



Titre: Title:	Aide à la conception d'appareils d'assistance robotisée du membre supérieur pour un mouvement réaliste et écoénergétique	
Auteur: Author:	Clautilde Nguiadem	
Date:	2022	
Туре:	Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis	
Référence: Citation:	Nguiadem, C. (2022). Aide à la conception d'appareils d'assistance robotisée du membre supérieur pour un mouvement réaliste et écoénergétique [Thèse de doctorat, Polytechnique Montréal]. PolyPublie. https://publications.polymtl.ca/10302/	

Document en libre accès dans PolyPublie Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: PolyPublie URL:	https://publications.polymtl.ca/10302/
Directeurs de recherche: Advisors:	Maxime Raison, & Sofiane Achiche
Programme: Program:	Génie biomédical

POLYTECHNIQUE MONTRÉAL

affiliée à l'Université de Montréal

Aide à la conception d'appareils d'assistance robotisée du membre supérieur pour un mouvement réaliste et écoénergétique

CLAUTILDE NGUIADEM

Institut de génie biomédical

Thèse présentée en vue de l'obtention du diplôme de Philosophiae Doctor

Génie biomédical

Janvier 2022

© Clautilde Nguiadem, 2022.

POLYTECHNIQUE MONTRÉAL

affiliée à l'Université de Montréal

Cette thèse intitulée :

Aide à la conception d'appareils d'assistance robotisée du membre supérieur pour un mouvement réaliste et écoénergétique

présentée par Clautilde NGUIADEM

en vue de l'obtention du diplôme de Philosophiae Doctor

a été dûment acceptée par le jury d'examen constitué de :

Luc BARON, président Maxime RAISON, membre et directeur de recherche Sofiane ACHICHE, membre et codirecteur de recherche Abolfazl MOHEBBI, membre Rachid AISSAOUI, membre externe

DÉDICACE

Je dédie ce travail :

À ma fille, ma petite boule d'énergie, Loëva Manel, elle m'a toujours inspiré jusqu'au bout.

À mon oncle Pierre Marie TATCHIM, il a su pourvoir le poste vacant depuis le départ prématuré de papa.

À la mémoire de mon feu père Michel KOUAM.

REMERCIEMENTS

Tout d'abord, je tiens à remercier mon directeur de recherche prof. Maxime Raison pour son encadrement, son soutien et surtout sa patience sans lesquels, je n'aurais probablement pas réalisé ce travail. Merci de m'avoir guidé dans les rouages du monde de la recherche. Merci d'avoir toujours cru en moi dans les moments les plus difficiles, grâce à ta confiance et ton soutien j'ai pu redoubler d'efforts. Merci pour ton humanité, qui m'a beaucoup encouragé.

Je tiens également à remercier prof. Sofiane Achiche d'avoir accepté de co-diriger cette thèse. Merci pour ta disponibilité et tes conseils.

Je tiens aussi à remercier les membres du jury; Pr Luc Baron et Pr Abolfazl Mohebbi, Professeurs à l'École Polytechnique de Montréal et Pr Rachid Aissaoui, Professeur à l'École de Technologie Supérieure, pour leur disponibilité et leur intérêt portés à cette thèse.

Merci à mon oncle Pierre Marie Tatchim, pour son soutien inconditionnel. Je ne saurais jamais lui dire combien je suis reconnaissante.

Merci, maman, pour ton amour et tes encouragements, tu es la meilleure maman au monde.

Merci à Lucien pour son soutien financier, ces derniers mois, cela m'a été d'une grande aide.

À toutes les personnes, proches ou lointaines, qui ont investi en moi et qui m'ont soutenu jusqu'au bout de cette thèse.

RÉSUMÉ

Les appareils d'assistance robotisés du membre supérieur tels que les prothèses et les robots de réadaptation permettent de compenser sa fonction motrice en cas de différence de membre (amputation et agénésie), ou d'améliorer sa récupération motrice en rééducation chez des personnes avec des troubles neuromoteurs selon le contexte. Ces aides techniques à la motricité permettent de redonner une autonomie maximale aux personnes affectées par une déficience motrice du membre supérieur. Malgré les avancées majeures qu'a connues le domaine d'assistance robotisée du membre supérieur ces dernières années, la qualité cinématique reste un problème commun aux prothèses et aux robots de réadaptation du membre supérieur.

