

Titre: Développement d'un système participatif de rééducation du
Title: membre supérieur à réduction d'impédance active

Auteur: Grégoire Dutilleul
Author:

Date: 2023

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: Dutilleul, G. (2023). Développement d'un système participatif de rééducation du
Citation: membre supérieur à réduction d'impédance active [Mémoire de maîtrise,
Polytechnique Montréal]. PolyPublie. <https://publications.polymtl.ca/57002/>

 **Document en libre accès dans PolyPublie**
Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/57002/>
PolyPublie URL:

**Directeurs de
recherche:** Sofiane Achiche, & David Saussié
Advisors:

Programme: Génie mécanique
Program:

POLYTECHNIQUE MONTRÉAL

affiliée à l'Université de Montréal

**Développement d'un système participatif de rééducation du membre supérieur
à réduction d'impédance active**

GRÉGOIRE DUTILLEUL

Département de génie mécanique

Mémoire présenté en vue de l'obtention du diplôme de *Maîtrise ès sciences appliquées*
Génie mécanique

Novembre 2023

POLYTECHNIQUE MONTRÉAL

affiliée à l'Université de Montréal

Ce mémoire intitulé :

**Développement d'un système participatif de rééducation du membre supérieur
à réduction d'impédance active**

présenté par **Grégoire DUTILLEUL**

en vue de l'obtention du diplôme de *Maîtrise ès sciences appliquées*
a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de :

Luc BARON, président

Sofiane ACHICHE, membre et directeur de recherche

David SAUSSIÉ, membre et codirecteur de recherche

Nikola STIKOV, membre

REMERCIEMENTS

Je tiens dans un premier temps à remercier mon directeur de recherche, le professeur Sofiane Achiche, pour son accueil dans son laboratoire, la qualité de son encadrement, sa disponibilité, le temps passé à m'écouter et la confiance qu'il m'a accordée, dans mon projet comme dans le cours MEC3305. J'aimerais également remercier le professeur David Saussié, mon codirecteur, pour son aide sur les sujets les plus techniques.

Je remercie tous mes collègues qui ont rendu ces années de travail agréables et qui contribuent à l'ambiance chaleureuse du laboratoire CoSIM. Tout particulièrement, je tiens à remercier Cédric Leblond-Ménard, qui m'a toujours proposé son aide, qui a été précieuse à bien des moments. Mon collègue Zijie Jin, assistant de recherche au laboratoire, m'a également été d'une grande aide dans mon projet et a toujours été disponible pour partager mes réflexions.

De manière générale, je souhaite remercier toutes les personnes qui m'ont entouré au cours de ces deux années et ont rendu aussi plaisante mon expérience à Montréal. Ainsi, je remercie chaleureusement tous les habitants du 5060 qui se sont succédés, qui ont fait de la maison un lieu de vie incroyable. Merci à Alexandre, qui a été pour moi comme un phare dans la nuit, qui m'a apporté par son seul exemple la motivation dont j'avais besoin. Merci à Noémie, qui m'a accueilli à son laboratoire et m'a mis dans les conditions idéales pour rédiger ce mémoire. Merci aux Michon pour leur accueil enthousiaste dans leur noble demeure. Merci à Axel pour toutes ces poutines du lundi qui rythmaient mes semaines ; tu me manques mais j'imagine que la poutine te manque aussi. Merci à Gabriel et Gil d'être allés faire les courses pour me laisser terminer cette page de rédaction. Enfin, merci à Lulu pour m'avoir aussi bien accompagné, m'avoir écouté quand je me plaignais, m'avoir réconforté quand j'étais découragé, et pour tous ses bons conseils. Rien de ce qui a été accompli dans le cadre de ce projet n'aurait vu le jour sans vous.

RÉSUMÉ

Chaque année dans le monde, 15 millions de personnes sont touchées par un accident vasculaire cérébral (AVC), et un grand nombre d'entre elles perdent en mobilité et en motricité des membres supérieurs à la suite de l'accident. Une thérapie de rééducation rigoureuse est nécessaire à la récupération de ces fonctions. L'assistance robotique à la rééducation a prouvé son efficacité dans la réduction de la charge de travail des professionnels de la santé et dans l'amélioration de la récupération des patients. De nombreux robots de rééducation de toutes formes ont vu le jour dans les trois dernières décennies. La plupart d'entre eux apportent une assistance au patient dans le suivi d'une trajectoire prédéfinie ou enregistrée par le thérapeute.

L'étude rapportée dans ce mémoire vise à développer un système de rééducation pour le membre supérieur assistant le patient dans n'importe quel mouvement, sans contrainte. Afin d'éviter les problèmes liés au dimensionnement d'un exosquelette pour un patient, le système est basé sur un robot à effecteur, modifié pour se fixer en toute sécurité au poignet du patient. L'assistance est apportée sous la forme d'une réduction virtuelle de l'impédance du membre, réduisant ainsi l'effort nécessaire au mouvement pour le patient.

Un estimateur de perturbation non linéaire fournit une approximation des couples appliqués par le patient et donc de l'intention de mouvement. À partir de cette intention de mouvement, des modèles dynamiques du robot et du membre supérieur et du niveau de réduction d'impédance souhaité, une trajectoire cible instantanée est générée. Cette trajectoire est transmise à un correcteur proportionnel-dérivé qui commande les couples des actionneurs du moteur.

Les simulations prouvent les capacités prometteuses du système, capable de compenser indépendamment les effets de la gravité et/ou de l'inertie. Dans la pratique, les mesures électromyographiques montrent que le robot diminue correctement l'effort de l'utilisateur. En position immobile, augmenter progressivement la compensation de la gravité diminue l'activité musculaire. En mouvement, l'effort requis diminue également lorsque l'inertie et la gravité sont compensées. De plus, les résultats obtenus suggèrent que le port du robot ne modifie pas significativement la dynamique du membre supérieur et reste transparent pour le patient.

ABSTRACT

Every year, 15 million people worldwide suffer from a stroke, and a significant number of them experience a loss of upper limb mobility and motor skills as a result. Rigorous rehabilitation therapy is necessary to restore these functions. Robotic assistance in rehabilitation has proven to be effective in reducing the workload of healthcare professionals and improving patient recovery. Over the past three decades, numerous rehabilitation robots of various designs have emerged. Most of them assist the patient in following a pre-defined or therapist-recorded trajectory.

The study presented in this thesis aims to develop an upper limb rehabilitation system that assists the patient in any movement without constraints. In order to avoid the problems associated with fitting an exoskeleton to a patient, the system is based on an end-effector robot that has been modified to attach securely to the patient's wrist. Assistance is provided in the form of virtual impedance reduction, thereby reducing the effort required from the patient.

A nonlinear disturbance observer provides an estimate of the torques applied by the patient and thus the intended movement. An instantaneous target trajectory is generated from this movement intention, dynamic models of the robot and the upper limb and the desired level of impedance reduction. This trajectory is sent to a proportional-derivative controller that commands the actuators torques.

Simulations demonstrated the promising capabilities of the system, able to independently compensate for the effects of gravity and/or inertia. In practice, electromyographic measurements show that the robot appropriately reduces user effort. In a stationary position, a gradual increase of the gravity compensation reduces muscle activity. In motion, the required effort also decreases when inertia and gravity are compensated. Furthermore, the obtained results suggest that using the robot does not significantly alter the dynamics of the upper limb and that its use remains transparent to the patient.

TABLE DES MATIÈRES

| | |
|-------------------------------------------------------------|-----|
| REMERCIEMENTS | iii |
| RÉSUMÉ | iv |
| ABSTRACT | v |
| TABLE DES MATIÈRES | vi |
| LISTE DES TABLEAUX | ix |
| LISTE DES FIGURES | x |
| LISTE DES ABRÉVIATIONS ET NOTATIONS MATHÉMATIQUES | xi |
| LISTE DES ANNEXES | xii |
| CHAPITRE 1 INTRODUCTION | 1 |
| CHAPITRE 2 REVUE DE LA LITTÉRATURE | 3 |
| 2.1 Robots de rééducation | 3 |
| 2.1.1 Robots à effecteur | 3 |
| 2.1.2 Exosquelettes | 5 |
| 2.1.3 Comparaison | 7 |
| 2.2 Stratégies de commande | 8 |
| 2.2.1 Mode passif | 8 |
| 2.2.2 Compensation de la gravité | 9 |
| 2.2.3 Champ de force | 9 |
| 2.2.4 Commande en impédance | 10 |
| 2.2.5 Modulation d'impédance | 12 |
| 2.3 Prédiction de l'intention de mouvement | 12 |
| 2.3.1 Signaux myoélectriques | 12 |
| 2.3.2 Estimateur de force/couple | 13 |
| 2.4 Modèles du membre supérieur | 13 |
| CHAPITRE 3 JUSTIFICATION DU TRAVAIL DE RECHERCHE | 15 |
| 3.1 Résumé de la problématique | 15 |

| | | |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------|----|
| 3.2 | Objectifs de recherche | 15 |
| CHAPITRE 4 MÉTHODOLOGIE | | 16 |
| 4.1 | Présentation du matériel | 16 |
| 4.2 | Modélisation | 17 |
| 4.2.1 | Membre supérieur | 17 |
| 4.2.2 | Robot | 18 |
| 4.3 | Structure du schéma de contrôle | 18 |
| 4.3.1 | Système {robot + membre supérieur} | 18 |
| 4.3.2 | Estimateur | 18 |
| 4.3.3 | Modulation d'impédance | 19 |
| 4.4 | Commande du robot | 20 |
| 4.5 | Simulations | 21 |
| 4.6 | Mise en œuvre expérimentale | 21 |
| CHAPITRE 5 ARTICLE 1 - DEVELOPMENT OF A PARTICIPATIVE UPPER LIMB REHABILITATION SYSTEM WITH ACTIVE IMPEDANCE REDUCTION | | 24 |
| 5.1 | Introduction | 24 |
| 5.1.1 | Context | 24 |
| 5.1.2 | Related work | 26 |
| 5.1.3 | Contributions | 26 |
| 5.2 | Material description | 27 |
| 5.3 | Upper limb modeling | 28 |
| 5.3.1 | Kinematic and dynamic modeling | 28 |
| 5.3.2 | Human torques modeling | 29 |
| 5.3.3 | Dynamics of the coupled system | 31 |
| 5.4 | Control loop | 32 |
| 5.4.1 | Upper limb torque observer | 32 |
| 5.4.2 | Impedance modulation and trajectory generation | 32 |
| 5.4.3 | Robot controller | 33 |
| 5.5 | Validation through simulation and robustness study | 33 |
| 5.5.1 | Methodology | 33 |
| 5.5.2 | Simulation results | 35 |
| 5.6 | Experimental validation | 38 |
| 5.6.1 | Protocol | 38 |
| 5.6.2 | Experimental results | 39 |
| 5.7 | Discussion | 40 |

| | |
|----------------------------------------------------|----|
| 5.8 Conclusion | 42 |
| CHAPITRE 6 CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS | 43 |
| 6.1 Principaux résultats | 43 |
| 6.2 Limitations | 43 |
| 6.3 Travaux futurs | 44 |
| RÉFÉRENCES | 45 |
| ANNEXES | 54 |

LISTE DES TABLEAUX

| | | |
|-----------|-------------------------------------------------------------|----|
| Table 5.1 | Anthropometric data used for the upper limb model | 29 |
| Table 5.2 | sEMG results of the static experiment | 40 |

LISTE DES FIGURES

| | | |
|------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figure 2.1 | Le robot à effecteur InMotion Arm | 3 |
| Figure 2.2 | Le robot ArmMotus EMU | 4 |
| Figure 2.3 | Le robot EULRR | 5 |
| Figure 2.4 | L'exosquelette Harmony | 6 |
| Figure 2.5 | Le robot ARMin V et sa variante commerciale ArmeoPower | 7 |
| Figure 2.6 | L'exosquelette EXO-UL8 | 8 |
| Figure 2.7 | Force de compensation de la gravité calculée par Crocher <i>et al.</i> | 10 |
| Figure 2.8 | Exemple de découpage de l'espace pour une assistance en champ de force | 11 |
| Figure 2.9 | Modèle cinématique du membre supérieur à 7 DDL proposé par Zanchettin <i>et al.</i> | 14 |
| Figure 4.1 | Rendu CAO de l'effecteur personnalisé | 17 |
| Figure 4.2 | Schéma de la boucle de contrôle du robot | 18 |
| Figure 4.3 | Visualisation de la simulation MATLAB | 21 |
| Figure 4.4 | Le bracelet Myo Armband | 22 |
| Figure 5.1 | Experimental setup | 28 |
| Figure 5.2 | Human upper limb kinematic model | 30 |
| Figure 5.3 | Control structure of the simulation | 34 |
| Figure 5.4 | Reference upper limb desired trajectory | 35 |
| Figure 5.5 | Torques required to follow the reference trajectory vs inertia compensation level κ_i | 36 |
| Figure 5.6 | Torques required to follow the reference trajectory vs gravity compensation level κ_g | 37 |
| Figure 5.7 | Results of the robustness study | 38 |
| Figure 5.8 | Myo Armband placement on the arm | 39 |
| Figure 5.9 | Results of the dynamic experiment | 41 |
| Figure A.1 | Vue du dessus du membre supérieur dans une configuration quelconque | 54 |
| Figure A.2 | Vue de côté du membre supérieur dans une configuration quelconque | 55 |
| Figure A.3 | Vue orthogonale au plan contenant le membre supérieur | 55 |
| Figure B.1 | Contribution des différents termes dans les couples moteurs | 57 |
| Figure B.2 | Contribution des différents termes dans les couples humains | 58 |

LISTE DES ABRÉVIATIONS ET NOTATIONS MATHÉMATIQUES

| | |
|----------------------|---------------------------------------------------------------------------------|
| DDL | Degré(s) de liberté |
| EMG | Électromyographie |
| sEMG | <i>Surface electromyography</i> , électromyographie de surface |
| LDOB | <i>Linear disturbance observer</i> , estimateur de perturbation linéaire |
| NDOB | <i>Nonlinear disturbance observer</i> , estimateur de perturbation non linéaire |
| CAO | Conception assistée par ordinateur |
| PD | Proportionnel-dérivé |
| A | Matrice |
| \square^T | Matrice transposée |
| u | Vecteur |
| α | Scalaire |
| I_n | Matrice identité d'ordre n |

LISTE DES ANNEXES

| | | |
|----------|---------------------------------------------|----|
| Annexe A | Cinématique du membre supérieur | 54 |
| Annexe B | Simulations et ordres de grandeur | 57 |

CHAPITRE 1 INTRODUCTION

L'accident vasculaire cérébral (AVC), la deuxième cause de mortalité dans le monde [1], est aussi l'une des premières causes d'invalidité. De nombreuses victimes d'AVC perdent une grande partie de leur mobilité, notamment des membres supérieurs [2] ; une bonne rééducation est essentielle à la récupération de la motricité. Le processus de rééducation est aujourd'hui majoritairement accompli avec l'aide de médecins rééducateurs ou de physiothérapeutes. En début de rééducation, le patient ne peut effectuer les exercices seuls. Le rôle du professionnel de santé peut donc être de soutenir le membre affecté, accompagner et faciliter le mouvement, etc. Les soins de rééducations sont chronophages pour le professionnel, qui ne peut généralement s'occuper que d'un patient à la fois : l'Agence de Santé Publique du Canada [3] recommande un suivi en « traitements directs axés sur une tâche particulière au moins trois heures par jour, cinq jours par semaine ». L'essor de la robotique a permis le développement de machines d'aide à la rééducation qui remplacent le médecin dans ses tâches d'assistance au patient. Ces robots permettent soit de diminuer la charge du travail du médecin, celui-ci n'ayant qu'à installer le robot puis à surveiller la séance et pouvant même superviser plusieurs patients simultanément, soit d'augmenter la durée et la fréquence des séances de rééducation des patients et ainsi d'améliorer les chances de récupération de la motricité.

Aujourd'hui, ces robots d'aide à la rééducation pour le membre supérieur prennent la plupart du temps la forme d'un exosquelette ou d'un robot à effecteur (plus couramment rencontré sous le nom anglais *end-effector robot*) [4]. Un exosquelette épouse la forme du membre à rééduquer et est fixé en plusieurs points. Sa structure cherche à reproduire l'anatomie du membre sur lequel il est fixé. À l'inverse, les robots à effecteur ne se fixent au membre à rééduquer qu'en une seule zone d'attache. L'extrémité du robot est habituellement fixée au poignet ou à la main du patient.

La participation active du patient au processus de rééducation permet de solliciter la plasticité cérébrale et d'améliorer la récupération des fonctions motrices [5]. Le rôle des robots de rééducation est alors d'apporter une assistance au patient dans l'exécution d'un exercice de rééducation. La plupart des dispositifs rencontrés dans la littérature contraignent cependant le mouvement du patient à une trajectoire prédéfinie, correspondant à un exercice spécifique, en apportant une assistance le long de la trajectoire.

Le travail de recherche résumé dans ce rapport de maîtrise a pour objectif le développement d'un robot de rééducation à effecteur pour membre supérieur, nécessitant la participation active du patient, mais apportant une assistance sans contrainte de trajectoire, quelque soit l'intention de mouvement.

Une revue de la littérature comparant des travaux similaires est proposée au Chapitre 2. Le Chapitre 3 rappelle la problématique motivant l'étude et présente les objectifs. Le Chapitre 4 présente la méthodologie de recherche qui a été employée. Les différents choix qui ont été faits y sont justifiés. Le Chapitre 5 contient l'article scientifique écrit dans le cadre des travaux et soumis à publication, qui contient les principaux résultats de l'étude. L'article scientifique est rédigé en anglais. Le Chapitre 6 conclut enfin le mémoire en abordant les futurs aspects du développement du projet.

CHAPITRE 2 REVUE DE LA LITTÉRATURE

2.1 Robots de rééducation

Comme indiqué en introduction, les robots de rééducation existent aujourd'hui pour la plupart sous forme d'exosquelette ou de robot à effecteur. Sont proposés dans cette revue de littérature quelques exemples aboutis de robots permettant la sollicitation de plusieurs degrés de liberté du membre supérieur.

2.1.1 Robots à effecteur

L'un des plus anciens robots de rééducation à effecteur est le Manus, développé au MIT dans les années 1990 [6]. Le robot autorise cinq degrés de liberté (deux degrés de translation dans un plan horizontal, trois degrés de rotation). Un écran affiche un jeu vidéo contrôlé au moyen des mouvements de l'effecteur du robot, afin d'indiquer les mouvements à effectuer et de rendre ludique le processus de rééducation. Aujourd'hui, le MIT-Manus dans sa quatrième version est commercialisé par la société InMotion® Robotics (voir Figure 2.1). Le robot InMotion Arm contraint le mouvement à un plan horizontal, et apporte donc par construction une compensation mécanique de la gravité. Il s'agit d'un des robots à effecteur commercialisés les plus aboutis.



FIGURE 2.1 Le robot à effecteur InMotion Arm, anciennement MIT-Manus [7]

Le robot EMU est un autre exemple de robot à effecteur [8]. Il autorise un mouvement en trois dimensions et une libre rotation autour de trois axes au niveau du poignet. À l'instar du MIT-Manus, il s'agit initialement d'un robot développé par la recherche académique, et aujourd'hui commercialisé par la compagnie Fourier Intelligence sous le nom de ArmMotus EMU (voir Figure 2.2). Les moteurs du robot sont réversibles, c'est-à-dire que l'effecteur peut être déplacé dans l'espace sans rencontrer de grande résistance. L'inertie et les frottements du robot ont été limités le plus possible afin d'offrir une interaction transparente pour le patient.



FIGURE 2.2 Le robot ArmMotus EMU [9]

EULRR (*end-effector upper limb rehabilitation robot*) est un robot de rééducation basé sur deux robots manipulateurs industriels (KUKA LBR iiwa) disposés symétriquement [10, 11]. Chaque manipulateur peut être utilisé indépendamment ; l'autre manipulateur est alors placé dans une position de sécurité (voir Figure 2.3). La connexion avec le patient est assurée par une poignée située à l'effecteur de chaque manipulateur. La structure du robot permet la rééducation du membre supérieur gauche ou droit indifféremment, sans modifier la configuration du robot ou la position du patient. Le robot EULRR est encore au stade de développement expérimental mais les premiers résultats montrent que le robot répond efficacement et que la force d'assistance apportée est appropriée.



FIGURE 2.3 Le robot EULRR [10], basé sur deux manipulateurs KUKA LBR iiwa

2.1.2 Exosquelettes

Des chercheurs de l'Université du Texas ont développé un exosquelette de rééducation baptisé Harmony [12]. Le système, équipé en réalité de deux exosquelettes de membre supérieur, dans une structure similaire à celle du robot EULRR, offre notamment cinq DDL au niveau de l'épaule et donc une grande liberté de mouvement. L'un, l'autre ou les deux bras de l'exosquelette peuvent être utilisés simultanément. Les moteurs sont des actionneurs à élasticité en série, ce qui apporte à l'exosquelette une certaine souplesse dans l'interaction avec le patient, à la manière d'actionneurs réversibles.

