fifth International Conference on Advanced Robotics' Robots in Unstructured Environments*, pp. 1158–1163.

Polyakov, A. (2012). Nonlinear Feedback Design for Fixed-Time Stabilization of Linear Control Systems. *IEEE Transactions on Automatic Control*, 57(8), 2106-2110. doi : 10.1109/TAC.2011.2179869.

Rahman, M. H., Saad, M., Kenné, J. P. & Archambault, P. S. (2009). Modeling and control of a 7DOF exoskeleton robot for arm movements. *2009 IEEE international conference on robotics and biomimetics (ROBIO)*, pp. 245–250.

Rahman, M. H., Kittel-Ouimet, T., Saad, M., Kenné, J.-P. & Archambault, P. S. (2011). Dynamic modeling and evaluation of a robotic exoskeleton for upper-limb rehabilitation. *International Journal of Information Acquisition*, 8(01), 83–102.

Rahman, M. H., Rahman, M. J., Cristobal, O., Saad, M., Kenné, J.-P. & Archambault, P. S. (2015). Development of a whole arm wearable robotic exoskeleton for rehabilitation and to assist upper limb movements. *Robotica*, 33(1), 19–39.

Reboulet, C., Lambert, C. & Nombraill, N. (1992). A parallel redundant manipulator : Speed-R-Man and its control. *International Symposium on Robotics And Manufacturing (ISRAM'92)*, pp. 285291.

Rocon, E., Belda-Lois, J. M., Ruiz, A., Manto, M., Moreno, J. C. & Pons, J. L. (2007). Design and validation of a rehabilitation robotic exoskeleton for tremor assessment and suppression. *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 15(3), 367–378.

Saglia, J. A., Tsagarakis, N. G., Dai, J. S. & Caldwell, D. G. (2012). Control strategies for patient-assisted training using the ankle rehabilitation robot (ARBOT). *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 18(6), 1799–1808.

Sai, H., Xu, Z., He, S., Zhang, E. & Zhu, L. (2022). Adaptive nonsingular fixed-time sliding mode control for uncertain robotic manipulators under actuator saturation. *Isa Transactions*, 123, 46–60.

SARA, D. K. R. Membre inférieur et locomotion.

Seyfi, N. S. & Khalaji, A. K. (2022). Robust Lyapunov-based motion control of a redundant upper limb cable-driven rehabilitation robot. *Robotica*, 40(10), 3355–3377.

- Siciliano, B. & Khatib, O. (2016). Robotics and the Handbook. Dans *Springer Handbook of Robotics* (vol. 4, pp. 1-6). Springer.
- Stevens, B. S. & Clavel, R. (1994). The delta parallel robot, its future in industry. *Proc. ISRAM*, pp. 273–278.
- Stewart, D. (1965). A platform with six degrees of freedom. *Proceedings of the institution of mechanical engineers*, 180(1), 371–386.
- Utkin, V. (2011). Chattering problem. *IFAC Proceedings Volumes*, 44(1), 13374–13379.
- Viehweger, E., Bérard, C., Berruyer, A., Simeoni, M.-C. & Varax, G. (2007). Bilan articulaire des membres inférieurs d'un enfant atteint d'une infirmité motrice cérébrale. *Annales de réadaptation et de médecine physique*, 50(4), 258–265.
- Vitiello, N., Lenzi, T., Roccella, S., De Rossi, S. M. M., Cattin, E., Giovacchini, F., Vecchi, F. & Carrozza, M. C. (2012). NEUROExos : A powered elbow exoskeleton for physical rehabilitation. *IEEE transactions on robotics*, 29(1), 220–235.
- Wang, C., Fang, Y., Guo, S. & Chen, Y. (2013). Design and kinematical performance analysis of a 3-R US/R RR redundantly actuated parallel mechanism for ankle rehabilitation. *Journal of Mechanisms and Robotics*, 5(4), 041003.
- Xiao, W., Huan, J. & Dong, S. (2014). A STEP-compliant industrial robot data model for robot off-line programming systems. *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*, 30(2), 114–123.
- Yuqi, W., Jinjiang, C., Ranran, G., Lei, Z. & Lei, W. (2022). Study on the design and control method of a wire-driven waist rehabilitation training parallel robot. *Robotica*, 40(10), 3499–3513.
- Zhang, H., Ma, H., Ren, J., Shi, D. & Zhang, W. (2023). Design and Kinematic Analysis of a Cable-driven Exoskeleton for Cervical Rehabilitation. *2023 IEEE 18th Conference on Industrial Electronics and Applications (ICIEA)*, pp. 1495–1500.
- Zhang, L., Wang, Y., Hou, Y. & Li, H. (2019). Fixed-time sliding mode control for uncertain robot manipulators. *IEEE Access*, 7, 149750–149763.
- Zhao, C., Liu, Z., Zhu, L. & Wang, Y. (2024). Design and Research of Series Actuator Structure and Control System Based on Lower Limb Exoskeleton Rehabilitation Robot. *Actuators*, 13(1), 20.

Zhao, J., Zhou, X., Yang, X. & Yao, Z. (2022). Research of Wire-driven Parallel Lower Limb Rehabilitation Robot. *Journal of Physics : Conference Series*, 2229(1), 012025.