L'objectif de cette thèse était de développer une solution d'aide à la conception d'appareils d'assistance robotisée du membre supérieur pour un mouvement réaliste et écoénergétique, basée sur l'analyse cinématique et dynamique. À cet égard, nos trois objectifs spécifiques étaient de : (1) Identifier les méthodes et les défis associés à la planification du mouvement des systèmes robotiques d'assistance du membre supérieur; (2) Quantifier l'impact de la topologie des mécanismes prothétiques du membre supérieur sur le réalisme du mouvement et sur la consommation énergétique; (3) Développer un banc d'essai de mécanisme robotisé représentant le mouvement réaliste du membre supérieur.

La première étude a montré que la planification du mouvement dans les systèmes robotiques pour l'assistance du membre supérieur est moins étudiée (seulement 67 articles ont été trouvés sur le sujet dans les 20 dernières années) et que la plupart des méthodes planifient la trajectoire du mouvement hors ligne. De plus, les méthodes de planification basées sur l'optimisation et celles basées sur les expressions analytiques sont les plus courantes (22%).

Les autres études ont permis d'établir que la topologie du mécanisme utilisé affecte les performances de la prothèse en lien avec la consommation d'énergie, l'erreur de reconstruction du mouvement, et l'apparence dynamique ou le réalisme du mouvement. Ces paramètres de comparaison étaient pertinents et chacun d'eux a présenté au moins un groupe de différence (p <0.0001) dans les deux tâches étudiées : flexion-extension (FE) et pronation-supination (PS).

En outre, la majorité des mécanismes en boucle fermée ont présenté de meilleurs paramètres par rapport aux mécanismes en boucle ouverte, sauf pour l'erreur de reconstruction (50% et 100% des mécanismes en boucles fermées respectivement en FE et en PS étaient moins énergivores; les

mouvements les moins réalistes ont étés obtenus avec deux mécanismes en boucle ouverte avec le moins de degrés de liberté (DDL) au poignet (0 DDL et 1 DDL) qui ont présenté des indices quantitatifs du jerk ou d'à-coup (jerk cost) les plus élevés, soit $1.73 \pm 0.30 \times 10^{10}$ en FE et 9.29×10^{10} et 9.29×10^{10} en FE et 9.29×10^{10} en FE et 9.29×10^{10} en FE et 9.29×10^{10} et 9.29×10^{10} en FE et 9.29×10^{10} en FE et 9.29×10^{10} en FE et 9.29×10^{10} et 9.29×10^{10} en FE et 9.29×10^{10} et 9.29×10^{10} en FE et 9.29×10^{10} en FE et 9.29×10^{10} en FE et 9.29×10^{10} et 9.29×10^{10} 10¹³ en PS). Il a été également possible d'identifier le mécanisme proposé comme le meilleur mécanisme prothétique du membre supérieur, car moins énergivore (2.07 \pm 0.69 kJ en FE et 0.25 ± 0.16 kJ en PS), biofidèle (avec les erreurs de reconstructions plus faibles : 1.39 ± 0.2 mm en FE et 1.38 ± 0.25 mm en PS) et présente une bonne fluidité du mouvement. Ce meilleur mécanisme prothétique a conduit ensuite à un prototype physique qui a permis dans la dernière étude de développer un banc d'essai pour l'évaluation quantitative des systèmes robotiques d'assistance du membre supérieur. En plus, il a été possible de quantifier de manière reproductible la plage de mouvement de pronation-supination (PS) entre 151.55° et 160.97° (proche de 155° c'est-à-dire 70/85 qui tend à la plage de la PS naturel ou encore de 150° pour les tâches quotidiennes) et les couples articulaires précises et reproductibles. Ensuite, la fiabilité test-retest était excellente (α = 0.96-0.98) pour les mesures intrasession et excellente ou bonne ($\alpha = 0.93$ and $\alpha = 0.81-0.86$) pour les mesures intersession. Ces résultats ont permis de valider la précision et la reproductibilité du banc d'essai.

Par conséquent, cette thèse a mis en évidence l'importance de la modélisation multicorps pour l'analyse cinématique et dynamique des mécanismes robotiques en réadaptation, afin de soutenir la conception biofidèle des appareils d'assistance robotisée du membre supérieur – notamment les prothèses pour un mouvement réaliste et écoénergétique. Elle nous a également permis d'apporter notre pierre à l'édifice à l'optimisation de la qualité cinématique dans les robots de thérapie et d'assistance, afin de mieux planifier leur mouvement pendant l'assistance du membre supérieur. Finalement, en tant qu'une preuve de concept et un outil d'évaluation quantitative dans ce travail, le banc d'essai proposé pourra être utilisé pour analyser d'autres segments corporels et donc étudier d'autres appareils d'assistance robotisée.