La compagnie Hocoma commercialise deux exosquelettes de rééducation pour membre supérieur initialement issus de projets de recherche académique. ArmeoSpring est un exosquelette qui n'inclut aucun moteur : la compensation de gravité qu'il offre n'est due qu'à des ressorts. L'exosquelette est basé sur le projet T-WREX [13]. À l'inverse, l'exosquelette ArmeoPower est motorisé et fournit une assistance active, d'intensité réglable. Il s'agit d'une adaptation commercialisable du robot ARMin du laboratoire *Sensory-Motory-System*



FIGURE 2.4 L'exosquelette Harmony [12]

de l'ETH Zurich. ARMin a été initialement développé en 2005 [14], puis amélioré itérativement [15–17], la dernière version en date étant le robot ARMin V. Les exosquelettes ARMin V et ArmeoPower sont montrés en Figure 2.5. Les deux robots commerciaux incluent les caractéristiques de leurs homologues expérimentaux, et apportent des informations de suivi en mesurant l'évolution au cours de la thérapie de différentes variables, comme l'amplitude de mouvement des différentes articulations.

Un éminent exemple d'exosquelette de rééducation est le robot EXO-UL8 du *Bionics Lab* de l'UCLA [19]. Issu d'une longue lignée d'exosquelettes (EXO-UL1, EXO-UL3, EXO-UL7 puis EXO-UL8), il s'agit comme Harmony d'un exosquelette pour les deux membres supérieurs. Chaque exosquelette contient huit DDL : trois pour l'épaule, un pour le coude, trois pour le poignet et un dans le manche [20] (voir Figure 2.6). Si les actionneurs de l'EXO-UL7 étaient entraînés par câbles, l'EXO-UL8 utilise des moteurs électriques directement situés au niveau des différentes articulations. Les deux bras de l'exosquelette permettent d'appliquer un protocole de rééducation en miroir, où le membre affecté et le membre sain effectuent le même mouvement, ou d'autres exercices de rééducation dite bilatérale [21].



FIGURE 2.5 Le robot ARMin V (à gauche) [18] et sa variante commerciale ArmeoPower (à droite) (image : Hocoma, Suisse)

2.1.3 Comparaison

L'exosquelette permet la sollicitation des différentes articulations indépendamment les unes des autres : un moteur correspond souvent à un degré de liberté du membre humain [22]. En raison de la complexité des articulations du membre supérieur, notamment de l'épaule, la conception d'un exosquelette suivant avec précision les mouvements du patient est difficile. En effet si l'articulation gléno-humérale, principale articulation de l'épaule, peut être considérée comme une liaison sphérique, son centre de rotation instantané se déplace lorsque le membre supérieur est en mouvement [23]. Un exosquelette à trois degrés de liberté au niveau de l'épaule ne peut donc que partiellement suivre les mouvements de l'articulation. D'autre part, la fixation du membre du patient sur l'exosquelette peut engendrer des problèmes d'hyperstatisme ou de jeu mécanique [24] : l'exosquelette doit être parfaitement dimensionné pour le membre supérieur afin d'éviter de causer une gêne ou des douleurs au patient. Ainsi, les exosquelettes utilisés dans des contextes de rééducation sont souvent des machines complexes, encombrantes, difficiles à mettre en œuvre et chères [25].

La construction des robots à effecteur rend difficile la stimulation indépendante de chaque articulation et invite plutôt à un mouvement d'ensemble du membre. Ces robots ont une géométrie plus simple que les exosquelettes, ce qui diminue leur encombrement et leur coût. D'autre part, il n'est pas nécessaire de dimensionner un robot à effecteur spécifiquement pour un patient, ce qui rend leur usage commode dans le cadre d'une clinique de rééducation où ils pourront être utilisés par de nombreux patients différents. Enfin, Zhang *et al.* montrent

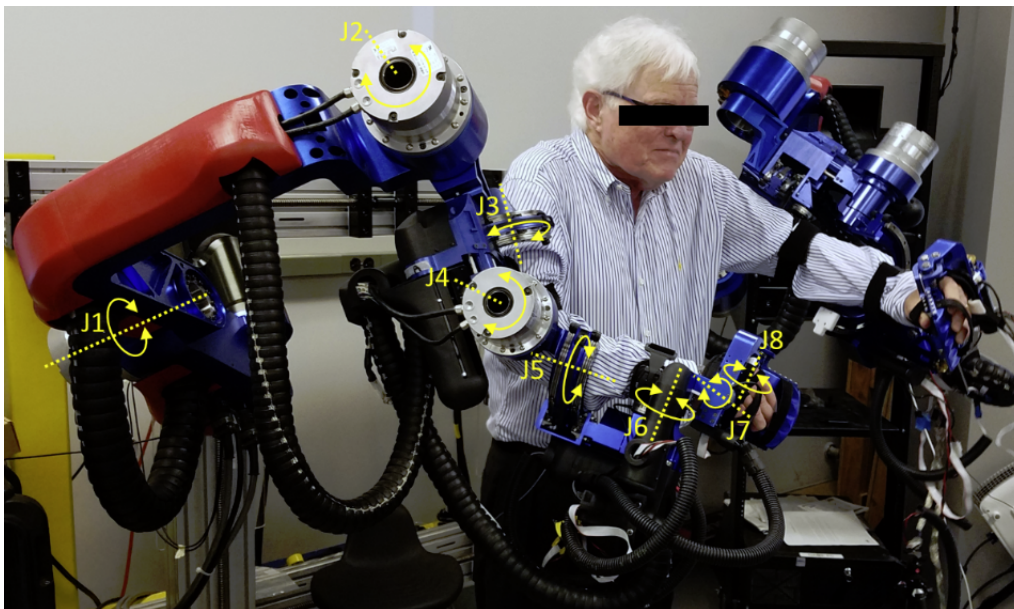


FIGURE 2.6 L'exosquelette EXO-UL8 et ses 8 DDL par bras [21]

avec le robot EULRR [10] qu'il est possible d'utiliser un manipulateur industriel produit en grande quantité, ce qui réduit encore le coût global du système.

2.2 Stratégies de commande

Si la forme du robot a son importance dans l'efficacité de la rééducation, le véritable point clé est la stratégie de commande employée pour l'interaction entre le robot et le patient. Les principales stratégies rencontrées sur les robots de rééducation sont développées ci-dessous. Il est à noter que celles-ci peuvent être implémentées indépendamment de la forme du robot.

2.2.1 Mode passif

Dans la stratégie la plus simpliste, le patient reste totalement passif tandis que le robot suit une trajectoire dans l'espace. Cette forme d'exercice est utilisée en début de thérapie, lorsque le mouvement même assistée n'est pas possible, ou que le patient présente une forte spasticité. Le robot répète alors des exercices prédéfinis afin de mobiliser les différentes articulations sur une grande amplitude. Ces exercices permettent notamment des améliorations significatives de stabilité des articulations [26].

Comme mentionné en introduction, passé les premiers stades de rééducation, il est essentiel de solliciter la participation active du patient pour favoriser la récupération des fonctions du

membre affecté [5]. De nombreux robots de rééducation intègrent un mode passif, en complément d'autres modes permettant la participation [27–29]. Les sections suivantes présentent diverses stratégies de commande satisfaisant ce critère.

2.2.2 Compensation de la gravité

Lors de l'utilisation du membre supérieur pour les activités du quotidien, l'essentiel de l'effort pour un individu provient du besoin de supporter le poids du membre. Afin de solliciter la participation d'un patient aux capacités motrices diminuées, il est nécessaire de diminuer l'effort requis pour accomplir un mouvement donné. La compensation de gravité est donc une stratégie communément employée pour assister le mouvement du patient et ainsi lui permettre d'effectuer un exercice de rééducation qu'il serait incapable d'exécuter seul.

En fonction des positions angulaires des articulations du membre supérieur, le robot apporte une compensation de la gravité dynamique pour créer un environnement virtuel d'apesanteur. La force compensatrice est généralement calculée par le biais de modèles dynamiques du membre supérieur et du robot [18, 30] (voir Figure 2.7). Cependant, si le modèle dynamique d'un robot peut se déterminer facilement car ses composantes sont connues, obtenir un modèle du membre supérieur peut être délicat. En effet, le modèle requiert notamment les dimensions, masse et position du centre de masse des différents segments constituant le membre, qui peuvent être délicates à mesurer. Pour pallier ces difficultés, Just *et al.* proposent pour le robot ARMin un mécanisme d'ajustement des paramètres du modèle du membre supérieur (longueur des segments notamment) afin d'ajuster en direct la compensation si celle-ci n'est pas satisfaisante [17]. Par ailleurs, Harischandra *et al.* propose un exosquelette à un DDL capable d'estimer dans les premières secondes de l'exercice le couple à exercer pour compenser la gravité, sans modèle préalable [31].

La compensation de la gravité peut souvent être appliquée en complément de l'une des formes d'assistance suivantes.

2.2.3 Champ de force

Le champ de force est une approche qui peut être utilisée lorsque l'objectif de l'exercice est de suivre une trajectoire définie [11]. Parfois appelée *assist-as-needed* [10], cette stratégie divise l'espace en deux zones virtuelles. La première a la forme d'un tunnel centré sur la trajectoire : lorsque l'effecteur est dans cette zone, le robot n'intervient pas, ou fournit un

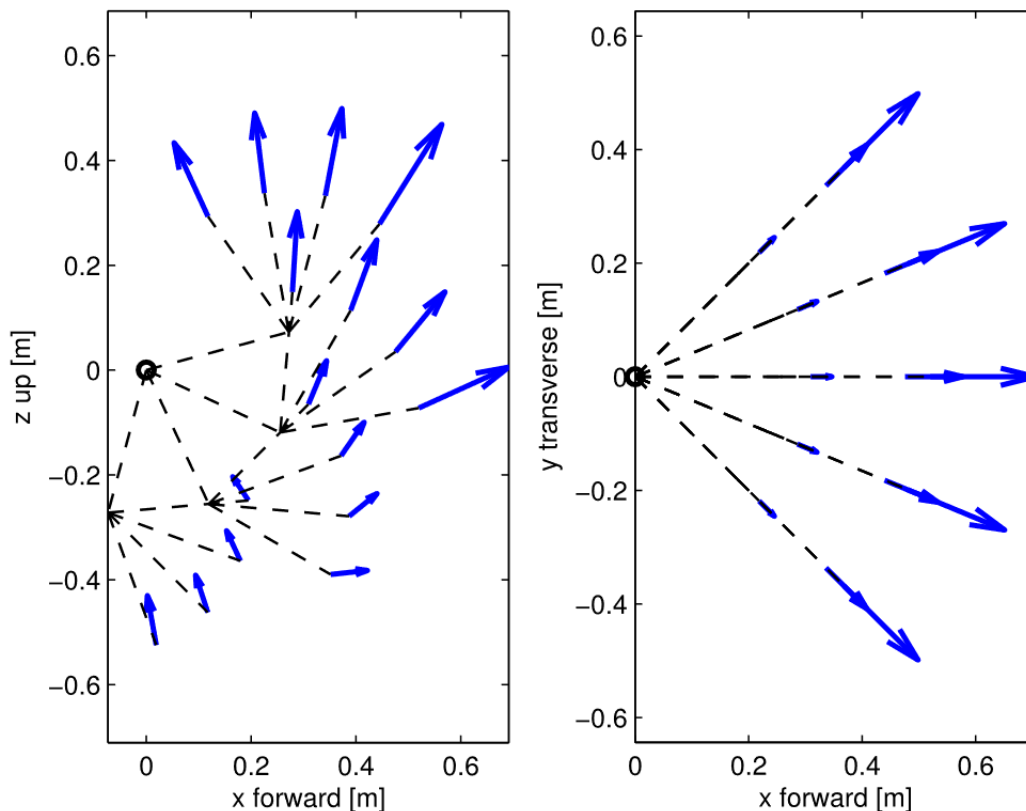


FIGURE 2.7 Force de compensation de la gravité calculée par Crocher *et al.* pour différentes position du membre supérieur [30]. La figure de gauche présente une vue du plan sagittal, celle de droite du plan transversal. Le cercle noir est la position de l'épaule et les pointillés indiquent la position simplifiée du membre. Les flèches bleues montrent la direction et l'intensité de la force compensatrice

accompagnement léger parallèle à la trajectoire. La seconde zone correspond à l'espace au-delà du tunnel : dans cette zone, le robot applique une force redirigeant le patient vers la trajectoire. L'intensité de cette force grandit à mesure que la distance à la trajectoire (c'est-à-dire l'erreur) augmente. Un exemple de champ de force est montré sur la Figure 2.8.

2.2.4 Commande en impédance

L'impédance mécanique est définie par la résistance au mouvement qu'une structure offre face à une force extérieure. En règle générale, lorsqu'on parle d'impédance mécanique, la force extérieure est une fonction périodique et l'impédance est une grandeur complexe. Cependant, en robotique, l'impédance mécanique fait souvent référence aux caractéristiques d'un système masse-ressort-amortisseur, quelque soit la nature de la force extérieure. La commande en impédance, initialement théorisée par Hogan [32], est une stratégie qui cal-

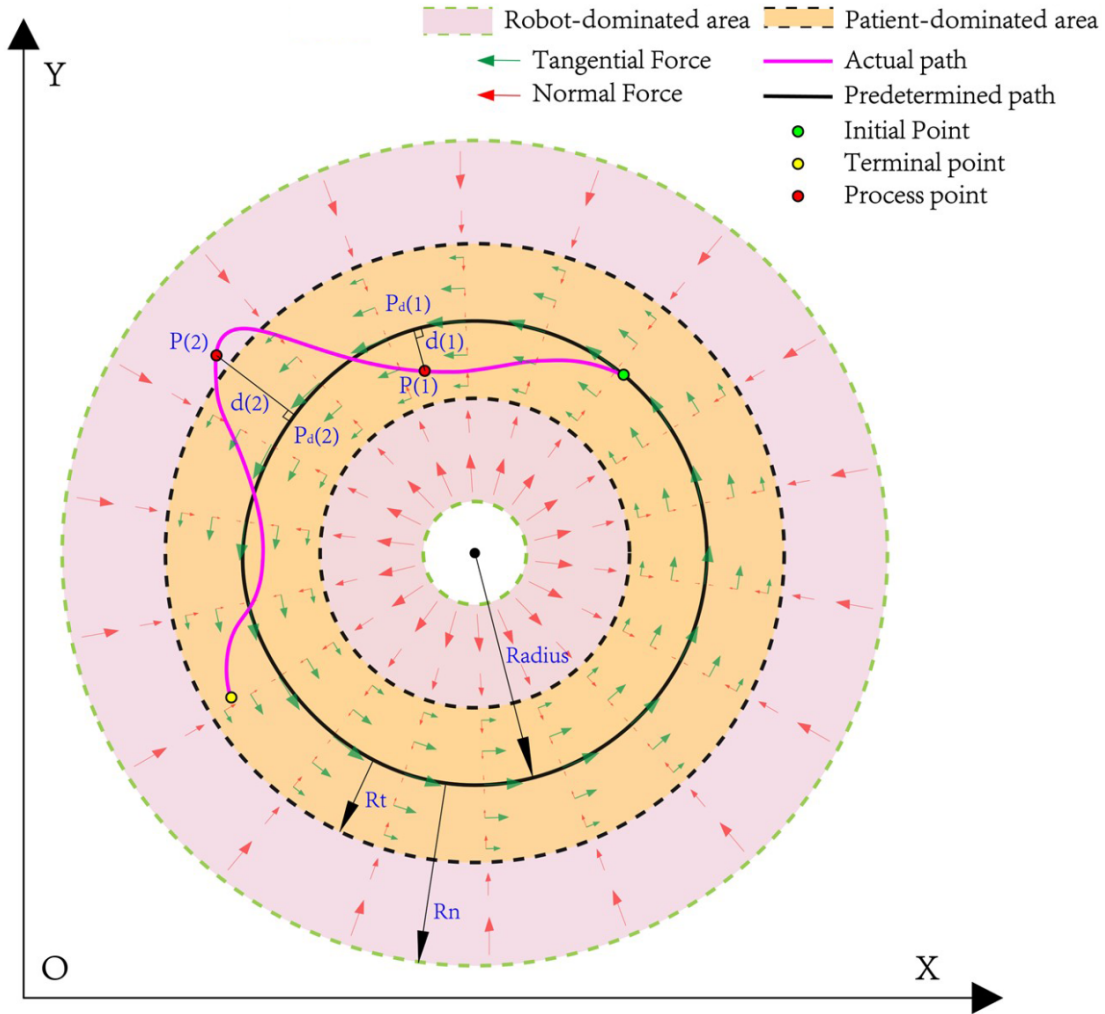


FIGURE 2.8 Exemple de découpage de l'espace pour une assistance en champ de force, proposé par Pan *et al.* [11]

cule la force d'assistance qu'un robot doit exercer sur le membre du patient. L'objectif de cette approche est de créer un environnement virtuel autour de la trajectoire cible qui possède l'impédance désirée. Pour le patient, le milieu se comporte alors comme un système masse-ressort-amortisseur, dont les trois paramètres peuvent être modulés. La commande en impédance est obtenue en choisissant les couples des actionneurs du robot τ_r tels que la dynamique du système devienne :

$$\mathbf{\Lambda}\ddot{\mathbf{e}} + \mathbf{D}\dot{\mathbf{e}} + \mathbf{K}\mathbf{e} = \mathbf{F} \quad (2.1)$$

où \mathbf{e} est l'erreur de position de l'effecteur par rapport à la trajectoire cible. En choisissant les matrices cartésiennes d'inertie $\mathbf{\Lambda}$, d'amortissement \mathbf{D} et de raideur \mathbf{K} , l'opérateur agit sur la

force d'assistance \mathbf{F} exercée par le robot sur le patient.

La commande en impédance permet donc de réguler l'interaction entre le patient et l'environnement virtuel autour de la trajectoire cible. Elle a notamment été implémentée sur le MIT-Manus et l'exosquelette ARMin [33, 34]. Cette approche peut par ailleurs être utilisée en complément de la méthode du champ de force pour déterminer la forme de la force d'assistance lorsque l'erreur est trop importante [35].

2.2.5 Modulation d'impédance

Cette stratégie ne doit pas être confondue avec la commande en impédance. Dans la commande en impédance, on agit sur l'impédance du robot en réaction à un mouvement du patient. Dans l'approche par modulation d'impédance, l'objectif est d'affecter virtuellement l'impédance du membre du patient en réaction aux couples internes appliqués par les muscles. Cette stratégie a été mise en œuvre avec succès avec un exosquelette pour membres inférieurs [36, 37] et avec un exosquelette pour membres supérieurs [38]. À la connaissance de l'auteur, la modulation d'impédance n'a pas encore été appliquée au membre supérieur avec un robot à effecteur.

2.3 Prédiction de l'intention de mouvement

Si aucune trajectoire cible n'est prédéfinie, il est nécessaire de connaître l'intention de mouvement du patient afin d'appliquer une force d'assistance adéquate. Plusieurs outils existent pour cela selon le type de robot utilisé.

2.3.1 Signaux myoélectriques

Certains robots sont équipés d'électrodes qui, placés aux endroits adéquats sur les muscles du patient, recueillent par sEMG des signaux quantifiant l'activité électrique et indiquant les contractions musculaires [39–43]. Par rapport à l'électromyographie classique qui utilise des aiguilles insérées dans les muscles, l'électromyographie de surface est non invasive puisque les électrodes sont collées sur la peau. En fonction des muscles activés et de l'intensité des signaux, il est possible de déduire l'intention de mouvement et d'assister le patient en conséquence. Les résultats de projets utilisant cette technique sont prometteurs tant dans la capacité à assister correctement le patient que dans la récupération des fonctions motrices à long terme [43]. De plus, les méthodes sEMG permettent d'estimer l'intention de mouvement

sans modèle dynamique du membre supérieur. Cependant, l’obtention des signaux myoélectriques nécessite la pose de nombreux capteurs sur le membre du patient à des positions précises, ce qui augmente le temps d’installation du système et donc la durée d’une séance de rééducation. De plus, ces signaux étant d’origine biologique, et donc bruités et différents d’un patient à un autre, leur analyse nécessite des algorithmes complexes afin d’extraire l’intention de mouvement [44].