ABSTRACT

Robotic assistive devices for upper limb such as prostheses and rehabilitation robots help compensate limbs motor function loss when upper limb difference (due to amputation and congenital defects), or improve motor recovery in physical therapy among individuals with neuromotor defects depending on the context. These technical aids to motor skills are necessary to restore the maximum autonomy possible to people with disabilities related to motor deficits of the upper limb (especially for amputees and people with neuromotor disorders), i.e. to bring the patient as close as possible to his functional state before the motor deficit. Despite major advances in the field of upper limb assistance in recent years, kinematic quality remains a common problem for upper limb prostheses and rehabilitation robots.

The objective of this thesis is to develop a support tool for the design of robotic assistance devices of the upper limb for realistic and energy-efficient movement, based on the kinematic and dynamic analysis. In this regard, our three specific objectives were to : (1) Identify the methods and challenges associated with the motion planning for robotic devices used for upper-limb assistance; (2) To quantify the impact of the topology of upper limb prosthesis mechanisms on the realism of movement and on energy consumption during activities of daily living; (3) To develop a robotic mechanism test bench representing realistic movement of the upper limb.

The first study showed that motion planning in robotic systems for upper limb assistance is less studied (only 67 articles found on the topic in the last 20 years) and most of the identified methods plan the motion trajectory off-line. In addition, optimization-based planning methods and analytical expression-based methods are the most common (22%).

The other studies also showed that the topology of the mechanism used affects the performance of the prosthesis in relation to energy consumption, the ability to reconstruct motion, and the dynamic appearance or realism of the motion; these comparison parameters were relevant and each showed at least one group difference (p < 0.0001) in the two tasks studied: flexion-extension (FE) and pronation-supination (PS).

In addition, the majority of closed-loop mechanisms showed better parameters compared to openloop mechanisms, except for reconstruction errors (50% and 100% of closed-loop mechanisms in FE and PS respectively were less energy intensive; the least realistic movements were obtained with two open-loop mechanisms with the fewest degrees of freedom (DOF) at the wrist (0 DOF and 1 DOF) which presented the highest quantitative jerk cost indices $(1.73 \pm 0.30 \times 1010 \text{ in FE} \text{ and } 9.29 \times 1013 \text{ in PS}).$

It was also possible to identify the proposed mechanism as the best arm prosthesis mechanism, as it is less energy consuming (2.07 ±0.69 kJ in FE and 0.25 ±0.16 kJ in PS), biofidelic (with lower reconstruction errors: 1.39 ± 0.2 mm in FE and 1.38 ± 0.25 mm in PS) and has a good fluidity or dynamic appearance of movement. This improved prosthetic mechanism then led to a physical prototype which, in the last study, enabled the development of a test bench for quantitative evaluation of upper limb robotic assistive devices. In addition, it was possible to reproducibly quantify the range of motion of pronation-supination (PS) between 151.55° and 160.97° (close to 155° i.e. 70/85 proper to natural PS or 150° for everyday tasks) and the precise and reproducible joint torques. Secondly, the test-retest reliability was excellent ($\alpha = 0.96-0.98$) for the withinsession measures and excellent or good ($\alpha = 0.93$ and $\alpha = 0.81-0.86$) for the between-session measures. These results validated the measurement's accuracy and the reproducibility of the test bench.

Consequently, this thesis highlighted the importance of multibody modeling for kinematic and dynamic analysis of prosthetic mechanisms to support the biofidelic design of robotic upper limb assistive devices - especially prostheses for realistic and energy-efficient motion. It has also allowed us to contribute to the planning of exoskeleton movement during upper limb assistance. Finally, as a proof of concept and a quantitative evaluation too in this work, the proposed test bench could be used to analyze other body segments and therefore study other robotic assistive devices.

TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACEIII
REMERCIEMENTSIV
RÉSUMÉV
ABSTRACT
TABLE DES MATIÈRESIX
LISTE DES TABLEAUXXIII
LISTE DES FIGURES XV
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS XVIII
LISTE DES ANNEXESXIX
CHAPITRE 1 INTRODUCTION1
1.1 Contexte et problématique générale en robotique de réadaptation1
1.2 Structure détaillée de la thèse
CHAPITRE 2 REVUE DE LITTÉRATURE
2.1 Anatomie fonctionnelle du membre supérieur et biomécanique de l'avant-bras5
2.1.1 Structure osseuse et les mouvements articulaires impliqués
2.1.2 Biomécanique de l'avant-bras : défis de modélisation
2.2 Réadaptation et assistance du membre supérieur : Appareils robotiques11
2.2.1 Les prothèses du membre supérieur
2.2.2 Les robots de réadaptation du membre supérieur
2.3 Dynamique multicorps
2.3.1 Intérêts et applications cliniques de la modélisation multicorps pour l'analyse du mouvement humain
2.3.2 Modélisation multicorps du membre supérieur : approche de corps rigide40

2.3.3 Dynamique articulaire	49
CHAPITRE 3 OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES	53
3.1 Résumé de la problématique générale	53
3.2 Objectifs et hypothèses de recherche	54
3.2.1 Hypothèse de recherche	54
3.2.2 Objectifs	55
CHAPITRE 4 ARTICLE 1: MOTION PLANNING OF UPPER-LIMB EXOS	KELETON 57
4.1 Introduction	58
4.2 Materials and Methods	60
4.3 Review of Trajectory Planning	62
4.3.1 Approaches Based on Cartesian Motion Planning	63
4.3.2 Approaches Based on Learning by Demonstration (LbD)	65
4.4 Discussion	67
4.4.1 Challenges in Trajectory Planning of Exoskeleton Robots	67
4.4.2 Methods Applied to the Currently Available Exoskeleton Robots	69
4.4.3 Clinical Needs in Robotic Rehabilitation of Upper Limbs	72
4.5 Conclusion	73
4.6 References	75
CHAPITRE 5 ARTICLE 2: IMPACT OF THE CHOICE OF UPPER LIMB PRO	OSTHESIS
MECHANISM ON KINEMATICS AND DYNAMIC QUALITY	
5.1 Introduction	85
5.2 Materials and methods	89
5.2.1 Classification of trans-humeral upper limb prosthetic mechanisms	89
5.2.2 Multibody modeling of different upper limb prosthetic mechanisms	90

5.2.3 Comparison of different mechanisms	
5.2.4 Kinematic data acquisition	
5.3 Results	96
5.3.1 Energy consumed	
5.3.2 Movement Reconstruction Errors	
5.3.3 Quality of movement: assessment of the smoothness of the trajectory	
5.4 Discussion	
5.4.1 Impact on the energy expended	
5.4.2 Impact on the motion reconstruction errors	
5.4.3 Impact on the movement smoothness	
5.5 Conclusion	
5.6 Appendices	
5.7 References	110
CHAPITRE 6 ARTICLE 3: A TEST BENCH FOR EVALUATING EXOSKELET	ONS FOR
UPPER LIMB REHABILITATION	
6.1 Introduction	
6.2 Materials and Methods	
6.2.1 System Design	124
6.2.2 Multibody dynamics simulation of the prosthesis	
6.2.3 Experimental tests	
6.3 Results	
6.3.1 Simulation results of joint kinematics and dynamics	
6.3.2 Experimental results	
6.4 Discussion	
6.4.1 Analysis of kinematics results	139

6.4.2	2 Analysis of dynamics results	140
6.4.3	3 Reliability of experimental measurements	142
6.4.4	Limitations and perspectives of the study	143
6.5	Conclusion	143
6.6	Appendix	145
6.7	References	146
CHAPITH	RE 7 DISCUSSION GÉNÉRALE	152
7.1	Sous-objectif 1	153
7.2	Sous-objectif 2	154
7.3	Sous-objectif 3	157
7.4	Limites et perspectives correspondantes	159
7.4.1	Optimisation du modèle multicorps du mécanisme prothétique	159
7.4.2	2 Test et validation préliminaires du banc d'essai: Évaluation de l'interaction hum	ain-
exos	quelette	160
CHAPITH	RE 8 CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS	161
RÉFÉREI	NCES	163
ANNEXE	ES	178