2.3.2 Estimateur de force/couple

Avec un modèle dynamique du membre supérieur et du robot, et en s’appuyant sur l’hypothèse que le comportement du système réel est suffisamment proche de celui du modèle, il est possible d’estimer la valeur d’une variable non mesurable, pour peu que l’on dispose de mesures, même bruitées, des autres variables. L’outil mathématique alors employé est un estimateur (*observer* en anglais). Le filtre de Kalman est l’un des estimateurs les plus utilisés dans l’industrie. En robotique de réadaptation, le filtre de Kalman peut permettre d’obtenir une estimation des couples ou forces exercées par le patient, en utilisant les mesures des couples moteurs du robot ou de capteurs de force [19, 45]. Les estimateurs de perturbation, qui peuvent être linéaires (*Linear Disturbance Observer* - LDOB) ou non (*Nonlinear Disturbance Observer* - NDOB), sont également utilisés avec le même objectif [27, 31, 46–48]. Ces estimateurs peuvent fonctionner sans capteurs de couple, qui peuvent être coûteux dans un système déjà complexe. Néanmoins, Mohammadi *et al.* proposent une méthode de conception d’estimateur de perturbation non linéaire pour les robots manipulateurs impliquant la connaissance des couples des actionneurs [49, 50]. Cette méthode a été appliquée avec succès pour mesurer les couples engendrés par les muscles du patient sur un exosquelette pour membre inférieur [36, 37, 51].

2.4 Modèles du membre supérieur

Bien qu’il n’y ait aucun consensus scientifique sur le modèle cinématique et dynamique du membre supérieur, certaines représentations sont couramment utilisées et semblent apporter une précision suffisante selon l’application. Dans l’ensemble, pour des modèles dédiés à la rééducation, la littérature considère le membre supérieur comme un assemblage de corps rigides (bras, avant-bras, main, éventuellement doigts), séparés par diverses liaisons.

Le modèle à sept degrés de liberté (DDL) est l’un des plus communément employés [52–55]. Un schéma proposé par Zanchettin *et al.* est donné en Figure 2.9. L’épaule et le poignet sont alors modélisés par des liaisons sphériques à trois DDL, tandis que le coude est une liaison

pivot à un DDL (les mouvements des doigts et de la main ne sont alors pas considérés). Dans certaines variations, la liaison permettant la supination/pronation de la main (rotation autour de l'axe de l'avant-bras) est intégrée au niveau du coude [56], respectant l'emplacement anatomique de cette liaison selon l'*International Society of Biomechanics* [57]. Toutefois, l'axe de rotation de cette liaison étant aligné avec l'axe de l'avant-bras, sa position exacte entre le coude et le poignet a peu d'importance.

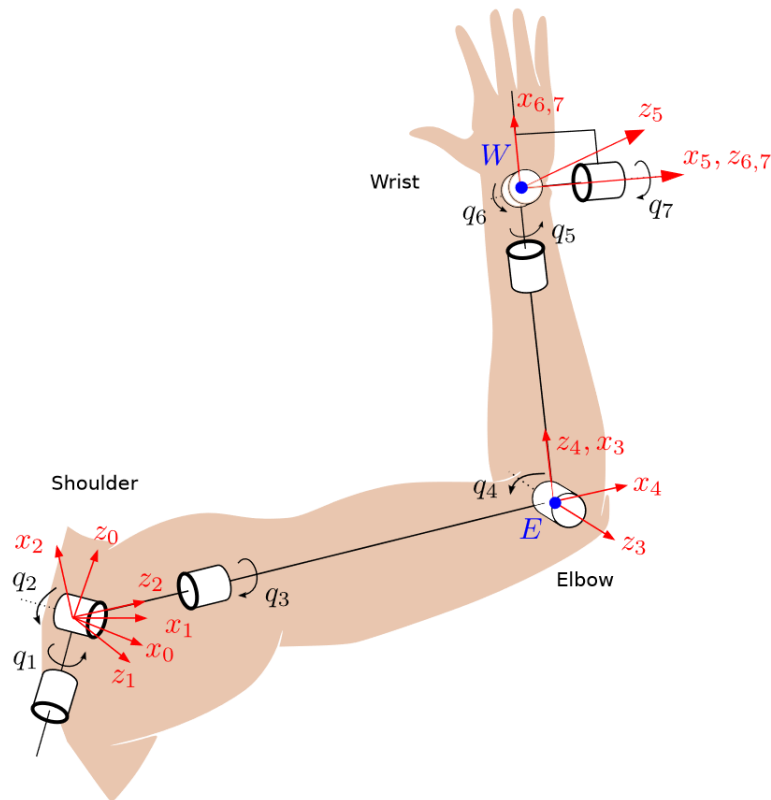


FIGURE 2.9 Modèle cinématique du membre supérieur à 7 DDL, proposé par Zanchettin *et al.* [53]

Il est possible d'améliorer la précision du modèle en ajoutant un ou plusieurs DDL pour représenter l'élévation/abaissement et l'abduction/adduction de la clavicule [12, 38, 56]. Ces ajouts augmentent grandement la complexité du modèle cinématique et sont surtout utilisés pour créer des exosquelettes confortables accompagnant tous les mouvements de l'utilisateur.

CHAPITRE 3 JUSTIFICATION DU TRAVAIL DE RECHERCHE

3.1 Résumé de la problématique

Les robots de rééducation du membre supérieur permettent d'améliorer la prise en charge des patients et l'efficacité des soins. Aujourd'hui, la recherche se concentre essentiellement sur des robots imposant des trajectoires prédéfinies au patient. L'assistance le long de la trajectoire ne permet pas au patient d'effectuer un mouvement naturel de son initiative. La modulation virtuelle d'impédance du membre affecté apporte une assistance quelque soit le mouvement déclenché. La modulation d'impédance a été implémentée sur des exosquelettes, mais les robots à effecteur présentent certains avantages par rapport à ces derniers, notamment en terme d'adaptabilité à la diversité des patients.

3.2 Objectifs de recherche

L'objectif principal de ce travail de recherche est donc de concevoir un système de rééducation pour le membre supérieur suscitant la participation active du patient, permettant un libre mouvement dans l'espace de travail du robot et pouvant être adapté aisément à différents patients. Atteindre cet objectif requiert d'atteindre les quatre sous-objectifs (**SO**) spécifiques suivants :

- **SO1** : fabriquer un dispositif sécurisé d'attache du bras de l'utilisateur à l'effecteur du robot ;
- **SO2** : développer un estimateur permettant de prédire l'intention de mouvement de l'utilisateur ;
- **SO3** : concevoir une boucle de commande permettant d'assister le patient dans le mouvement libre souhaité par modulation d'impédance ;
- **SO4** : valider expérimentalement l'efficacité du système développé.

CHAPITRE 4 MÉTHODOLOGIE

4.1 Présentation du matériel

Pour cette étude, le robot Mico 2 de la compagnie Kinova Robotics a été choisi. Ce robot était disponible au laboratoire et possède les caractéristiques nécessaires pour le projet. En effet, les actionneurs du Mico 2 sont équipés de capteurs de couple, ce qui permet de mesurer l'interaction entre le robot et le patient. Les couples nominaux des actionneurs sont de 12.0 N.m pour les trois premiers et 3.6 N.m pour les trois derniers, ce qui est suffisant pour notre application. D'autre part, le faible poids du robot (5.4 kg) permet de le manipuler et de le déplacer facilement. Le robot est facilement modifiable et l'effecteur peut être remplacé. Enfin, l'API Kinova autorise une commande de bas niveau et inclut notamment des fonctions de commande en couple. L'espace de travail du Mico 2 est plus restreint que celui du Jaco 2, mais il suffit à évaluer la faisabilité du projet.

L'effecteur du robot a été modifié afin de pouvoir être fixé au poignet du patient. La pince à 3 doigts, qui se fixe sur le sixième actionneur, a été retirée. L'actionneur a été conservé pour assurer une bonne reconnaissance du robot par l'API. Un effecteur personnalisé a été installé. L'effecteur consiste en un manchon qui se fixe au robot en lieu et place de la main, une liaison rotule, et un support qui se fixe au poignet comme une montre au moyen d'une sangle autoagrippante. Les différents composants de l'effecteur sont modélisés en CAO puis imprimés en 3D au laboratoire. Sa structure est détaillée sur la Figure 4.1. L'attache du robot comme une montre est intuitive pour le patient et la sangle autoagrippante peut être installée et enlevée facilement. La liaison rotule empêche la transmission de moment de force entre le robot et le patient et évite ainsi des torsions qui peuvent être inconfortables.

Le robot est installé sur une table devant laquelle le patient s'assied. Le robot se place, par rapport au patient, sur le côté extérieur du bras à rééduquer. La chaise du patient est fixée, ce qui assure la répétabilité de l'expérience. La position de l'épaule dans le repère du robot est mesurée et supposée constante.

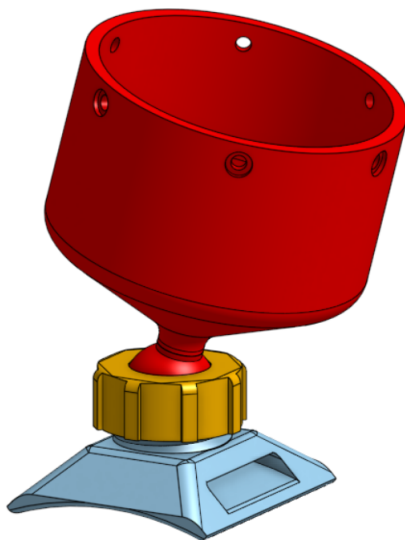


FIGURE 4.1 Rendu CAO de l'effecteur personnalisé. En rouge : le manchon qui se fixe au robot et la boule de la rotule. En bleu : le support pour le poignet du patient et la demi-sphère extérieure de la rotule ; la sangle autoagrippante se glisse dans la fente. En jaune : l'écrou qui permet d'assembler la liaison rotule

4.2 Modélisation

4.2.1 Membre supérieur

On représente le membre supérieur comme un robot manipulateur articulé, les muscles de l'utilisateur agissant sur le membre supérieur comme les actionneurs agiraient sur un robot. Les trois segments du membre supérieur (bras, avant-bras et main) sont modélisés par des cylindres rigides reliés par différentes liaisons. Le modèle s'appuie sur la représentation à sept DDL détaillée plus haut (voir Figure 2.9). Le robot étant attaché juste au-dessus du poignet sur le bras du patient, les mouvements du poignet et de la main peuvent être ignorés dans la cinématique du système. Ici, on choisit alors de ne conserver que les quatre premiers DDL : trois pour l'épaule et un pour le coude. La position de l'effecteur est repérée par ses trois coordonnées cartésiennes, mais son orientation n'a pas d'importance grâce à la liaison rotule ajoutée. Avec quatre DDL, le membre supérieur est encore redondant, et sa cinématique inverse ne peut pas être calculée avec certitude. En s'appuyant sur les travaux de Zanchettin *et al.*, on considère que l'un des angles de l'articulation de l'épaule, appelé angle de pivotement (*swivel angle*) reste constant. Le modèle a alors trois degrés de liberté, et sa cinématique inverse peut être aisément calculée, de même que sa cinématique directe (voir Annexe A).

4.2.2 Robot

Le robot est modélisé par un manipulateur à cinq DDL. Le sixième DDL perdu correspond au sixième actionneur (à partir de la base), qui est conservé sur le robot mais reste fixe. Le degré de liberté occasionné par la rotule de l'effecteur est négligé. Les dimensions, masse et matrice d'inertie de chaque segment du robot sont fournies dans un fichier URDF disponible sur le dépôt Github de Kinova. Les dimensions et la masse de l'effecteur personnalisé sont mesurées ; sa matrice d'inertie est considérée comme nulle. Le centre du poignet est supposé coïncider avec le point terminal de l'effecteur du robot. On néglige donc la déviation due à la rotation de la rotule de l'effecteur. Enfin, on néglige également les frottements des actionneurs.

4.3 Structure du schéma de contrôle

Le schéma général de contrôle est présenté sur la figure 4.2.

4.3.1 Système {robot + membre supérieur}

Cet élément représente la dynamique du système couplé. Il lie les couples appliqués par le patient dans les articulations du membre supérieur τ_h et par les actionneurs du robot τ_r aux mouvements des deux systèmes, *via* leurs positions angulaires q_h et q_r et leurs dérivées.

4.3.2 Estimateur

Pour estimer correctement les intentions du patient afin que le robot réagisse en conséquence, nous choisissons d'employer un estimateur de perturbation non linéaire (NDOB). Les couples appliqués par le patient τ_h sont considérés comme une perturbation pour le système, que l'on cherche à estimer. La structure du NDOB utilisé a été proposée par Mo-

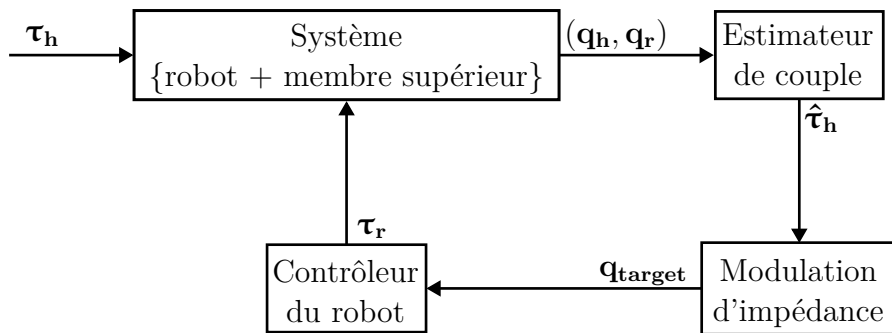


FIGURE 4.2 Schéma de la boucle de contrôle du robot

hammadi *et al.* [49]. L'estimateur utilise le modèle dynamique du membre supérieur et du robot, les mesures des positions et des vitesses angulaires du membre supérieur et du robot, et d'accélération angulaire du robot.

4.3.3 Modulation d'impédance

En robotique, l'impédance mécanique fait référence à l'ensemble des phénomènes par lesquels un robot s'oppose mécaniquement à une force (pas nécessairement périodique) qui lui est imposée. Prenons l'exemple d'un robot manipulateur sériel quelconque. L'équation générale de la dynamique de ce robot est donnée par :

$$\boldsymbol{\tau} = \mathbf{M}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{D}(\mathbf{q})\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{K}(\mathbf{q})(\mathbf{q} - \mathbf{q}_0) + \mathbf{g}(\mathbf{q}) \quad (4.1)$$

où \mathbf{M} est la matrice de masse du manipulateur, \mathbf{C} la matrice de Coriolis, \mathbf{D} la matrice d'amortissement, \mathbf{K} la matrice de raideur, \mathbf{q}_0 une configuration d'équilibre et \mathbf{g} le terme gravitationnel. Avec cette description, le robot se comporte comme un ensemble de systèmes masse-ressort-amortisseur. L'impédance correspond à ce qui lie les couples des actionneurs $\boldsymbol{\tau}$ avec le mouvement du manipulateur $(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \ddot{\mathbf{q}})$, et désigne alors le membre de droite de l'équation 4.1.

Dans les modèles du membre supérieur (indice \mathbf{h}) et du robot (indice \mathbf{r}), les frottements et la raideur ont été négligés ; leurs matrices respectives \mathbf{D}_h , \mathbf{D}_r , \mathbf{K}_h et \mathbf{K}_r sont donc nulles. De même, les simulations montrent que les couples engendrés par les effets de Coriolis sont nettement inférieurs à ceux engendrés par l'inertie et le poids lors des trajectoires envisagées et ceux-ci sont donc négligés (voir Annexe B). L'équation 4.1 devient alors :

$$\boldsymbol{\tau} = \mathbf{M}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{g}(\mathbf{q}) \quad (4.2)$$

Réduire l'impédance d'un robot consiste à appliquer un coefficient $\kappa < 1$ au membre de droite de l'équation. Par exemple, pour réduire l'impédance de 50%, il faut choisir $\kappa = 0.5$. L'équation du mouvement est alors :

$$\boldsymbol{\tau} = \kappa(\mathbf{M}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{g}(\mathbf{q})) \quad (4.3)$$

et la résistance au mouvement est diminuée de moitié. L'équation précédente peut également être écrite :

$$\frac{\boldsymbol{\tau}}{\kappa} = \mathbf{M}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{g}(\mathbf{q}) \quad (4.4)$$

La réduction d'impédance est alors équivalente à l'augmentation des couples des actionneurs. Réduire l'impédance de 50% permet donc d'effectuer le même mouvement que si les couples internes étaient doublés. Ceci met en évidence l'intérêt de la réduction d'impédance pour un membre affaibli.

Afin d'atteindre l'objectif de ce travail de recherche, il est nécessaire de réduire virtuellement l'impédance du membre supérieur du patient. On souhaite également que l'inertie et le poids puissent être modulés indépendamment. À partir des couples estimés dans le membre supérieur $\hat{\boldsymbol{\tau}}_{\mathbf{h}}$, la trajectoire désirée prenant en compte l'impédance modulée est générée comme suit :

$$\kappa_i \mathbf{M}_{\mathbf{h}}(\mathbf{q}_{\mathbf{h}}) \ddot{\mathbf{q}}_{\mathbf{h}}^{\text{target}} + \kappa_g \mathbf{g}_{\mathbf{h}}(\mathbf{q}_{\mathbf{h}}) = \hat{\boldsymbol{\tau}}_{\mathbf{h}} \quad (4.5)$$

avec κ_i et κ_g les coefficients de réduction d'inertie et de gravité, respectivement. Cette trajectoire est ensuite transmise au contrôleur du robot.

4.4 Commande du robot

La communication avec le robot s'effectue au moyen de l'API Kinova fournie, en C++. Le robot est connecté au PC par connexion USB. Les calculs des matrices de masse, jacobiennes et couples de gravité pour le membre supérieur et le robot sont effectués par la bibliothèque RBDL (*Rigid Body Dynamics Library*) [58]. Les calculs de cinématiques directe et inverse sont également résolus par RBDL pour le robot, et analytiquement pour le membre supérieur (voir Annexe A). La bibliothèque Eigen est utilisée pour tous les calculs matriciels.

La période de communication a été choisie pour être supérieure en tout temps à la durée de calcul de la boucle de commande. La commande s'effectue donc à une période de $T = 0.015$ s, soit une fréquence $f = 67$ Hz. La fréquence de communication maximale autorisée par l'API est de 100 Hz par connexion USB.

Le robot est commandé en couple grâce aux fonctions natives de l'API Kinova. Le signal de commande est saturé à ± 10 N.m afin d'éviter d'occasionner des blessures à l'utilisateur en cas de dysfonctionnement. En outre, si l'effecteur s'approche du corps du robot et que le robot risque d'entrer en collision avec lui-même, ses mouvements sont fortement ralentis et se bloquent finalement si la collision devient imminente.

4.5 Simulations

Les simulations sont menées avec MATLAB et Simulink, en utilisant notamment la bibliothèque *Robotics System Toolbox*. La bibliothèque intègre par défaut un modèle du robot Mico. Ce modèle est ensuite modifié pour prendre en compte les adaptations effectuées (remplacement de l'effecteur original par l'effecteur personnalisé, voir section 4.1). Un second modèle est créé pour représenter le membre supérieur (modèle décrit en section 4.2.1). Ainsi, tous les calculs de matrice de masse, de jacobienne, de terme de Coriolis, de terme gravitationnel et de cinématique directe et inverse peuvent s'effectuer directement avec les fonctions natives de la bibliothèque, pour le membre supérieur comme pour le robot. Une visualisation de la simulation est montrée en Figure 4.3. La durée des simulations, de 10 s, a été choisie comme un compromis entre l'exploration de l'espace de travail du membre supérieur et du robot, et le temps de calcul nécessaire.

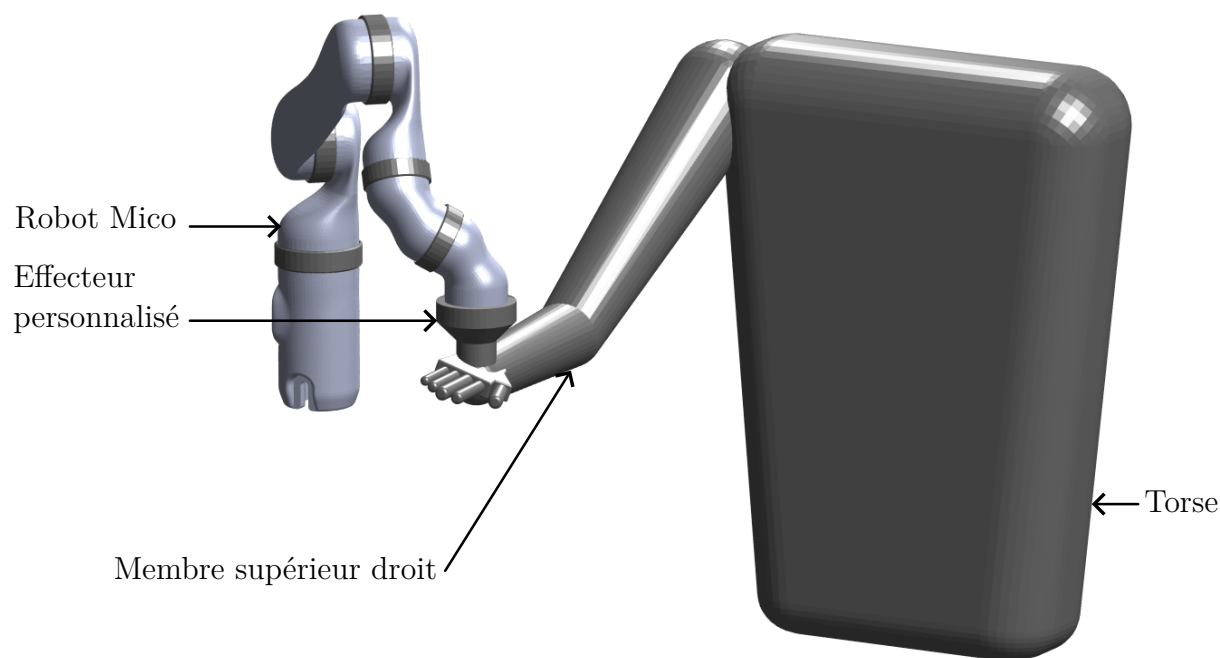


FIGURE 4.3 Visualisation de la simulation MATLAB. Sont visibles uniquement le robot, le membre supérieur droit et le torse du patient

4.6 Mise en œuvre expérimentale

Deux expériences ont été menées pour tester la capacité du système à réduire les efforts du patient. Les expériences ont été menées sur un sujet sain et ont été approuvées par le comité

de validation éthique de Polytechnique Montréal. Dans la première, le patient ne déplace pas son membre supérieur, et la compensation de gravité est progressivement enclenchée. Dans la seconde, le patient suit avec sa main une trajectoire définie, attrape un objet, ici un gobelet en plastique léger pour que sa masse n'influe pas sur les couples exercés, et le déplace vers une position cible ; l'exercice est effectué d'abord par le sujet seul, puis avec l'assistance du robot.

La validation expérimentale par sEMG a été choisie afin de mesurer la variation d'activité musculaire du patient en fonction du niveau d'assistance souhaité. On utilise pour l'obtention des signaux EMG un bracelet Myo Armband de la société Thalmic Labs (voir Figure 4.4). Conçu pour être porté sur l'avant-bras et reconnaître les gestes du poignet et des doigts, il est équipé de 8 capteurs sEMG. Dans le cadre de notre expérience, le bracelet est uniquement utilisé comme capteur sEMG sans fil, et est placé le plus haut possible sur le bras, juste avant l'épaule. Au vu de la conception du bracelet, il est difficile de placer les capteurs avec exactitudes sur les muscles considérés. Cela n'affecte pas les résultats car l'objectif de l'expérience est de comparer l'activité musculaire générale de l'épaule dans diverses conditions, sans chercher à s'intéresser à un muscle en particulier. On observe empiriquement qu'un positionnement générique du bracelet juste sous l'épaule permet d'obtenir, en s'intéressant aux électrodes les plus stimulées, une bonne indication du niveau d'activation musculaire de l'épaule et du coude.



FIGURE 4.4 Le bracelet Myo Armband [59]

Alors que l'interface propriétaire ne donne accès qu'à la reconnaissance des gestes, la bibliothèque Python PyoMyo permet de récupérer les données des capteurs. Le signal obtenu pour chaque électrode est échantillonné à 50 Hz et a été prétraité par le microcontrôleur du Myo Armband. Le prétraitement, dont les détails ne sont pas accessibles, consiste en un redressement, pour que le signal ne conserve que des valeurs positives, puis un filtrage passe-bas pour éliminer le bruit. Les valeurs sont des nombres entiers compris entre 0 et 1000 et sont données en unité arbitraire quantifiant l'activité électrique du muscle situé sous l'électrode. Les données sont ensuite normalisées par rapport à l'activité musculaire maximale enregistrée.

CHAPITRE 5 ARTICLE 1 - DEVELOPMENT OF A PARTICIPATIVE UPPER LIMB REHABILITATION SYSTEM WITH ACTIVE IMPEDANCE REDUCTION

L'article scientifique dont le texte suit a été soumis le 21 septembre 2023 au journal *IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics*. L'article ayant été écrit de manière à pouvoir être lu indépendamment, il est possible que le lecteur y trouve un certain nombre de répétitions par rapport à ce qui précède. Les auteurs, dans l'ordre tel qu'ils seront indiqués en cas de publication, sont : Grégoire Dutilleul, Sofiane Achiche, David Saussié.

Abstract

Loss of upper limb mobility is a common consequence of a stroke. Rehabilitation plays a critical role in restoring motor function. Robots dedicated to rehabilitation can improve the efficiency of the therapy. This paper introduces a robotic rehabilitation platform based on a modified Mico from Kinova Robotics. The robot attaches to the patient's wrist and provides partial or complete compensation of the upper limb impedance. Gravity and inertia compensation can be modulated independently. The system allows free movement within the robot's workspace, encouraging active participation. A nonlinear disturbance observer (NDOB) estimates the torques in the joints of the upper limb to predict movement intention. A trajectory of joint angular velocities is generated based on the estimated torques and the desired impedance. This trajectory is fed to the robot through a torque PD controller. Simulation results provide evidence of the system's ability to reduce the human effort required to perform a given movement. The system demonstrated good robustness to model uncertainties. Additionally, experiments involving surface electromyography measurements also validated the effectiveness of the system. Gravity compensation was able to reduce muscle electrical activity by up to 92% when fully enabled. With an impedance reduction of 50% during motion, the RMS muscular activity reduction ranged from 37% to 73%. Gravity compensation appears to offer more significant assistance compared to inertia compensation.

5.1 Introduction

5.1.1 Context

Strokes count as one of the major causes of invalidity [1], the upper limbs being the most frequently impacted function [2]. Motor function recovery is essential to autonomy in daily

life and requires long months of therapy. Rehabilitation robots have already proven to be effective in assisting in the recovery process [60].

Most rehabilitation robots are categorized as either exoskeletons or end-effector-based robots. A number of comparative analyses of their respective advantages and disadvantages have been conducted [61–64]. Exoskeletons offer the advantage of allowing precise joint-by-joint control of the impaired limb, but require customization to fit the exact dimensions of the user. Additionally, while a lower limb exoskeleton can be designed in a single plane, as the primary objective of the rehabilitation is to recover the walking function, an upper limb exoskeleton needs to accommodate multiple degrees of freedom, necessitating a higher level of complexity. In contrast, end-effector robots only exert forces on a single region of the limb and do not provide joint-by-joint assistance. These robots do not require personalization and can be readily adapted to fit a varied population of patients. They are also often less expensive since they can be generic, mass produced manipulator robots.

During the first stages of rehabilitation, the affected limb may be totally or partially unresponsive. In such situations, passive therapy is often employed, where the robot guides the limb through specific repetitive patterns without providing any compliance. The primary objective of this phase is to restore limb flexibility and promote the integrity of the joints [26]. By engaging in passive therapy, the patient’s limb gradually regains its range of motion and prepares for further stages of rehabilitation. Once the patient has regained some mobility, the rehabilitation therapy can progress to the next stage. At this point, the rehabilitation robot should fulfill several requirements. While this list is not exhaustive, it highlights key considerations for an effective rehabilitation robot:

- Reduction of required effort: an intuitive approach to providing assistance to the patient involves minimizing the effort required to perform a given movement.
- Active patient participation: research has shown that active participation from the patient significantly enhances the effectiveness of therapy [5]. Therefore, an efficient rehabilitation robot should incorporate a control law that ensures compliance with human interaction to promote active engagement.
- Variable levels of assistance: since the patient’s mobility abilities are expected to improve during the rehabilitation process, the rehabilitation device should be capable of providing different levels of assistance. This flexibility allows for personalized support tailored to the patient’s specific needs at different stages of the recovery.

5.1.2 Related work

Strategies meeting the criteria cited above include "deweighting" the upper limb. Deweighting consists in totally or partially compensating for the weight of the upper limb. In many cases, this gravity compensation is achieved through a model-based approach [8,18,30], which means that an accurate kinematic model of the upper limb is required. To ensure compliance with human interaction, the robot's motors must be backdrivable, or an admittance control strategy must be implemented.

Dalla Gasperina *et al.* proposed an assist-as-needed control strategy for an upper limb exoskeleton also including deweighting features [65,66]. Also called minimal-intervention-based control [67], assist-as-needed control is popular in rehabilitation robotics and is based on the concept of providing the patient only with the necessary amount of assistance, enabling them to be as independent as possible while minimizing reliance on external support. This strategy often applies to following a predefined trajectory: if the patient deviates too much from the target, a corrective force is applied [35]. The corrective force can be determined through impedance control [68] or admittance control, to modulate its strength and feeling.

Some systems include an impedance modulation strategy. The effort required to perform a given task can be reduced by modulating the impedance of an impaired limb. One way to reduce the limb impedance is to virtually set the impedance of the limb and robot system to a fraction of the impedance of the limb alone. This control strategy allows the patient to move freely within the robot's workspace, in contrast to assist-as-needed control, which typically constrains motion to a predefined trajectory. Huo *et al.* [36,37] and Aguirre-Ollinger *et al.* [69] developed independently two lower limb rehabilitation exoskeletons with impedance reduction strategies. Carignan *et al.* proposed a system to control the shoulder impedance with an exoskeleton [38]. To the author's knowledge, no impedance reduction strategy has ever been implemented on an end-effector robot for upper limb rehabilitation.

5.1.3 Contributions

In this paper, we present a control strategy for a robotic manipulator (Mico from Kinova Robotics, originally developed as an assistive technology) suited for upper limb rehabilitation therapy. The system can adjust the perceived inertia and weight of the upper limb to a desired level. Both parameters can be modulated independently, e.g., gravity compensation can be set to 100% while inertia compensation is set to 50%. Most importantly, the upper limb is not restricted to a predefined trajectory but instead remains free to move within the workspace

of the robot. This flexibility allows the patient to explore various motions and engage in more natural and functional movements during the rehabilitation process.

To do so, the control loop is structured in the following way. A nonlinear disturbance observer (NDOB) estimates the torques in the upper limb joints. Based on this estimation and on the modulated impedance, a forward dynamics algorithm proposes a desired trajectory. This trajectory, given as velocities in the upper limb joint-space, is transposed into the robot joint-space, then fed to a PD controller, which sends torque commands to the robot. In the simulation, the dynamics of the {upper limb + robot} system are also computed, and the human behaviour that generates the torques in the upper limb is simulated by a PD controller with gravity compensation.

The remainder of this paper is organized as follows. Section 5.2 describes the material used. Section 5.3 introduces the upper limb model adopted to carry out the simulation and the calculus performed on the control loop. Section 5.4 describes the control loop itself and its different components. Section 5.5 presents the results obtained from the simulation, while section 5.6 describes the experiments conducted after. All these results and their potential implications are discussed in Section 5.7.

5.2 Material description

The robot arm used in this paper is a Mico 2 arm from Kinova Robotics. It is a six-degree-of-freedom (6-DoF) manipulator robot with a three-finger gripper. Here, the gripper was removed and replaced with a simple custom-made 3D printed end-effector, with a free ball joint and a strap to attach the patient’s wrist (Figure 5.1). The ball joint allows free rotation around the axis of the last actuator. This ensures that no moment is transferred between the robot and the upper limb. The actuator closest to end-effector is inactive but must remain in place to ensure communication with the Kinova API. While 3 DoF would have been sufficient for Cartesian trajectory following, in practice, 5 DoF are used to ensure that the ball joint gripper is oriented downward.

In this paper, the material is set up for a rehabilitation of the right upper limb, but can easily be transposed to the left upper limb. The patient is seated in a chair, and the robot is placed on their right, facing left. The three axes of the robot are thus oriented as follows: x-axis behind the patient, y-axis to their right, and z-axis up. The chair is fixed so that the patient’s shoulder remains at a known location.

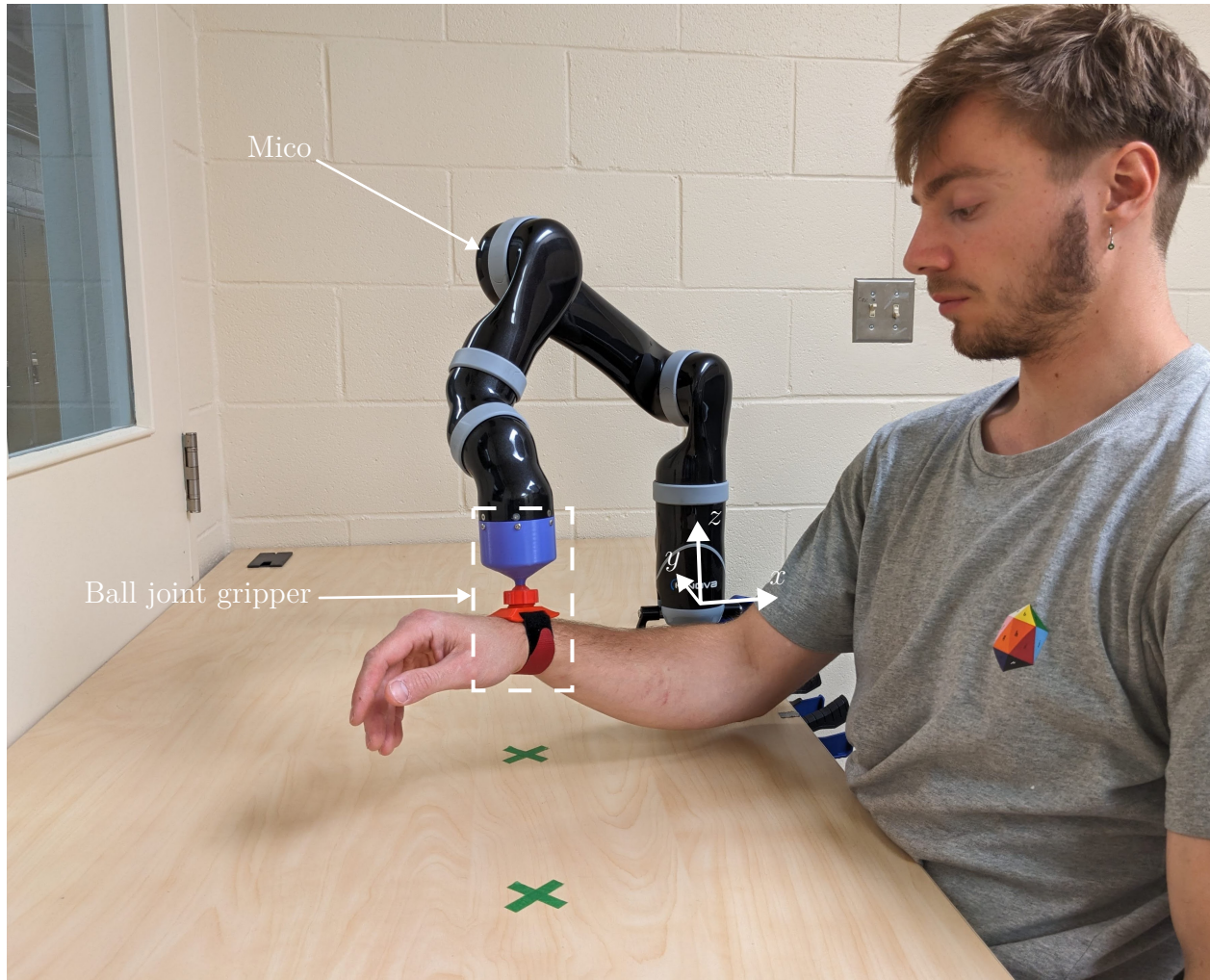


Figure 5.1 Experimental setup. The axes used and shown are the internal axes of the robot

5.3 Upper limb modeling

5.3.1 Kinematic and dynamic modeling

In the field of rehabilitation research, literature commonly adopts a simplified representation of the upper limb as a manipulandum consisting of three rigid bodies (upper arm, forearm and hand) and three joints (shoulder, elbow and wrist) [54,55]. The model adopted in this paper follows the same structure. Anatomically, the shoulder is a ball-and-socket joint and has then three rotational degrees of freedom. The elbow joint has one degree of freedom (along the y -axis). The wrist joint is usually represented as a spherical joint, but since the robotic arm attaches to the upper limb at the wrist, it is considered to be fixed. The schematic model is shown in Figure 5.2. The three DoF of the shoulder joint are located at

the same point, but are drawn far apart for clarity purposes. Each segment is considered to be a 1D body of length l_i , with a mass m_i , and a center of mass (CoM) located at a proximal distance $r_i l_i$. The values of these parameters are determined based on an anthropometric table provided by Winter *et al.* [70]. Each l_i , m_i and r_i is given as a linear function of the patient's total height or mass. The specific expressions for these parameters are given in Table 5.1. Friction is neglected.

Table 5.1 Anthropometric data used for the upper limb model [70]. H and M are respectively the patient's total height and mass. The CoM position refers to the relative position starting from the proximal end of each segment

| Upper limb segment | Mass | Length | CoM relative position |
|--------------------|----------|----------|-----------------------|
| Upper arm | $0.028M$ | $0.186H$ | 0.436 |
| Forearm | $0.016M$ | $0.146H$ | 0.430 |
| Hand | $0.006M$ | $0.108H$ | 0.506 |

The angle between the vertical plane containing O (center of the shoulder joint) and W (center of the wrist joint) and the plane containing the upper limb is called the *swivel angle* and is labeled α on Figure 5.2. According to a kinematic analysis of the upper limb led by Zanchettin *et al.* [54], the angle α varies only slightly as the hand moves in space, slowly oscillating in the range $[0.2 - 0.5]$ rad; it is therefore considered constant in this study, chosen as the middle of the previous interval, i.e., $\alpha = 0.35$ rad. This modeling approach simplifies the upper limb to only have three DoF and eliminates redundancy. As a result, the inverse kinematics can be solved analytically to determine the joint configuration of the upper limb. The origins of the angles are chosen such that the joint configuration at rest is $(0, 0, 0)$.

5.3.2 Human torques modeling

When no external forces are applied, the equation of the upper limb dynamics is:

$$\mathbf{M}_h(\mathbf{q}_h)\ddot{\mathbf{q}}_h + \mathbf{c}_h(\mathbf{q}_h, \dot{\mathbf{q}}_h) + \mathbf{g}_h(\mathbf{q}_h) = \boldsymbol{\tau}_h \quad (5.1)$$

where $\mathbf{q}_h = [q_1, q_2, q_3]^\top \in \mathbb{R}^3$ is the joint configuration, $\boldsymbol{\tau}_h \in \mathbb{R}^3$ is the vector of the torques created by the muscles, $\mathbf{M}_h(\mathbf{q}_h) \in \mathbb{R}^{3 \times 3}$ is the mass matrix for the given configuration, $\mathbf{c}_h(\mathbf{q}_h, \dot{\mathbf{q}}_h) \in \mathbb{R}^3$ is the Coriolis term and $\mathbf{g}_h(\mathbf{q}_h) \in \mathbb{R}^3$ is the gravity term.