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 2.1 Plage de mouvement des mobilités du membre supérieur [19]7
Tableau 2.2 Prothèses mécaniques versus prothèses myoélectriques. Adapté à partir de [71]16
Tableau 2.3 Mécanismes d'épaule dans les prothèses du membre supérieur (R= rotation, P=liaison prismatique ou translation, S= liaison sphérique/rotule)
Tableau 2.4 Mécanismes d'avant-bras dans les prothèses du membre supérieur (R=liaison de rotation, U=cardan (universal joint ou 2 R), P=liaison prismatique/liaison glissière, S=liaison sphérique, DDL= degré de liberté)
Tableau 2.5 Classification des systèmes robotiques selon le type de thérapie et l'approche de traitement
Tableau 2.6 Quelques problèmes associés aux actionneurs 35
Tableau 2.7 Topologie du système type ouverte (a) ou fermée (b) [163]41
Table 4.1 Kind of tests performed by presented studies 71
Table 5.1 Participants' characteristics
Table 5.2 Energy, global reconstruction errors, and jerk cost for the six mechanisms (D, C2, C, B, A2, and A). The values are given as mean and standard deviation (SD) for the 15 subjects. values are given as mean and standard deviation (SD) for the 15 subjects
Table 5.3 Commercial transhumeral prostheses classified by the actuation mechanism106
Table 5.4 description of five existing transhumeral prosthesis mechanisms (D, C2, C, B and A2) according to topology
Table 6.1 kinematic chain description of the proposed model
Table 6.2 Minimum (Min), maximum (Max) and range of pronation-supination (PS) angles, and torques during the PS task. The values are given as mean and standard deviation (SD) for the 15 subjects

Table 6.3 Reliability of experimental measurements. The values of joint torque are given as mean
and standard deviation (SD). Intra-session reliability is calculated between Trial 1 and Trial
2, and inter-session reliability between them and Trial 3
Tableau A.1 Robots de réadaptation du membre supérieur disponible sur le marché. Adapté de
[125]179
Tableau A.2 Prototypes de robots de réadaptation du membre supérieur. Adapté de [125]181
Tableau B.3 Summary of studies on trajectory planning for upper-limb exoskeletons (approaches
based on cartesian motion planning)184
Tableau C.4 Summary of on studies on trajectory planning for upper-limb exoskeletons
(Approaches based on learning by Demonstration LbD)187

LISTE DES FIGURES

Figure 2.1 Structure squelettique du membre supérieur. Adapté de [25]
Figure 2.2 Chaînes cinématiques du modèle de membre supérieur proposé [37]. Le modèle est articulé par une base mobile (q ₁₋₆), l'articulation sternoclaviculaire (SC, q ₇₋₉), l'articulation acromio-claviculaire (AC, q ₁₀₋₁₂), l'articulation gléno-humérale (GH, q ₁₃₋₁₅), l'articulation huméro-radiale (HU, q ₁₆₋₁₈), l'articulation radio-ulnaire (RU, q ₁₉₋₂₀), le centre de rotation virtuel (q ₂₁), l'articulation huméro-radiale (HR, coupure d'articulation rotule avec les contraintes de fermeture de boucle) et l'articulation radio-carpal (RC, q ₂₂₋₂₃)
Figure 2.3 Niveaux d'amputation du membre supérieur. Adapté à partir de [52]14
Figure 3.1 Les objectifs de la thèse
Figure 4.1 Trajectory planning based on Cartesian motion planners
Figure 4.2 Trajectory-planning methods in the literature, 1999–2020
Figure 4.3 Papers retrieved from January 2009 to August 2020 for the two most common trajectory- planning methods
Figure 4.4 Adapted from [14]. Trajectory planning based on learning by demonstration. ADL: activities-of-daily-life; NN: neural network; ANN: artificial NN; HMM: hidden Markov model
Figure 5.1 (a) Kinematic chain of the best biomechanical model of upper limb (A) proposed by our team. Model A is articulated by a moving base (q1–6), the sternoclavicular joint (SC, q7–9), the acromioclavicular joint (AC, q10–12), the glenohumeral joint (GH, q13–15), the humeroulnar joint (HU, q16–18), the radioulnar joint (RU, q19–20), the virtual CoR (q21), the humeroradial joint (HR, cut of ball joint with three kinematic loop-closure constraints), and the radiocarpal joint (RC, q22–23). (b) Schematic of five commonly used trans-humeral prosthesis mechanisms (D, C2, C, B, and A2) according to their topology. The mechanisms D, C2, C, B, A2, and A have respectively 15 DoFs, 16 DoFs, 16 DoFs, 18 DoFs, and 21 DoFs (= 30 – 9 kinematic loop closure constraints). The five mechanisms (D, C2, C, B, and A2) were modeled with the same shoulder representation (q1-15) as model A. The first sixteen

Figure 6.1 Testing methodology123

Figure 6.4 The forearm pronation-supination (PS). Adapted from [57].134

Figure 6.5 Uncertainty ranges of the simulated range of motion from multibody analysis (Simulated
ROM) versus the one from experimental measurement (Experimental ROM)140
Figure 6.6 The power pattern during the pronation-supination task
Figure 6.10 The communication circuit of DYNAMIEL AX-18A servomotor based on the
74LS241 chip. To control Dynamixel, main Controller and DYNAMIXEL communicate each
other thanks to this circuit by sending and receiving data, respectively by TXD and RXD pins.
In this circuit, Arduino board should be supply at 5V (VCC) and each Dynamixel between
9V-12V (Vin)

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

- AC : acromio-claviculaire
- AVC: Accident cardiovasculaire
- CIF : Classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé
- DT: Dispositif terminal
- DDL(s): Degré(s) de liberté
- EMG: Électromyogramme/électromyographie
- FE : Flexion-extension
- GH : Gléno-humérale
- HU : Huméro-ulnaire
- HR : Huméro-radiale
- MC : Motion Control
- **PS:** Pronation-supination
- ST: Scapulo-thoracique
- SC: Sterno-claviculaire
- SARA: Symmetrical Axis of Rotation Approach
- SCoRE: Symmetrical Center of Rotation
- RU : Radio-ulnaire

LISTE DES ANNEXES

Annexe A Q	Quelques robots de réadaptation du membre supérieur
Annexe B S	Summary of studies on trajectory planning for upper-limb exoskeletons (Approaches
based o	n cartesian motion planning); DoF= degree of freedom)184
Annexe C S	Summary of studies on trajectory planning for upper-limb exoskeletons (approaches
based o	n learning by demonstration (LBD)187

CHAPITRE 1 INTRODUCTION

1.1 Contexte et problématique générale en robotique de réadaptation

L'handicap moteur couvre tous les troubles pouvant entraîner une atteinte partielle ou totale de la motricité, en particulier des membres supérieurs et/ou inférieurs. Selon l'enquête canadienne sur l'incapacité (ECI) de 2017, un Canadien sur cinq âgé de 15 ans et plus a au moins un handicap qui limite ses activités [1]. Au Québec, la prévalence de l'incapacité est de 16.1% et tend à augmenter avec l'âge [2,3]. L'incapacité liée aux déficiences motrices est l'une des trois formes d'incapacité les plus courantes au Québec [3]. La perte de la motricité des membres supérieurs est souvent bien plus mal vécue que la perte de la marche, étant donné leur utilité fondamentale pour la réalisation de certains gestes quotidiens comme se nourrir, cuisiner, se baigner, se coiffer, conduire, écrire, caresser, serrer la main à autrui, embrasser (serrer quelqu'un dans les bras), etc. Par conséquent, l'altération de la motricité du membre supérieur a des conséquences négatives sur certaines activités telles que la nutrition, les soins, l'hygiène, la communication, les déplacements, la vie relationnelle et sociale ainsi que la vie professionnelle chez les personnes affectées (amputées et personne avec des troubles neuromoteurs ou neuromusculaires). Ce qui augmente la dépendance aux autres et diminue leur qualité de vie, notamment via l'accès aux opportunités de participation sociale et économique et un sentiment d'exclusion ou de rejet. Au-delà des impacts socioéconomique et social qui peuvent en découler, l'incapacité motrice du membre supérieur a aussi un impact psychologique sur les personnes affectées en occurrence chez les personnes amputées [4].