During upper limb movement, individuals instinctively do not need to consciously take the limb's weight into account, as it is inherently supported without their explicit awareness. We

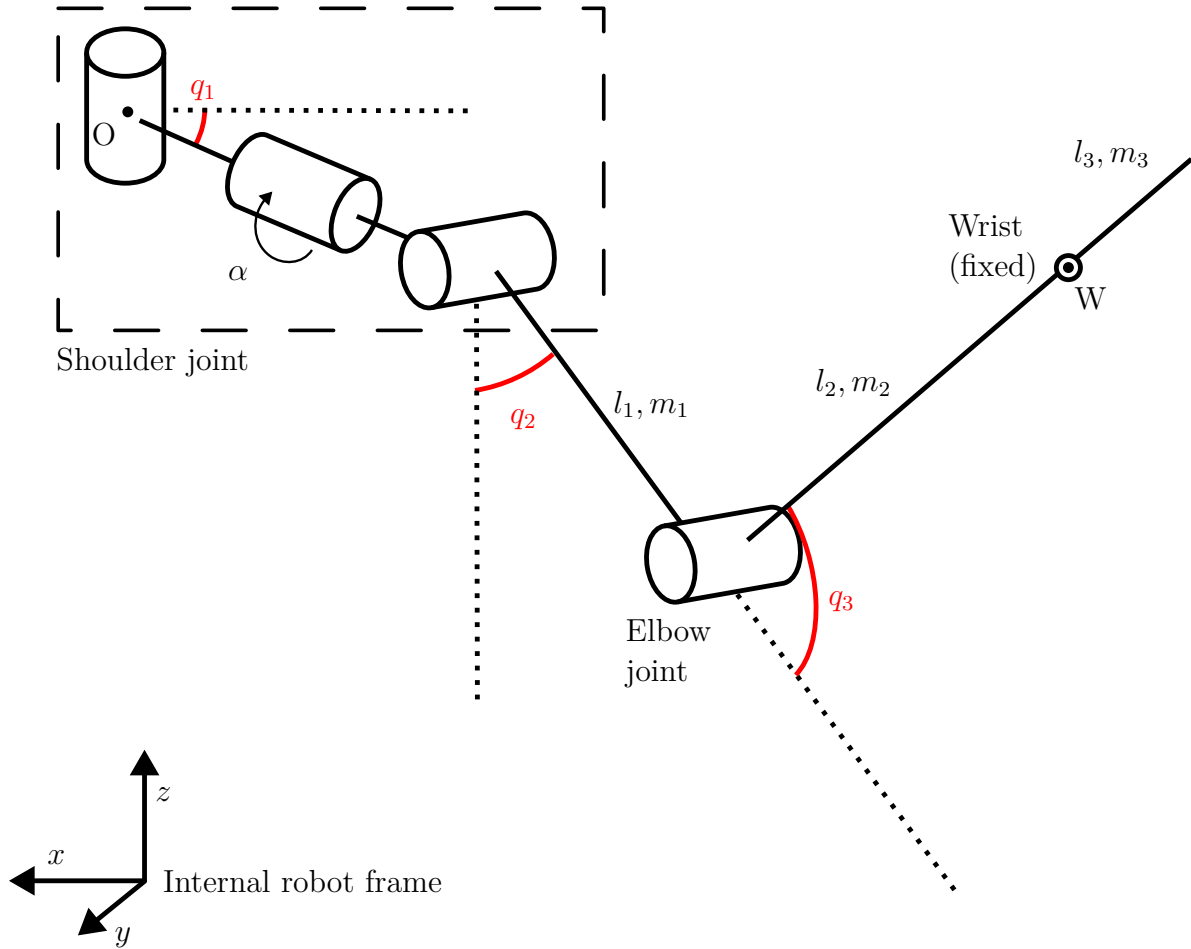


Figure 5.2 Human upper limb kinematic model. O is the center of the shoulder joint, W is the center of the wrist and the robot attachment point. The axes are the internal axes of the robot

thus choose to model the human behaviour with a gravity compensation controller. This also increases the stability as the major part of the controller's action is feedforward. The vector of the torques in the upper limb $\boldsymbol{\tau}_h$ is then given by:

$$\boldsymbol{\tau}_h = \mathbf{u} + \mathbf{g}_h(\mathbf{q}_h) \quad (5.2)$$

Let $\mathbf{q}_{h,e}$ be an equilibrium configuration around which the velocities are considered sufficiently low, so that the Coriolis term can be neglected, and the mass matrix can be approximated by $\mathbf{M}_h(\mathbf{q}_{h,e})$. Combined with Eq. 5.2, Eq. 5.1 becomes:

$$\mathbf{M}_h(\mathbf{q}_{h,e})\ddot{\mathbf{q}}_h = \mathbf{u} \quad (5.3)$$

Let $\mathbf{x} = [\mathbf{q}_h^\top \dot{\mathbf{q}}_h^\top]^\top$ be the state vector. Equation 5.3 can be rewritten as a state-space model:

$$\dot{\mathbf{x}} = \mathbf{A}\mathbf{x} + \mathbf{B}\mathbf{u} \quad (5.4)$$

$$\text{with } \mathbf{A} = \begin{bmatrix} \mathbf{0}_{3 \times 3} & \mathbf{I}_3 \\ \mathbf{0}_{3 \times 3} & \mathbf{0}_{3 \times 3} \end{bmatrix} \text{ and } \mathbf{B} = \begin{bmatrix} \mathbf{0}_{3 \times 3} \\ \mathbf{M}_h(\mathbf{q}_{h,e})^{-1} \end{bmatrix}$$

The command is chosen as a state feedback + feedforward action, i.e., $\mathbf{u} = -\mathbf{K}\mathbf{x} + \mathbf{H}\mathbf{r}$ with $\mathbf{K} \in \mathbb{R}^{3 \times 6}$, $\mathbf{H} \in \mathbb{R}^{3 \times 3}$ and $\mathbf{r} \in \mathbb{R}^3$, the new reference input. The state feedback part can be related to a proportional-derivative controller with $\mathbf{K} = [\mathbf{K}_p^h \quad \mathbf{K}_d^h]$, where \mathbf{K}_p^h and \mathbf{K}_d^h are the patient's intrinsic gains. The closed-loop system is then:

$$\dot{\mathbf{x}} = (\mathbf{A} - \mathbf{BK})\mathbf{x} + \mathbf{BH}\mathbf{r} \quad (5.5)$$

In order to converge to a desired input, i.e., $\mathbf{q}_\infty = \mathbf{r}$, the matrix \mathbf{H} must be set to:

$$\mathbf{H} = -\left(\mathbf{C}(\mathbf{A} - \mathbf{BK})^{-1}\mathbf{B}\right)^{-1} \quad (5.6)$$

where $\mathbf{C} = [\mathbf{I}_3 \quad \mathbf{0}_{3 \times 3}]$. Finally, the simulated torques exerted by the patient in the upper limb joints are given by:

$$\boldsymbol{\tau}_h = -\mathbf{K}\mathbf{x} + \mathbf{H}\mathbf{q}_{\text{target}} + \mathbf{g}_h(\mathbf{q}_h) \quad (5.7)$$

where $\mathbf{q}_{\text{target}} \in \mathbb{R}^3$ is the targeted configuration.

5.3.3 Dynamics of the coupled system

If the robot and the upper limb interact, the upper limb dynamics become:

$$\mathbf{M}_h(\mathbf{q}_h)\ddot{\mathbf{q}}_h + \mathbf{c}_h(\mathbf{q}_h, \dot{\mathbf{q}}_h) + \mathbf{g}_h(\mathbf{q}_h) - \mathbf{J}_h^\top(\mathbf{q}_h)\mathbf{F}_{r \rightarrow h} = \boldsymbol{\tau}_h \quad (5.8)$$

where \mathbf{J}_h is the Jacobian matrix of the upper limb, and $\mathbf{F}_{r \rightarrow h}$ is the force applied by the robot on the upper limb. This equation can also be written as:

$$\ddot{\mathbf{q}}_h = \mathbf{M}_h^{-1}(\mathbf{q}_h) \left[\boldsymbol{\tau}_h - \mathbf{c}_h(\mathbf{q}_h, \dot{\mathbf{q}}_h) - \mathbf{g}_h(\mathbf{q}_h) + \mathbf{J}_h^\top(\mathbf{q}_h)\mathbf{F}_{r \rightarrow h} \right] \quad (5.9)$$

Likewise, the robot dynamics are described by:

$$\mathbf{M}_r(\mathbf{q}_r)\ddot{\mathbf{q}}_r + \mathbf{c}_r(\mathbf{q}_r, \dot{\mathbf{q}}_r) + \mathbf{g}_r(\mathbf{q}_r) + \mathbf{J}_r^\top(\mathbf{q}_r)\mathbf{F}_{r \rightarrow h} = \boldsymbol{\tau}_r \quad (5.10)$$

or, after isolating $\mathbf{F}_{r \rightarrow h}$:

$$\mathbf{F}_{r \rightarrow h} = \mathbf{J}_r^{-\top}(\mathbf{q}_r) [\boldsymbol{\tau}_r - \mathbf{M}_r(\mathbf{q}_r)\ddot{\mathbf{q}}_r - \mathbf{c}_r(\mathbf{q}_r, \dot{\mathbf{q}}_r) - \mathbf{g}_r(\mathbf{q}_r)] \quad (5.11)$$

During simulations of the coupled dynamics, it was observed that the Coriolis torques remained relatively low, not exceeding 0.05 N.m. In comparison, the gravity torques for the same joints were approximately 100 times higher. The Coriolis terms can then be neglected for the joint velocities considered in a rehabilitation context (below 1 rad.s⁻¹). Reinserting the interaction force expression (5.11) in Eq. (5.9) gives the dynamics of the coupled system:

$$\ddot{\mathbf{q}}_h = \mathbf{M}_h^{-1}(\mathbf{q}_h) \left[\boldsymbol{\tau}_h - \mathbf{g}_h(\mathbf{q}_h) + \mathbf{J}_h^\top(\mathbf{q}_h) \mathbf{J}_r^{-\top}(\mathbf{q}_r) (\boldsymbol{\tau}_r - \mathbf{M}_r(\mathbf{q}_r)\ddot{\mathbf{q}}_r - \mathbf{g}_r(\mathbf{q}_r)) \right] \quad (5.12)$$

5.4 Control loop

5.4.1 Upper limb torque observer

An estimation of the human torques is needed to determine the motion intention. The nonlinear disturbance observer (NDOB) used was specifically designed for robotic manipulators [49] and has the following general form:

$$\begin{cases} \dot{\mathbf{z}} = -\mathbf{L}_d(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\mathbf{z} + \mathbf{L}_d(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) [\mathbf{c}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) + \mathbf{g}(\mathbf{q}) - \boldsymbol{\tau} - \mathbf{p}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})] \\ \hat{\boldsymbol{\tau}}_d = \mathbf{z} + \mathbf{p}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) \end{cases} \quad (5.13)$$

where $\mathbf{L}_d(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) = \gamma \mathbf{M}^{-1}(\mathbf{q})$ and $\mathbf{p}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) = \mathbf{p}(\dot{\mathbf{q}}) = \gamma \dot{\mathbf{q}}$ with γ being an adjustable gain. The vector $\hat{\boldsymbol{\tau}}_d$ is the resulting estimation of $\boldsymbol{\tau}_d$, the vector of the lumped disturbances. Here, we make the assumption that the other disturbances, such as friction and model inaccuracies, are negligible compared to the torques exerted by the patient. The Coriolis term is still considered negligible. In our case, the NDOB becomes:

$$\begin{cases} \dot{\mathbf{z}} = \gamma \mathbf{M}_h^{-1}(\mathbf{q}_h) [-\mathbf{z} + \mathbf{g}_h(\mathbf{q}_h) - \mathbf{J}_h^\top(\mathbf{q}_h) \mathbf{F}_{r \rightarrow h} - \gamma \dot{\mathbf{q}}_h] \\ \hat{\boldsymbol{\tau}}_h = \mathbf{z} + \gamma \dot{\mathbf{q}}_h \end{cases} \quad (5.14)$$

The interaction force is directly calculated with (5.11).

5.4.2 Impedance modulation and trajectory generation

We define κ_g and κ_i as the gravity reduction and inertia reduction coefficients, respectively. Since friction and Coriolis torques were neglected, the trajectory with the desired impedance

is given by:

$$\kappa_i \mathbf{M}_h(\mathbf{q}_h) \ddot{\mathbf{q}}_h^{\text{target}} + \kappa_g \mathbf{g}_h(\mathbf{q}_h) = \hat{\boldsymbol{\tau}}_h \quad (5.15)$$

After isolating $\ddot{\mathbf{q}}_h^{\text{target}}$, one obtains:

$$\ddot{\mathbf{q}}_h^{\text{target}} = \frac{1}{\kappa_i} \mathbf{M}_h^{-1}(\mathbf{q}_h) (\hat{\boldsymbol{\tau}}_h - \kappa_g \mathbf{g}_h(\mathbf{q}_h)) \quad (5.16)$$

The trajectory generated by (5.16) is expressed in the joint space of the upper limb. To be used as an input for the robot controller, it must be converted into the robot joint space. Thus, $\dot{\mathbf{q}}_h^{\text{target}}$ is obtained after integrating (5.16), and then passed through a high-pass filter to remove slow drift due to integration. $\dot{\mathbf{q}}_r^{\text{target}}$ is then given by:

$$\dot{\mathbf{q}}_r^{\text{target}} = \mathbf{J}_r^{-1}(\mathbf{q}_r) \mathbf{J}_h(\mathbf{q}_h) \dot{\mathbf{q}}_h^{\text{target}} \quad (5.17)$$

5.4.3 Robot controller

We use a feedforward PD controller to control the robot. The control law is a combination of a PD feedback plus the feedforward weight and inertia compensation of the robot added to the assistance to the upper limb, to minimize the action required from the PD. The control law has thus the following form:

$$\boldsymbol{\tau}_r = \mathbf{K}_p^r \mathbf{e} + \mathbf{K}_d^r \dot{\mathbf{e}} + \mathbf{g}_r(\mathbf{q}_r) + \mathbf{M}_r(\mathbf{q}_r) \ddot{\mathbf{q}}_r + \mathbf{J}_r^\top \mathbf{J}_h^{-\top} (\kappa_g \mathbf{g}_h(\mathbf{q}_h) + \kappa_i \mathbf{M}_h(\mathbf{q}_h) \ddot{\mathbf{q}}_h) \quad (5.18)$$

where $\mathbf{e} = \dot{\mathbf{q}}_r^{\text{target}} - \dot{\mathbf{q}}_r$, and $\mathbf{K}_p^r, \mathbf{K}_d^r \in \mathbb{R}^{3 \times 3}$.

5.5 Validation through simulation and robustness study

5.5.1 Methodology

The whole system used for the simulation is summarized in Figure 5.3.

Wang *et al.* conducted some experiments involving participants performing reaching tasks with the upper limb [71]. The average completion time was approximately 0.5 s. To calculate the gains \mathbf{K}_p^h and \mathbf{K}_d^h , the poles of the human torques simulation controller are placed in order to have a settling time of about 0.5 s without overshoot, as it was the average completion time for reaching tasks. The observer gain is set empirically to minimize the difference between $\boldsymbol{\tau}_h$ and $\hat{\boldsymbol{\tau}}_h$. The gains of the feedforward PD controller are set empirically to minimize the difference between $\boldsymbol{\tau}_h$ and $\boldsymbol{\tau}_h^{\text{ref}}$, where $\boldsymbol{\tau}_h^{\text{ref}}$ is the vector of torques required to follow the

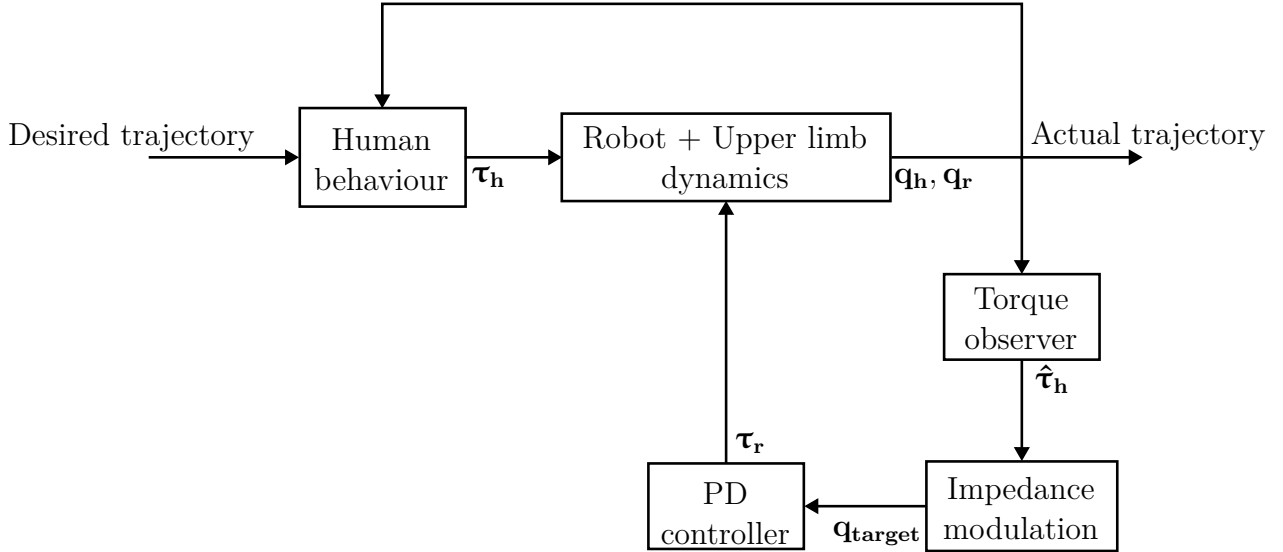


Figure 5.3 Control structure of the simulation

same trajectory with a fictitious arm that would have the modulated impedance.

Rehabilitation exercises typically consist of slow and repetitive movements following patterns easily memorable [72]. In order to validate the efficiency of the system in this type of exercise, the reference trajectory used for the simulation was chosen as a set of sinusoidal trajectories for each of the three joints of the upper limb, with different amplitudes covering the robot’s workspace and different frequencies. This choice of trajectory allowed for the exploration of various joint configurations and movements during the simulation. Figure 5.4 shows the joint-by-joint trajectory.

The simulations were conducted using MATLAB and Simulink. In the first set of simulations, the inertia compensation coefficient was varied while keeping the gravity compensation constant, and vice-versa. The signal of interest is the vector of torques in the upper limb joints, to ensure that the required human effort was indeed reduced. Gravity has been removed from the inertia-varying simulations to highlight the effects of the inertia compensation.

A second set of simulations was needed to assess the robustness of the system. According to (5.14), (5.16) and (5.18), a dynamic model of the upper limb is required for the experiments. In simulation, the same model can be used to compute the dynamics of the {upper limb + robot} system and the different equations of the control loop. However, the accuracy of the

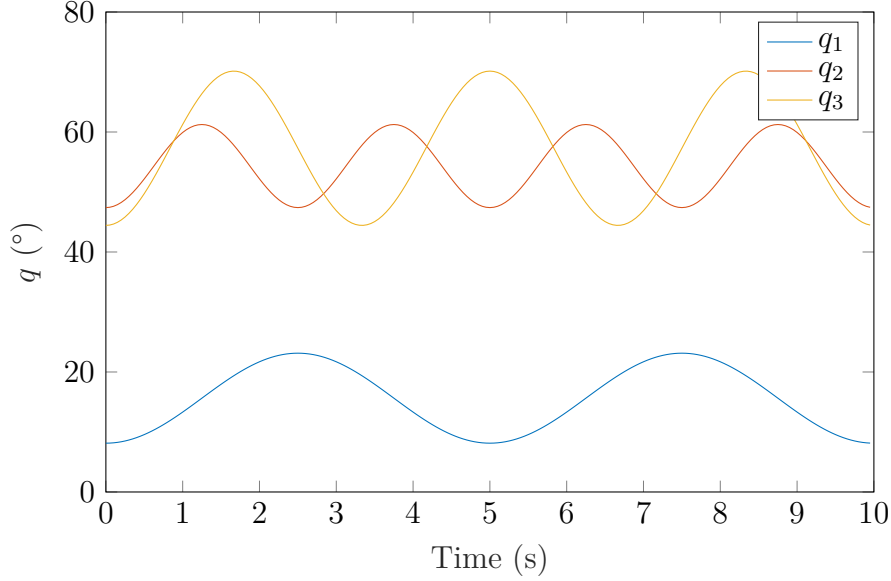


Figure 5.4 Reference upper limb desired trajectory. q_1 and q_2 refer to the z and y joints of the shoulder complex; q_3 refers to the elbow joint. See Figure 5.2 for reference

model determined for a real upper limb cannot be totally guaranteed. Therefore, the control loop must be robust against modeling uncertainties. The kinematic model of the upper limb described above consists of 10 parameters: l_i , m_i and r_i for the upper arm ($i = 1$), the forearm ($i = 2$) and the hand ($i = 3$), and the swivel angle α . For these simulations, errors were introduced between the model employed for the dynamics and the model employed for the observer, the impedance modulation and the feedforward controller. Modeling errors are implemented by introducing uniform random errors within $\pm 10\%$ around the values of each l_i , m_i and r_i and of α . This simulation is repeated $N = 100$ times. The main goal of this study is to prove the stability of the control scheme in spite of small model uncertainties. However, deviations from reference values are expected since the NDOB and the impedance compensation are purely model-based.

5.5.2 Simulation results

Figure 5.5 shows the effect of varying the inertia compensation coefficient on the required torques in the upper limb joints to follow the desired trajectory. On the other hand, Figure 5.6 shows the effect of varying the gravity compensation coefficient. For comparison, the upper limb torques recorded in a simulation without the robot are also shown on both figures.

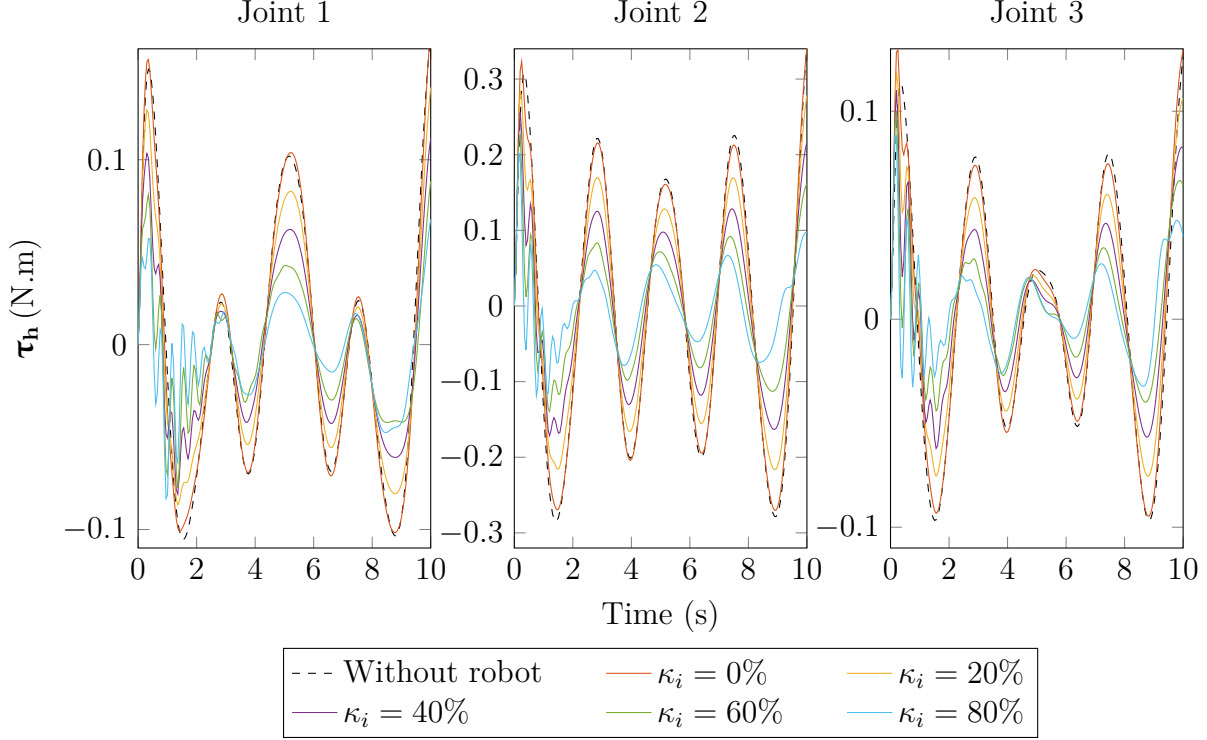


Figure 5.5 Upper limb torques $\tau_{\mathbf{h}}$ required to follow the reference trajectory depending on the inertia compensation level κ_i . Gravity compensation is fully activated: $\kappa_g = 100\%$. Joint 1 and 2 refer to z and y joints of the shoulder complex; joint 3 refers to the elbow joint

On Figure 5.5, the amplitude of the oscillations of the upper limb torques gradually decreases as inertia compensation increases, while the mean value remains relatively constant. Conversely, on Figure 5.6, the mean value of the torques decreases as gravity compensation increases. Since gravity is vertical, no change is visible on the first joint (joint z of the shoulder complex) as κ_g varies. Overall, Figures 5.5 and 5.6 show good results in reducing the inertia and weight of the upper limb in a simulation setup. According to (5.16), the weight can be fully compensated, with $\kappa_g = 0$, but κ_i must be strictly positive. It can be observed that as κ_i becomes close to 0, $\tau_{\mathbf{h}}$ oscillates and is close to instability. This is because $\ddot{\mathbf{q}}_{\text{target}}$ diverges as κ_i converges to 0.

The recorded torques without robot and with $\kappa_g = \kappa_i = 0\%$ overlap well: the RMS errors are 0.011 N.m, 0.017 N.m and 0.012 N.m for the three joints. This indicates a similar user experience between using the robot without assistance and performing the task without the robot. Consequently, the conditions characterized by $\kappa_i = \kappa_g = 0\%$ establish a "transparent mode". The curves keep the same shape as the inertia compensation ratio increases. However, their shape vary slightly when the gravity compensation increases: this can be explained by

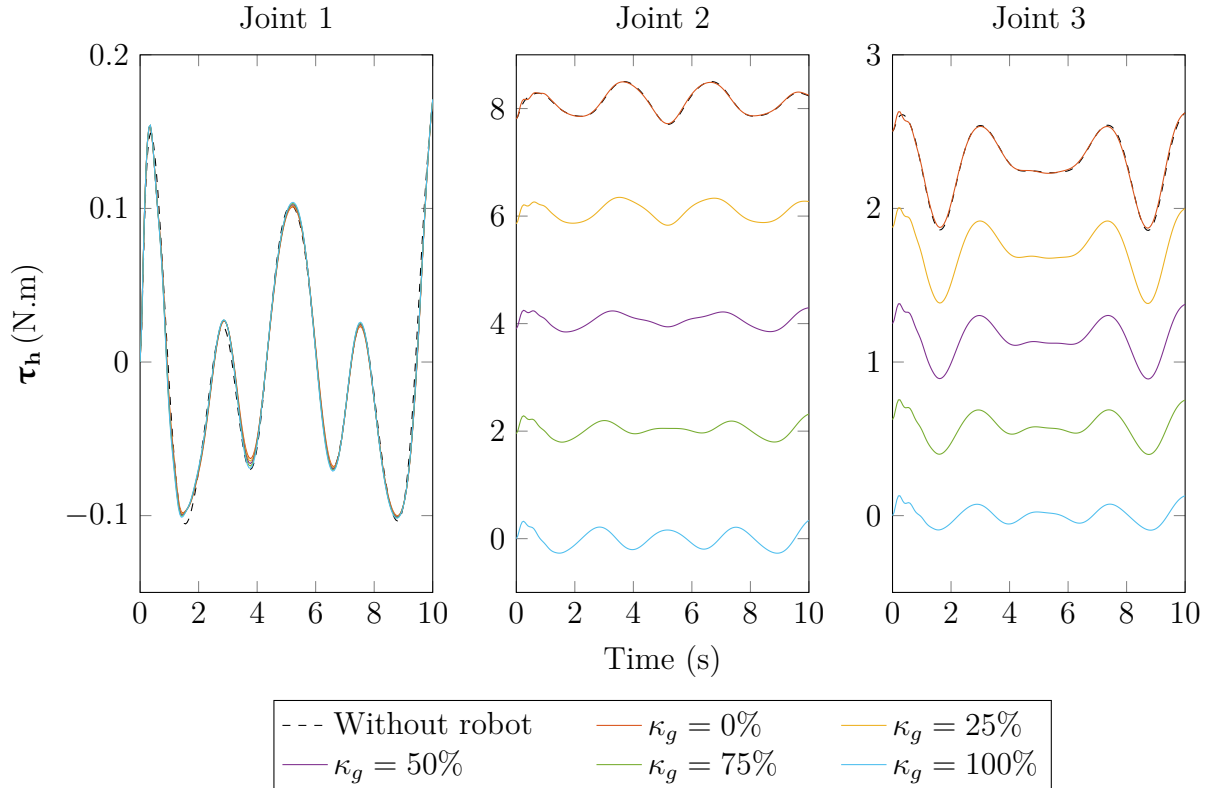


Figure 5.6 Upper limb torques $\tau_{\mathbf{h}}$ required to follow the reference trajectory depending on the gravity compensation level κ_g . Inertia compensation is disabled: $\kappa_i = 0\%$. Joint 1 and 2 refer to z and y joints of the shoulder complex; joint 3 refers to the elbow joint

the fact that the human upper limb relies on gravity to perform some movements, such as elbow extension. When gravity effects disappear, the patient needs to exert torque to perform the same movement.

Figure 5.7 displays the results of the robustness evaluation. The red area represents the range of extreme values taken by $\tau_{\mathbf{h}}$ throughout the simulations while the blue line shows the reference values that should have been obtained with an accurate model. The red dotted lines delineate the region between 90% and 110% of the reference torques. The torques obtained from the simulation did not show any sign of instability. For the joint 2, the errors consistently remained in the $\pm 10\%$ band and hardly exceeded it for the joint 3. Although relative errors were higher for joint 1, they remained lower than 0.1 N.m in absolute value.

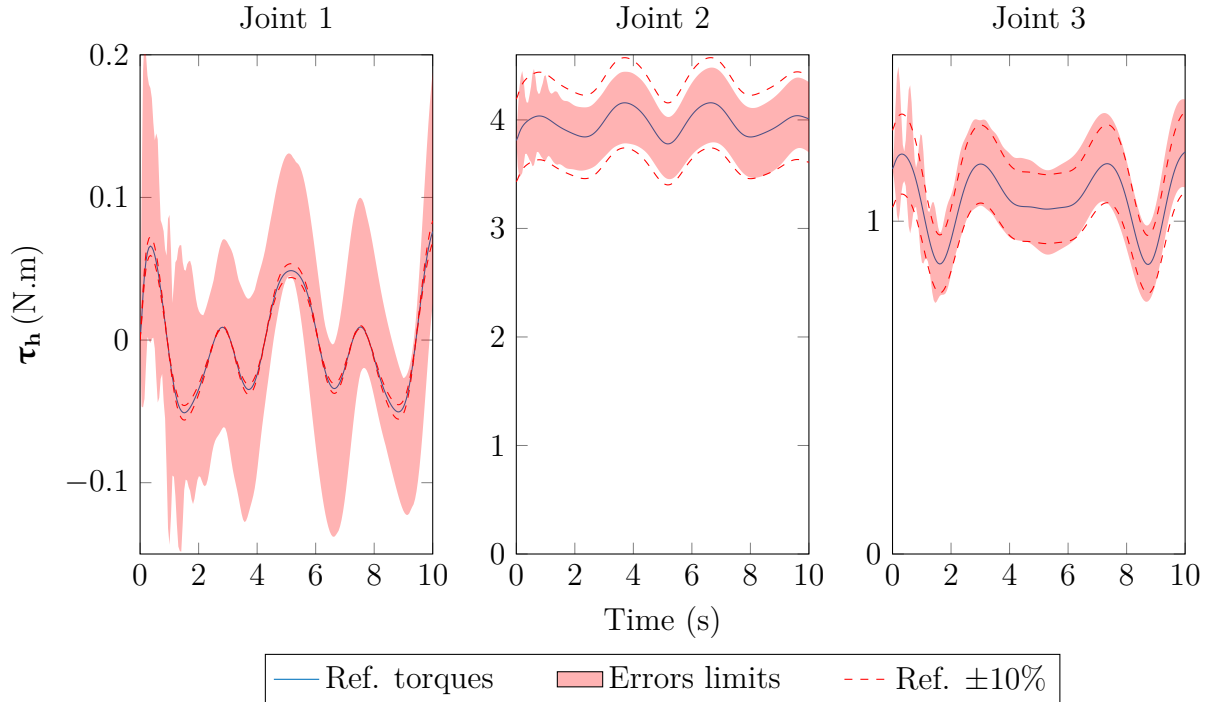


Figure 5.7 Results of the robustness study. The red area shows the range of torques recorded during 100 trials with random modeling errors. Joint 1 and 2 refer to z and y joints of the shoulder complex; joint 3 refers to the elbow joint

5.6 Experimental validation

5.6.1 Protocol

Experiments were conducted on one typically developed subject to evaluate the stability and the practical behaviour of the system in real conditions, using the material described in Section 5.2. The participant was instructed to perform two distinct exercises. The first task was a **static experiment**: the subject was required to maintain their upper limb in a designated start position while the gravity compensation coefficient varied gradually from 0% to 100%. For each level, the subject was required to maintain the position for 5 s, followed by 10 s of rest. This exercise was then repeated without the assistance of the robot. The second task was a **dynamic experiment**: the participant was instructed to reach for and grasp a plastic cup using their hand and move it from one point to another, covering a distance of 40 cm, following a smooth trajectory with an exact duration of 10 s. This task was first performed with robotic assistance, employing a gravity compensation level of 50% and an inertia compensation level of 50%. Subsequently, the same exercise was repeated without the assistance of the robot.

Surface electromyography (sEMG) served as a validation tool for the experiments. The participant wore a Myo Armband [73] on the upper part of the arm throughout the experiment to collect sEMG data (see Figure 5.8). Initially developed by Thalmic Labs¹, the Myo Armband was designed for hand gesture recognition and was supposed to be worn on the forearm. It features eight sEMG sensors and can communicate wirelessly with a PC. The raw data was subjected to filtering, rectification and processing techniques. The processed values were converted into positive integer values, expressed in arbitrary units, quantifying the level of muscle activity. Data from electrodes that consistently recorded muscle activity values below 10% of the highest recorded activity were not shown in the analysis, as the corresponding electrodes were not placed on relevant muscles for the experiment.



Figure 5.8 Myo Armband placement on the arm

5.6.2 Experimental results

Table 5.2 shows the results of the static experiment and summarizes the mean muscle activity values depending on the gravity compensation coefficient. Table entries represent relative mean muscle activation with respect to 0% gravity compensation for each electrode. These results clearly demonstrate that the muscle activity required to maintain a position effectively decreases as gravity compensation increases. For example, in the case of electrode #3, the relative muscle electrical activity ranges from 1.00 to 0.09 as κ_g varies from 0% to 100%. It should be noted that the muscle activity measured by sEMG is not directly, nor linearly correlated to muscle force. Thus the muscle activity values were not expected to

1. The product is now discontinued.

decrease linearly as gravity compensation increases. The key finding here is that the muscle activity values are strictly decreasing and eventually converge towards 0 when the gravity compensation increases.

Table 5.2 sEMG results of the static experiment. Table entries represent relative mean muscle activation with respect to 0% gravity compensation for each electrode

| Gravity compensation level | Relative mean muscle activation | | |
|----------------------------|---------------------------------|--------------|--------------|
| | Electrode #1 | Electrode #2 | Electrode #3 |
| 0% | 1.00 | 1.00 | 1.00 |
| 20% | 0.71 | 0.76 | 0.75 |
| 40% | 0.63 | 0.65 | 0.62 |
| 60% | 0.41 | 0.45 | 0.25 |
| 80% | 0.28 | 0.34 | 0.14 |
| 100% | 0.18 | 0.08 | 0.09 |

Figure 5.9 illustrates the results of experiment B. The figure shows the data obtained from four electrodes that exhibited significant muscle activity. The results show a clear attenuation of the muscle activity, indicating a noticeable reduction in the human effort when using the robot. The RMS electrical activities for each electrode have been reduced by 68%, 73%, 37% and 46%, respectively. Additionally, the electrical activity curves have similar shapes on both the left and right figures. This suggests that the subject experiences an almost natural feeling while wearing the robot, indicating a successful integration of the device.

5.7 Discussion

The combined results from the simulation and the experiments indicate that we have successfully designed a system capable of reducing the upper limb's apparent impedance. The apparent impedance can be adjusted to any desired level in order to assist the patient throughout the rehabilitation process. Furthermore, the system demonstrates robustness towards minor modeling errors, and experimental results confirm its transparency to the patient. As the system does not impose predefined trajectories, it requires active patient participation to complete a given rehabilitation exercise. The initial objectives are therefore met.

Our system primarily prioritized providing assistance to the patient, however, subsequent phases of rehabilitation may incorporate muscle strengthening. The system can eventually be

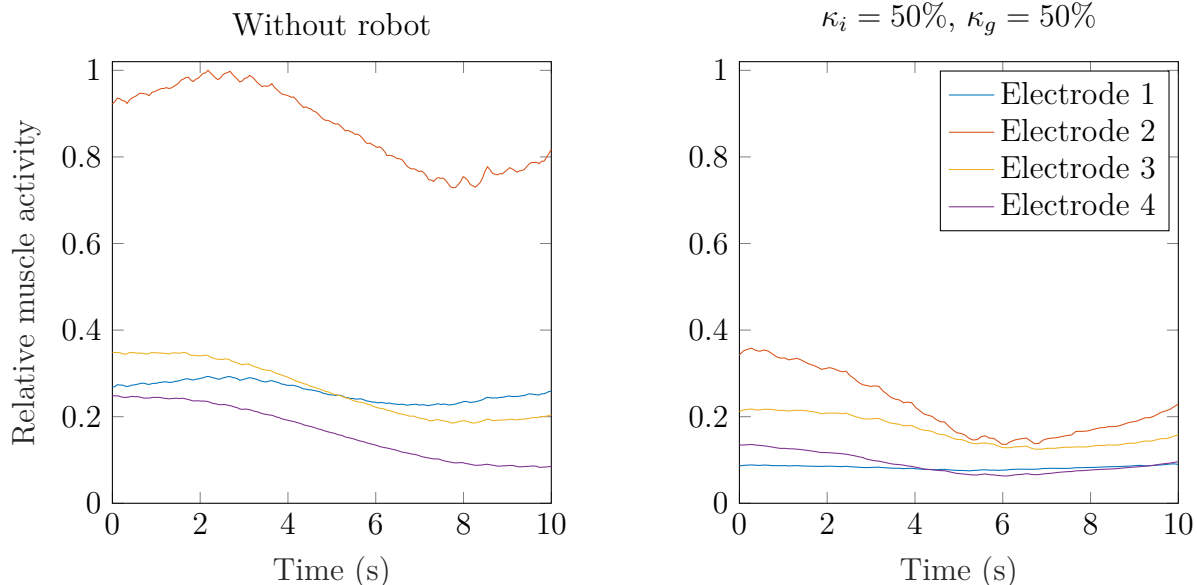


Figure 5.9 Results of the dynamic experiment. sEMG data collected without (left) and with robotic assistance (right). The vertical axis corresponds to the relative muscle activity with respect to the maximum activity recorded during the whole experiment. Each color corresponds to one of the electrodes of the Myo Armband

adapted to such exercises, by increasing the inertia or weight above the original level ($\kappa_i > 1$ and $\kappa_g > 1$), and even introducing virtual friction.

However, the experiments showed the limitations of the Mico robotic arm when used in this particular application. The torque sensors demonstrated poor accuracy and poor precision, even after calibration. We were not able to reduce the torque control error dead-band, which caused the robot to lack responsiveness in experiments. Furthermore, the size of the workspace was limited and the actuators exhibited weakness in supporting upper limb in full reach. The Mico arm was sufficient to demonstrate the feasibility of the project, but further experiments involving post-stroke patients will require a more adapted robot. In future work, another manipulator robot will be used to address these deficiencies.

We had chosen to ignore friction in both the upper limb and the robot, and to focus on weight and inertia compensation. While gravity compensation proved to be effective and provided significant assistance to the patient, the results indicated that inertia compensation was less beneficial. The torque reduction achieved through inertia compensation in the simulations hardly exceeded 0.1 N.m. Given the low angular accelerations typically encountered in rehabilitation exercises, it is possible that friction may have a more substantial impact on

motion than inertia. Future work will also focus on virtually reducing these phenomena.

5.8 Conclusion

We have successfully designed a system for upper limb rehabilitation that reduces apparent impedance and provides adjustable assistance to the user. The system's adaptability and robustness have been demonstrated through simulations and experiments. Limitations identified in the Mico robotic arm highlight the need for a more suitable robot in future studies. Focusing on weight and inertia compensation offers insights, but addressing friction effects might be necessary to enhance the system's performances. This work lays the foundation for a novel impedance reduction strategy for upper limb rehabilitation.

english

CHAPITRE 6 CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

6.1 Principaux résultats

L'étude rapportée dans ce mémoire a montré la faisabilité d'un système d'assistance à la rééducation du membre supérieur par réduction d'impédance. Les simulations ont mis en évidence la pertinence du dispositif, notamment concernant la compensation de la gravité, et les résultats théoriquement atteignables. La gravité peut être compensée à 100% ; l'inertie peut être compensée jusqu'à 80% environ, le système commençant à montrer des signes d'instabilité au-delà. L'expérience a montré l'efficacité pratique du système. Le dispositif est parvenu à réduire l'activité électrique musculaire jusqu'à 92% en position statique. En mouvement, une réduction de l'impédance du membre supérieur à 50% de son niveau normal entraîne une diminution de l'activité électrique d'environ 63%. Les objectifs présentés au Chapitre 3 ont tous été atteints.

6.2 Limitations

À l'heure actuelle, le prototype fonctionnel comporte toutefois quelques limitations. La compensation d'inertie, tout d'abord, présente un intérêt discutable. La réduction de couple nécessaire de l'ordre du dixième de N.m n'est pas significative pour l'utilisateur, et probablement difficile à mettre en évidence expérimentalement. L'idée était inspirée de systèmes permettant de réduire l'inertie du membre inférieur lors de mouvements de marche ; néanmoins, la longueur et la masse inférieures du membre supérieur par rapport au membre inférieur remettent en question la pertinence d'une telle idée.

La raideur importante du système d'équations compliquaient les simulations. Seuls deux solveurs ("ode45" et "ode15s") parviennent à résoudre le système, et simuler une expérience d'une durée de 10 secondes peut prendre jusqu'à 10 minutes. Ainsi, il était difficile de multiplier les simulations pour déterminer les meilleurs paramètres, d'autant plus que les gains optimaux du correcteur semblaient dépendre de la valeur des compensations d'inertie et de gravité. Un compromis a donc été trouvé avec des valeurs offrant des performances acceptables quelles que soient les valeurs de compensation d'impédance.

D'autre part, l'espace de travail du Mico employé est très réduit et ne permet pas l'exploration de tout l'espace de travail du membre supérieur. Lorsque le robot arrive à la limite de

sa portée, l'effecteur quitte sa position verticale, ce qui peut engendrer des mouvements de torsion pour l'utilisateur car la rotule de l'effecteur n'est pas une liaison sphérique parfaite et la rotation est en pratique limitée. En outre, à la limite de l'espace de travail du membre supérieur, la matrice jacobienne devient singulière, ce qui engendre des problèmes de stabilité. Le modèle du membre supérieur étant imparfait, cette instabilité peut même survenir avant la limite de portée réelle.

Enfin, la commande en couple du Mico n'est pas aussi précise que prévue. La tolérance à l'erreur est grande et non ajustable, et l'un des capteurs de couple de l'exemplaire utilisé semblait défectueux.

6.3 Travaux futurs

Cette étude constitue la partie préliminaire d'un projet de recherche qui pourra être prolongé par le travail de futurs étudiants. Compte tenu des limitations précédemment exposées, les futurs travaux pourront, de manière non exhaustive, chercher à :

- prendre en compte les frottements dans les modèles du membre supérieur et du robot et les inclure dans l'algorithme de réduction d'impédance ;
- adapter le système à un robot manipulateur possédant un plus grand espace de travail et une meilleure précision dans la commande en couple ;
- réduire les "effets de bord", comme les instabilités dues à la singularité de la jacobienne à la limite de l'espace de travail ;
- créer et intégrer d'une interface graphique proposant différents exercices à l'utilisateur et apportant un retour visuel sur ses performances ;
- améliorer le modèle du membre supérieur ;
- ajouter un système permettant de placer l'épaule de l'utilisateur à la position souhaitée.

Concernant ce dernier point, une étude a été menée par Zijie Jin, assistant de recherche au laboratoire de août 2022 à mai 2023, afin d'évaluer la possibilité de déterminer un modèle dynamique du membre supérieur à l'aide d'une étape de calibration, pendant laquelle le robot suivrait une trajectoire type de quelques secondes et enregistrerait les couples des actionneurs au long de la trajectoire. Les résultats obtenus, bien que peu précis pour le moment, méritent d'être étudiés et sont disponibles sur le dépôt Github du laboratoire.

RÉFÉRENCES

- [1] A. Avan et V. Hachinski, “Stroke and dementia, leading causes of neurological disability and death, potential for prevention,” *Alzheimer’s & Dementia*, vol. 17, n^o. 6, p. 1072–1076, 2021. [En ligne]. Disponible : <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/alz.12340>
- [2] G. E. Gresham, P. W. Duncan, W. B. Stason, H. P. Adams, A. M. Adelman, D. N. Alexander, D. S. Bishop, L. Diller, N. E. Donaldson, C. V. Granger, A. L. Holland, M. Kelly-Hayes, F. H. McDowell, L. Myers, M. A. Phipps, E. J. Roth, H. C. Siebens, G. A. Tarvin et C. A. Trombly, “Post-stroke rehabilitation : assessment, referral and patient management,” *American Family Physician*, vol. 52, n^o. 2, p. 461–470, 1995. [En ligne]. Disponible : <http://www.scopus.com/inward/record.url?scp=0029111565&partnerID=8YFLogxK>
- [3] R. Teasell et N. M. Salbach, “La réadaptation et le rétablissement après un AVC,” dans *Recommandations canadiennes pour les pratiques optimales de soins de l’AVC*, 2019.
- [4] J. Narayan, B. Kalita et S. K. Dwivedy, “Development of Robot-Based Upper Limb Devices for Rehabilitation Purposes : a Systematic Review,” *Augmented Human Research*, vol. 6, n^o. 1, p. 4, janv. 2021. [En ligne]. Disponible : <https://doi.org/10.1007/s41133-020-00043-x>
- [5] N. Hogan, H. I. Krebs, B. Rohrer, J. J. Palazzolo, L. Dipietro, S. E. Fasoli, J. Stein, R. Hughs, W. R. Frontera, D. Lynch et B. T. Volpe, “Motions or muscles? Some behavioral factors underlying robotic assistance of motor recovery,” *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 43, n^o. 5, p. 605, 2006. [En ligne]. Disponible : <http://www.rehab.research.va.gov/jour/06/43/5/pdf/hogan.pdf>
- [6] N. Hogan, H. Krebs, J. Charnnarong, P. Srikrishna et A. Sharon, “MIT-MANUS : a workstation for manual therapy and training. I,” dans *[1992] Proceedings IEEE International Workshop on Robot and Human Communication*, 1992, p. 161–165.
- [7] “All About the InMotion Robot,” déc. 2021. [En ligne]. Disponible : <https://bioniklabs.com/all-about-the-inmotion-robot/>
- [8] J. Fong, V. Crocher, Y. Tan, D. Oetomo et I. Mareels, “EMU : A transparent 3D robotic manipulandum for upper-limb rehabilitation,” dans *2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*. London : IEEE, juill. 2017, p. 771–776. [En ligne]. Disponible : <https://ieeexplore.ieee.org/document/8009341/>

- [9] “EMU robot arms up stroke patients for rehabilitation,” mai 2023. [En ligne]. Disponible : <https://research.unimelb.edu.au/strengths/updates/news/emu-robot-arms-up-stroke-patients-for-rehabilitation>
- [10] L. Zhang, S. Guo et Q. Sun, “Development and Assist-As-Needed Control of an End-Effector Upper Limb Rehabilitation Robot,” *Applied Sciences*, vol. 10, n°. 19, p. 6684, janv. 2020, number : 19 Publisher : Multidisciplinary Digital Publishing Institute. [En ligne]. Disponible : <https://www.mdpi.com/2076-3417/10/19/6684>
- [11] J. Pan, L. Zhang et Q. Sun, “Development of a force-field-based control strategy for an upper-limb rehabilitation robot,” *Mechanical Sciences*, vol. 13, p. 949–959, nov. 2022.
- [12] B. Kim et A. D. Deshpande, “An upper-body rehabilitation exoskeleton Harmony with an anatomical shoulder mechanism : Design, modeling, control, and performance evaluation,” *The International Journal of Robotics Research*, vol. 36, n°. 4, p. 414–435, avr. 2017. [En ligne]. Disponible : <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0278364917706743>
- [13] C. Rudhe, U. Albisser, M. L. Starkey, A. Curt et M. Bolliger, “Reliability of movement workspace measurements in a passive arm orthosis used in spinal cord injury rehabilitation,” *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 9, p. 37, juin 2012. [En ligne]. Disponible : <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3412700/>
- [14] T. Nef, G. Colombo et R. Riener, “ARMin – Roboter für die Bewegungstherapie der oberen Extremitäten (ARMin – Robot for Movement Therapy of the Upper Extremities),” *Automatisierungstechnik*, vol. 53, n°. 12, p. 597–606, déc. 2005, publisher : De Gruyter (O) Section : at - Automatisierungstechnik. [En ligne]. Disponible : <https://www.degruyter.com/document/doi/10.1524/auto.2005.53.12.597/html>
- [15] P. Staubli, T. Nef, V. Klamroth-Marganska et R. Riener, “Effects of intensive arm training with the rehabilitation robot ARMin II in chronic stroke patients : four single-cases,” *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 6, n°. 1, p. 46, déc. 2009. [En ligne]. Disponible : <https://doi.org/10.1186/1743-0003-6-46>
- [16] T. Nef, M. Guidali et R. Riener, “ARMin III – Arm Therapy Exoskeleton with an Ergonomic Shoulder Actuation,” *Applied Bionics and Biomechanics*, vol. 6, p. 127–142, juin 2009, publisher : Hindawi. [En ligne]. Disponible : <https://www.hindawi.com/journals/abb/2009/962956/>
- [17] F. Just, K. Baur, R. Riener, V. Klamroth-Marganska et G. Rauter, “Online adaptive compensation of the ARMin Rehabilitation Robot,” dans *2016 6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, juin 2016, p. 747–752, iSSN : 2155-1782.

- [18] F. Just, O. Özen, S. Tortora, R. Riener et G. Rauter, “Feedforward model based arm weight compensation with the rehabilitation robot ARMin,” dans *2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, juill. 2017, p. 72–77, iSSN : 1945-7901.
- [19] Y. Shen, J. Sun, J. Ma et J. Rosen, “Admittance Control Scheme Comparison of EXO-UL8 : A Dual-Arm Exoskeleton Robotic System,” dans *2019 IEEE 16th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*. Toronto, ON, Canada : IEEE, juin 2019, p. 611–617. [En ligne]. Disponible : <https://ieeexplore.ieee.org/document/8779545/>
- [20] Y. Shen, P. W. Ferguson, J. Ma et J. Rosen, “Upper Limb Wearable Exoskeleton Systems for Rehabilitation,” dans *Wearable Technology in Medicine and Health Care*. Elsevier, 2018, p. 71–90. [En ligne]. Disponible : <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B978012811810800004X>
- [21] Y. Shen, J. Ma, B. Dobkin et J. Rosen, “Asymmetric Dual Arm Approach For Post Stroke Recovery Of Motor Functions Utilizing The EXO-UL8 Exoskeleton System : A Pilot Study,” *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference*, vol. 2018, p. 1701–1707, juill. 2018.
- [22] M. A. Gull, S. Bai et T. Bak, “A Review on Design of Upper Limb Exoskeletons,” *Robotics*, vol. 9, n^o. 1, p. 16, mars 2020, number : 1 Publisher : Multidisciplinary Digital Publishing Institute. [En ligne]. Disponible : <https://www.mdpi.com/2218-6581/9/1/16>
- [23] A. Engín, “On the biomechanics of the shoulder complex,” *Journal of Biomechanics*, vol. 13, n^o. 7, p. 575–590, janv. 1980. [En ligne]. Disponible : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0021929080900585>
- [24] N. Jarrasse et G. Morel, “Connecting a Human Limb to an Exoskeleton,” *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 28, n^o. 3, p. 697–709, juin 2012, conference Name : IEEE Transactions on Robotics.
- [25] S. Bhujel et S. Hasan, “A comparative study of end-effector and exoskeleton type rehabilitation robots in human upper extremity rehabilitation,” *Human-Intelligent Systems Integration*, juin 2023. [En ligne]. Disponible : <https://doi.org/10.1007/s42454-023-00048-y>
- [26] D. Lynch, M. Ferraro, J. Krol, C. M. Trudell, P. Christos et B. T. Volpe, “Continuous passive motion improves shoulder joint integrity following stroke,” *Clinical Rehabilitation*, vol. 19, n^o. 6, p. 594–599, sept. 2005.
- [27] B. Brahmi, M. Driscoll, I. K. El Bojairami, M. Saad et A. Brahmi, “Novel adaptive impedance control for exoskeleton robot for rehabilitation using a nonlinear time-delay

- disturbance observer,” *ISA Transactions*, vol. 108, p. 381–392, févr. 2021. [En ligne]. Disponible : <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0019057820303682>
- [28] T. Nef, M. Mihelj et R. Riener, “ARMin : a robot for patient-cooperative arm therapy,” *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 45, n^o. 9, p. 887–900, sept. 2007. [En ligne]. Disponible : <https://doi.org/10.1007/s11517-007-0226-6>
- [29] S.-H. Chen, W.-M. Lien, W.-W. Wang, G.-D. Lee, L.-C. Hsu, K.-W. Lee, S.-Y. Lin, C.-H. Lin, L.-C. Fu, J.-S. Lai, J.-J. Luh et W.-S. Chen, “Assistive Control System for Upper Limb Rehabilitation Robot,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 24, n^o. 11, p. 1199–1209, nov. 2016, conference Name : IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering.
- [30] V. Crocher, J. Fong, T. J. Bosch, Y. Tan, I. Mareels et D. Oetomo, “Upper Limb De-weighting Using Underactuated End-Effector-Based Backdrivable Manipulanda,” *IEEE Robotics and Automation Letters*, vol. 3, n^o. 3, p. 2116–2122, juill. 2018, conference Name : IEEE Robotics and Automation Letters.
- [31] P. A. D. Harischandra et A. M. H. S. Abeykoon, “Upper-Limb Tele-Rehabilitation System with Force Sensorless Dynamic Gravity Compensation,” *International Journal of Social Robotics*, vol. 11, n^o. 4, p. 621–630, août 2019. [En ligne]. Disponible : <https://doi.org/10.1007/s12369-019-00522-1>
- [32] N. Hogan, “Impedance Control : An Approach to Manipulation,” dans *1984 American Control Conference*, juin 1984, p. 304–313.
- [33] M. Sharifi, S. Behzadipour et G. Vossoughi, “Model reference adaptive impedance control of rehabilitation robots in operational space,” dans *Proceedings of the IEEE RAS and EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, juin 2012, p. 1698–1703.
- [34] T. Nef, M. Mihelj, G. Colombo et R. Riener, “ARMin - robot for rehabilitation of the upper extremities,” dans *Proceedings 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2006. ICRA 2006.*, mai 2006, p. 3152–3157, iSSN : 1050-4729.
- [35] Y. Guo, H. Wang, Y. Tian et D. G. Caldwell, “Task performance-based adaptive velocity assist-as-needed control for an upper limb exoskeleton,” *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 73, p. 103474, mars 2022. [En ligne]. Disponible : <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1746809421010715>
- [36] W. Huo, S. Mohammed et Y. Amirat, “Impedance Reduction Control of a Knee Joint Human-Exoskeleton System,” *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, vol. 27, n^o. 6, p. 2541–2556, nov. 2019, conference Name : IEEE Transactions on Control Systems Technology.

- [37] W. Huo, H. Moon, M. A. Alouane, V. Bonnet, J. Huang, Y. Amirat, R. Vaidyanathan et S. Mohammed, “Impedance Modulation Control of a Lower-Limb Exoskeleton to Assist Sit-to-Stand Movements,” *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 38, n^o. 2, p. 1230–1249, avr. 2022, conference Name : IEEE Transactions on Robotics.
- [38] C. R. Carignan, M. P. Naylor et S. N. Roderick, “Controlling shoulder impedance in a rehabilitation arm exoskeleton,” dans *2008 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, mai 2008, p. 2453–2458, iISSN : 1050-4729.
- [39] K. Kiguchi et Y. Hayashi, “An EMG-Based Control for an Upper-Limb Power-Assist Exoskeleton Robot,” *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part B (Cybernetics)*, vol. 42, n^o. 4, p. 1064–1071, août 2012, conference Name : IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part B (Cybernetics).
- [40] B. Guo, Y. Ma, J. Yang, Z. Wang et X. Zhang, “Lw-CNN-Based Myoelectric Signal Recognition and Real-Time Control of Robotic Arm for Upper-Limb Rehabilitation,” *Computational Intelligence and Neuroscience*, vol. 2020, p. e8846021, déc. 2020, publisher : Hindawi. [En ligne]. Disponible : <https://www.hindawi.com/journals/cin/2020/8846021/>
- [41] C. G. McDonald, J. L. Sullivan, T. A. Dennis et M. K. O’Malley, “A Myoelectric Control Interface for Upper-Limb Robotic Rehabilitation Following Spinal Cord Injury,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 28, n^o. 4, p. 978–987, avr. 2020, conference Name : IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering.
- [42] J. Fu, R. Choudhury, S. M. Hosseini, R. Simpson et J.-H. Park, “Myoelectric Control Systems for Upper Limb Wearable Robotic Exoskeletons and Exosuits—A Systematic Review,” *Sensors*, vol. 22, n^o. 21, p. 8134, janv. 2022, number : 21 Publisher : Multidisciplinary Digital Publishing Institute. [En ligne]. Disponible : <https://www.mdpi.com/1424-8220/22/21/8134>
- [43] R. Song, K.-y. Tong, X. Hu et L. Li, “Assistive Control System Using Continuous Myoelectric Signal in Robot-Aided Arm Training for Patients After Stroke,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 16, n^o. 4, p. 371–379, août 2008, conference Name : IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering.
- [44] O. Barron, M. Raison, G. Gaudet et S. Achiche, “Recurrent Neural Network for electromyographic gesture recognition in transhumeral amputees,” *Applied Soft Computing*, vol. 96, p. 106616, nov. 2020. [En ligne]. Disponible : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1568494620305548>

- [45] E.-Y. Chia, Y.-L. Chen, T.-C. Chien, M.-L. Chiang, L.-C. Fu, J.-S. Lai et L. Lu, “Velocity Field based Active-Assistive Control for Upper Limb Rehabilitation Exoskeleton Robot,” dans *2020 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, mai 2020, p. 1742–1748, iSSN : 2577-087X.
- [46] B. Ugurlu, M. Nishimura, K. Hyodo, M. Kawanishi et T. Narikiyo, “Proof of Concept for Robot-Aided Upper Limb Rehabilitation Using Disturbance Observers,” *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*, vol. 45, n^o. 1, p. 110–118, févr. 2015, conference Name : IEEE Transactions on Human-Machine Systems.
- [47] Z. Li, C.-Y. Su, L. Wang, Z. Chen et T. Chai, “Nonlinear Disturbance Observer-Based Control Design for a Robotic Exoskeleton Incorporating Fuzzy Approximation,” *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, vol. 62, n^o. 9, p. 5763–5775, sept. 2015, conference Name : IEEE Transactions on Industrial Electronics.
- [48] A. U. Pehlivan, D. P. Losey et M. K. O’Malley, “Minimal Assist-as-Needed Controller for Upper Limb Robotic Rehabilitation,” *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 32, n^o. 1, p. 113–124, févr. 2016, conference Name : IEEE Transactions on Robotics.
- [49] A. Mohammadi, M. Tavakoli, H. J. Marquez et F. Hashemzadeh, “Nonlinear disturbance observer design for robotic manipulators,” *Control Engineering Practice*, vol. 21, n^o. 3, p. 253–267, mars 2013. [En ligne]. Disponible : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0967066112002298>
- [50] A. Mohammadi, H. J. Marquez et M. Tavakoli, “Nonlinear Disturbance Observers : Design and Applications to Euler-Lagrange Systems,” *IEEE Control Systems*, vol. 37, n^o. 4, p. 50–72, août 2017. [En ligne]. Disponible : <https://ieeexplore.ieee.org/document/7982884/>
- [51] S. Mohammed, W. Huo, J. Huang, H. Rifaï et Y. Amirat, “Nonlinear disturbance observer based sliding mode control of a human-driven knee joint orthosis,” *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 75, p. 41–49, janv. 2016. [En ligne]. Disponible : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0921889014002346>
- [52] A. Bertomeu-Motos, A. Blanco, F. Badesa, J. Barios, L. Zollo et N. Garcia, “Human arm joints reconstruction algorithm in rehabilitation therapies assisted by end-effector robotic devices,” *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 15, févr. 2018.
- [53] A. M. Zanchettin, P. Rocco, L. Bascetta, I. Symeonidis et S. Peldschus, “Kinematic motion analysis of the human arm during a manipulation task,” dans *ISR 2010 (41st International Symposium on Robotics) and ROBOTIK 2010 (6th German Conference on Robotics)*, juin 2010, p. 1–6.

- [54] ———, “Kinematic analysis and synthesis of the human arm motion during a manipulation task,” dans *2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, mai 2011, p. 2692–2697, iSSN : 1050-4729.
- [55] J. Rosen, J. Perry, N. Manning, S. Burns et B. Hannaford, “The human arm kinematics and dynamics during daily activities - toward a 7 DOF upper limb powered exoskeleton,” dans *ICAR '05. Proceedings., 12th International Conference on Advanced Robotics, 2005.*, juill. 2005, p. 532–539.
- [56] L. Peppoloni, A. Filippeschi, E. Ruffaldi et C. A. Avizzano, “A novel 7 degrees of freedom model for upper limb kinematic reconstruction based on wearable sensors,” dans *2013 IEEE 11th International Symposium on Intelligent Systems and Informatics (SISY)*, sept. 2013, p. 105–110, iSSN : 1949-0488.
- [57] G. Wu, F. C. T. van der Helm, H. E. J. (DirkJan) Veeger, M. Makhsous, P. Van Roy, C. Anglin, J. Nagels, A. R. Karduna, K. McQuade, X. Wang, F. W. Werner et B. Buchholz, “ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II : shoulder, elbow, wrist and hand,” *Journal of Biomechanics*, vol. 38, n^o. 5, p. 981–992, mai 2005. [En ligne]. Disponible : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S002192900400301X>
- [58] M. L. Felis, “RBDL : an efficient rigid-body dynamics library using recursive algorithms,” *Autonomous Robots*, vol. 41, n^o. 2, p. 495–511, févr. 2017. [En ligne]. Disponible : <https://doi.org/10.1007/s10514-016-9574-0>
- [59] J. Kobylarz, J. Bird, D. Faria, E. Ribeiro et A. Ekárt, “Thumbs up, thumbs down : non-verbal human-robot interaction through real-time EMG classification via inductive and supervised transductive transfer learning,” *Journal of Ambient Intelligence and Humanized Computing*, vol. 11, déc. 2020.
- [60] P. Langhorne, J. Bernhardt et G. Kwakkel, “Stroke rehabilitation,” *The Lancet*, vol. 377, n^o. 9778, p. 1693–1702, mai 2011. [En ligne]. Disponible : <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0140673611603255>
- [61] S. H. Lee, G. Park, D. Y. Cho, H. Y. Kim, J.-Y. Lee, S. Kim, S.-B. Park et J.-H. Shin, “Comparisons between end-effector and exoskeleton rehabilitation robots regarding upper extremity function among chronic stroke patients with moderate-to-severe upper limb impairment,” *Scientific Reports*, vol. 10, n^o. 1, p. 1806, févr. 2020, number : 1 Publisher : Nature Publishing Group. [En ligne]. Disponible : <https://www.nature.com/articles/s41598-020-58630-2>
- [62] A. Demofonti, G. Carpino, L. Zollo et M. J. Johnson, “Affordable Robotics for Upper Limb Stroke Rehabilitation in Developing Countries : A Systematic Review,” *IEEE*

- Transactions on Medical Robotics and Bionics*, vol. 3, n^o. 1, p. 11–20, févr. 2021, conference Name : IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics.
- [63] F. Molteni, G. Gasperini, G. Cannaviello et E. Guanziroli, “Exoskeleton and End-Effector Robots for Upper and Lower Limbs Rehabilitation : Narrative Review,” *PM&R*, vol. 10, n^o. 9S2, p. S174–S188, 2018, _eprint : <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1016/j.pmrj.2018.06.005>. [En ligne]. Disponible : <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1016/j.pmrj.2018.06.005>
- [64] H. M. Qassim et W. Z. Wan Hasan, “A Review on Upper Limb Rehabilitation Robots,” *Applied Sciences*, vol. 10, n^o. 19, p. 6976, janv. 2020, number : 19 Publisher : Multidisciplinary Digital Publishing Institute. [En ligne]. Disponible : <https://www.mdpi.com/2076-3417/10/19/6976>
- [65] S. Dalla Gasperina, V. Longatelli, F. Braghin, A. Pedrocchi et M. Gandolla, “Development and Electromyographic Validation of a Compliant Human-Robot Interaction Controller for Cooperative and Personalized Neurorehabilitation,” *Frontiers in Neurobotics*, vol. 15, 2022. [En ligne]. Disponible : <https://www.frontiersin.org/article/10.3389/fnbot.2021.734130>
- [66] S. Dalla Gasperina, M. Gandolla, V. Longatelli, M. Panzenbeck, B. Luciani, F. Braghin et A. Pedrocchi, “AGREE : A Compliant-Controlled Upper-Limb Exoskeleton for Physical Rehabilitation of Neurological Patients,” *IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics*, vol. 5, n^o. 1, p. 143–154, févr. 2023, conference Name : IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics.
- [67] Q. Wu, X. Wang, B. Chen et H. Wu, “Development of a Minimal-Intervention-Based Admittance Control Strategy for Upper Extremity Rehabilitation Exoskeleton,” *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics : Systems*, vol. 48, n^o. 6, p. 1005–1016, juin 2018, conference Name : IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics : Systems.
- [68] H. J. Asl, K. Katagiri, T. Narikiyo, M. Yamashita et M. Kawanishi, “Satisfying Task Completion and Assist-as-Needed Performance in Robotic Exoskeletons,” *IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics*, vol. 3, n^o. 3, p. 791–800, août 2021, conference Name : IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics.
- [69] G. Aguirre-Ollinger, U. Nagarajan et A. Goswami, “An admittance shaping controller for exoskeleton assistance of the lower extremities,” *Autonomous Robots*, vol. 40, n^o. 4, p. 701–728, avr. 2016. [En ligne]. Disponible : <https://doi.org/10.1007/s10514-015-9490-8>
- [70] D. A. Winter, *Biomechanics and motor control of human movement*, 4^e éd. Hoboken, N.J : Wiley, 2009, oCLC : ocn318408191.

- [71] J. Wang, P. S. Lum, R. Shadmehr et S. W. Lee, “Perceived effort affects choice of limb and reaction time of movements,” *Journal of Neurophysiology*, vol. 125, n^o. 1, p. 63–73, janv. 2021, publisher : American Physiological Society. [En ligne]. Disponible : <https://journals.physiology.org/doi/full/10.1152/jn.00404.2020>
- [72] M. Dong, W. Fan, J. Li et P. Zhang, “Patient-Specific Exercises with the Development of an End-Effector Type Upper Limb Rehabilitation Robot,” *Journal of Healthcare Engineering*, vol. 2022, p. 1–10, oct. 2022. [En ligne]. Disponible : <https://www.hindawi.com/journals/jhe/2022/4125606/>
- [73] S. Rawat, S. Vats et P. Kumar, “Evaluating and exploring the MYO ARMBAND,” dans *2016 International Conference System Modeling & Advancement in Research Trends (SMART)*, nov. 2016, p. 115–120.

ANNEXE A CINÉMATIQUE DU MEMBRE SUPÉRIEUR

La cinématique inverse d'un robot manipulateur consiste à déterminer les positions angulaires \mathbf{q} conduisant à une position de l'effecteur \mathbf{X} connue. Dans le cas général, ce calcul n'est pas trivial, et peut posséder une, plusieurs ou une infinité de solutions, ou voire même aucune. Puisque notre modèle de membre supérieur a été réduit à trois DDL, la cinématique inverse a plusieurs solutions, à condition que \mathbf{X} appartienne à l'espace de travail. Seule l'une de ces solutions est acceptable étant donné les limites articulaires du coude et de l'épaule. Les algorithmes de résolution de cinématique inverse fonctionnent généralement de manière itérative en progressant jusqu'à une solution acceptable. Pour éviter des calculs inutiles ou obtenir une solution anatomiquement impossible, on implémente un calcul analytique de la cinématique inverse du membre supérieur, apportant directement la configuration articulaire correspondant à la position du poignet.

Les angles q_1 , q_2 et q_3 et l'angle de pivotement α sont définis comme indiqué sur la Figure 5.2. Les Figures A.1 et A.2 montrent respectivement une vue schématique du dessus et du côté du membre supérieur. La grandeur L correspond à la distance totale entre l'épaule O (*origin*) et le poignet W (*wrist*). La position du poignet W est désignée par (x, y, z) dans le repère. On a ainsi $L = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$.

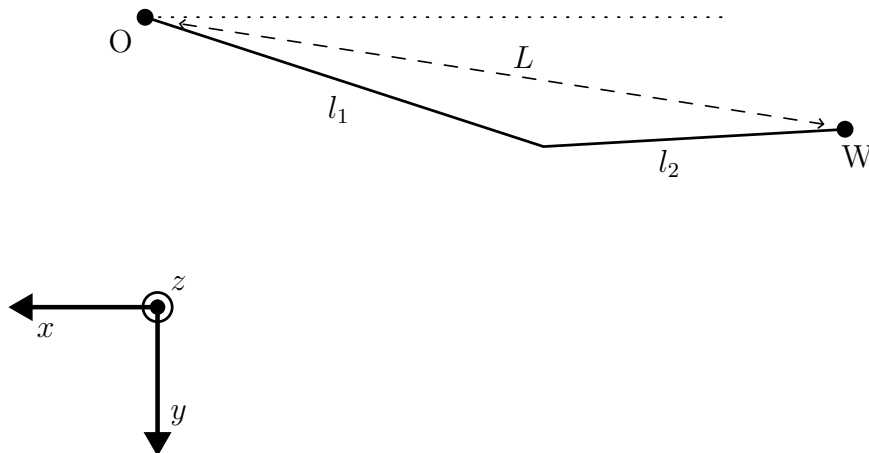


FIGURE A.1 Vue du dessus du membre supérieur dans une configuration quelconque

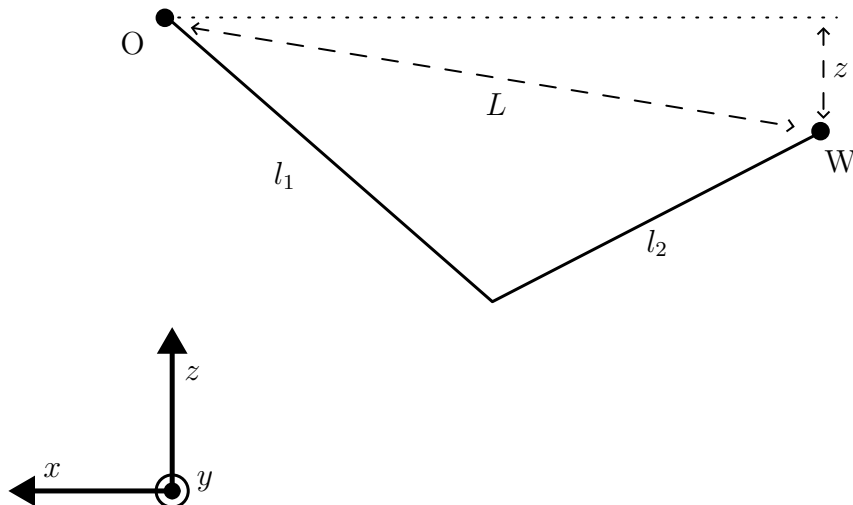


FIGURE A.2 Vue de côté du membre supérieur dans une configuration quelconque

La cinématique directe est donnée par :

$$x = -\cos(q_1)(l_1 \sin(q_2) + l_2 \sin(q_2 + q_3)) + \sin(\alpha) \sin(q_1)(l_1 \cos(q_2) + l_2 \cos(q_2 + q_3)) \quad (\text{A.1})$$

$$y = -\sin(q_1)(l_1 \sin(q_2) + l_2 \sin(q_2 + q_3)) - \sin(\alpha) \cos(q_1)(l_1 \sin(q_2) + l_2 \sin(q_2 + q_3)) \quad (\text{A.2})$$

$$z = -\cos(\alpha)(l_1 \cos(q_2) + l_2 \cos(q_2 + q_3)) \quad (\text{A.3})$$

Pour déterminer la cinématique inverse, on se place en premier lieu dans le plan contenant le membre supérieur (voir Figure A.3).

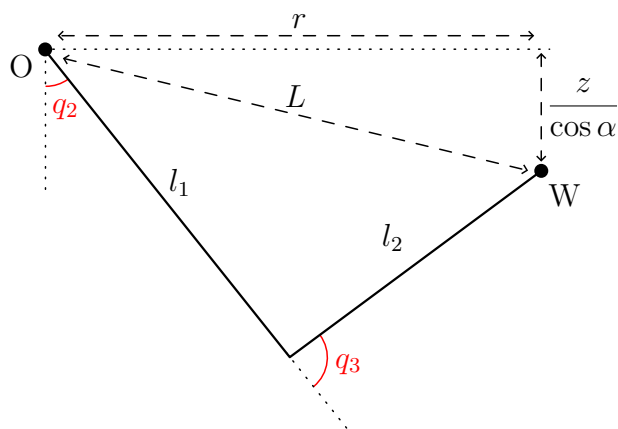


FIGURE A.3 Vue orthogonale au plan contenant le membre supérieur

On pose :

$$r = \sqrt{L^2 - \frac{z^2}{\cos^2 \alpha}} \quad (\text{A.4})$$

Les angles q_2 et q_3 s'obtiennent alors avec les formules trigonométriques suivantes :

$$q_2 = \frac{\pi}{2} + \arctan\left(\frac{z}{r \cos \alpha}\right) - \arccos\left(\frac{l_1^2 + L^2 - l_2^2}{2l_1 L}\right) \quad (\text{A.5})$$

$$q_3 = \pi - \arccos\left(\frac{l_1^2 + l_2^2 - L^2}{2l_1 l_2}\right) \quad (\text{A.6})$$

On se place ensuite dans le repère obtenu par rotation d'angle q_1 du repère original autour de l'axe Oz . Dans ce repère, les coordonnées de W sont, outre z qui reste inchangée :

$$\begin{cases} x_0 = -l_1 \sin(q_2) - l_2 \sin(q_2 + q_3) \\ y_0 = -(l_1 \cos(q_2) + l_2 \cos(q_2 + q_3)) \sin \alpha \end{cases} \quad (\text{A.7})$$

On a alors finalement :

$$q_1 = \arcsin\left(\frac{xy_0 - yx_0}{x_0^2 + y_0^2}\right) \quad (\text{A.8})$$

ANNEXE B SIMULATIONS ET ORDRES DE GRANDEUR

Cette annexe propose une comparaison des ordres de grandeur des différents termes de la dynamique du membre supérieur et du robot. Suite à une simulation avec la trajectoire de référence en choisissant $\kappa_i = \kappa_g = 50\%$, les contributions des effets gravitationnels $\mathbf{g}(\mathbf{q})$, inertiels $\mathbf{M}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}}$ et de Coriolis $\mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}}$ pour chaque liaison du membre supérieur et du robot ont été enregistrées. Les données sont tracées sur les Figures B.1 et B.2.

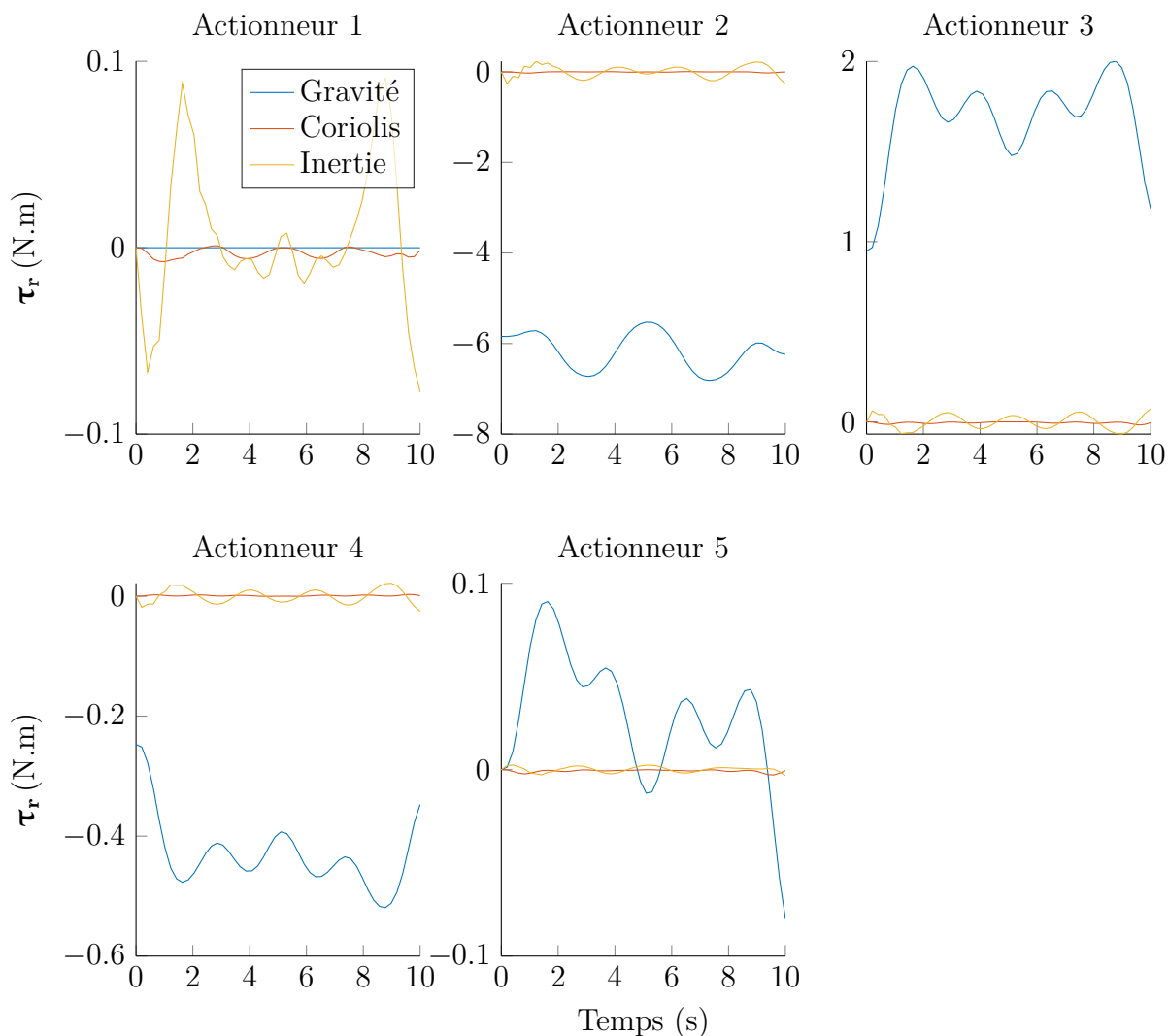


FIGURE B.1 Contribution des différents termes (gravitationnel, de Coriolis et inertiels) dans le couple moteur de chaque actionneur du robot au long de la trajectoire de référence

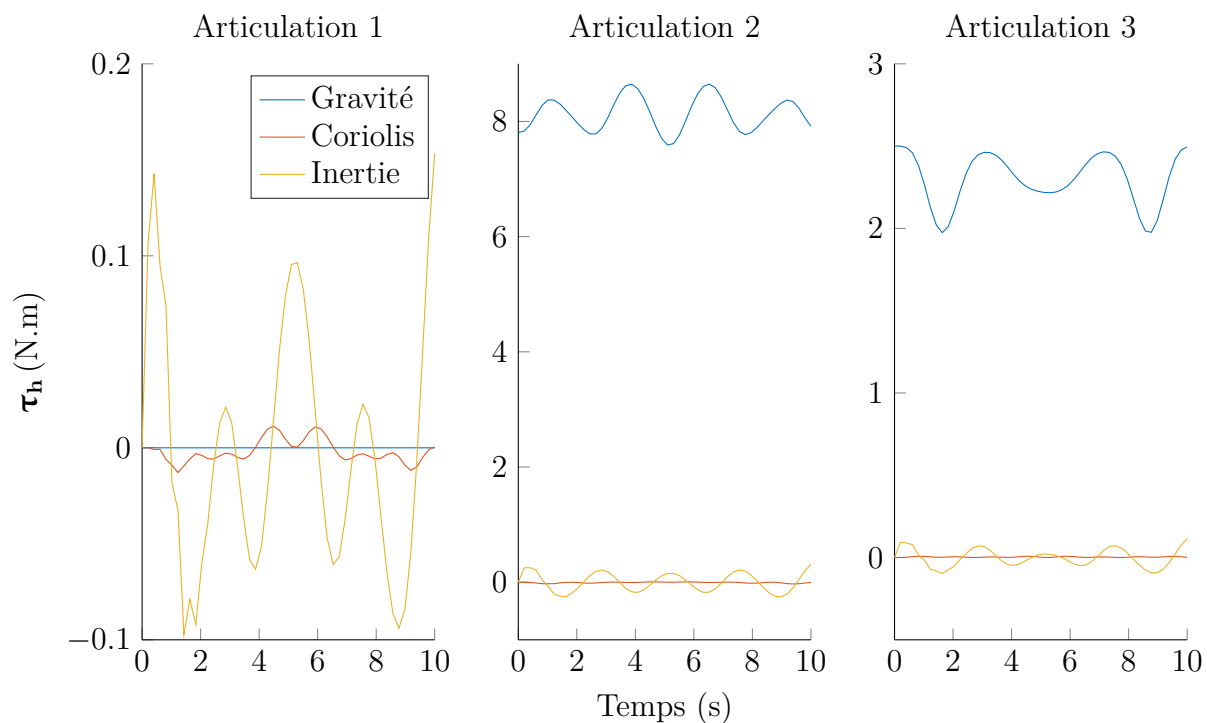


FIGURE B.2 Contribution des différents termes (gravitationnel, de Coriolis et inertiel) dans le couple musculaire de chaque articulation du membre supérieur au long de la trajectoire de référence

Dans l'ensemble, on constate que le terme de Coriolis est toujours dominé, soit par le terme gravitationnel, soit par le terme inertiel pour les liaisons ne subissant pas l'effet de la gravité. Ceci justifie le fait que les effets de Coriolis aient été négligés dans l'ensemble de nos calculs. À titre de comparaison, un couple de 0.1 N.m correspond environ à l'effort nécessaire à l'épaule pour maintenir à bout de bras un objet d'une masse d'une vingtaine de grammes, comme une cuillère à café.