Pour compenser les situations d'handicap liées aux déficits du membre supérieur et améliorer la qualité de vie des personnes affectées, plusieurs options de compensation sont proposées en réadaptation parmi lesquels: la chirurgie et la rééducation, le concours d'une aide humaine, une aide technique comme les appareils d'assistance robotisée. L'option de compensation dépend de l'origine (ostéoarticulaire, cérébrale ou neuromusculaire et médullaire, etc.) et de l'importance de la déficience motrice. Toutes ces options permettent d'améliorer l'autonomie et la qualité de vie des personnes affectées, mais la réadaptation doit être effectuée de façon multidisciplinaire et en appliquant les recommandations de bonnes pratiques (la réadaptation doit être intense, orientée vers les tâches fonctionnelles et répondre aux besoins du patient). Cependant, la mise en place et

le maintien d'une réadaptation adaptée représentent un défi dans un contexte économique difficile où les systèmes de santé font face à une augmentation de l'incidence des maladies graves comme (l'accident cardiovasculaire, le diabète, etc.) et du nombre de patients avec des besoins en réadaptation. Les nouvelles technologies comme la robotique de réadaptation constituent un apport important pour appliquer les recommandations de bonnes pratiques et pour surmonter ce défi. L'utilisation de la robotique a fait ses preuves dans la réadaptation [5-8] et actuellement, la réadaptation moderne ne peut plus se concevoir sans les appareils d'assistance robotisée [9]. En effet, pour la réadaptation du membre supérieur, d'une part, les prothèses sont utilisées pour compenser la fonction motrice chez les personnes avec une différence du membre (amputation acquise ou agénésie) afin d'améliorer leur autonomie et leur qualité de vie; d'autre part, les robots de réadaptation (les exosquelettes et les effecteurs terminaux) sont utilisés soit en thérapie physique pour améliorer la récupération motrice du membre supérieur pour surmonter les conséquences de certaines atteintes (par exemple après un AVC, des lésions de la moelle épinière, la faiblesse musculaire et autres troubles neurologiques ou musculaires [10]), soit dans les environnements non cliniques pour assistance (uniquement par les systèmes portables). Malgré les avancées majeures qu'a connu le la robotique d'assistance et de réadaptation ces dernières années, la qualité cinématique reste un problème commun aux prothèses et aux robots de réadaptation du membre supérieur. Dans le domaine prothétique par exemple, les brevets des prothèses du membre supérieur pour les enfants datent d'environ 40 ans. Par conséquent, ces prothèses sont encore trop « robotiques » donc leurs mouvements ne sont pas naturels et sont peu réalistes. Pour que les personnes avec une différence de membres supérieur s'intègrent mieux au quotidien, il ne faut pas que la prothèse bouge de manière robotisée afin d'augmenter les chances d'adhésion à l'utilisation pour des raisons, entre autres, de proprioception. C'est également le cas avec les robots de réadaptation en particulier, où la qualité cinématique est cruciale pendant la thérapie physique assistée nécessaire pour la récupération motrice chez l'être humain. Les systèmes robotiques d'assistance et de thérapie en général, rencontrent des problèmes majeurs (effets biomécaniques, risques de blessures) liés à l'incompatibilité cinématique. Pour offrir de manière efficace et sécuritaire des exercices de thérapie aux personnes avec une invalidité liée aux déficits moteurs, il ne faut pas qu'il y ait incompatibilité cinématique entre le robot de réadaptation et l'usager. De plus, une trajectoire mal définie en thérapie physique expose l'utilisateur aux risques de blessure.

Afin d'améliorer la qualité du mouvement, les prothèses du membre supérieur sont de plus en plus proposées avec plus de degrés de liberté (DDL), mais leur taux de rejet auprès des utilisateurs reste élevé [11]. D'une part, l'analyse de la littérature a montré que les mécanismes utilisés dans ces prothèses sont différents les uns des autres [12-16] et qu'il n'y a pas de consensus sur le choix du mécanisme approprié. D'autre part, la planification du mouvement dans les robots de réadaptation et d'assistance pour le membre supérieur est un sujet qui a fait l'objet de peu de recherche.

Des études montrent que la modélisation multicorps s'intègre aussi de plus en plus dans le processus de prise de décision de conception optimale des produits orthopédiques comme les orthèses, les prothèses et les robots de réadaptation [17,18]. Compte tenu de cette tendance, l'utilisation de l'analyse multicorps pour comparer la cinématique et la dynamique des mécanismes prothétiques, et pour évaluer la cinématique et la dynamique des robots de réadaptation du membre supérieur pendant la réalisation des tâches quotidiennes, permettrait d'avoir des lignes directrices pour améliorer la qualité du mouvement des appareils d'assistance robotisée pour le membre supérieur

Cette thèse porte sur l'aide à la conception d'appareils d'assistance robotisée du membre supérieur pour un mouvement réaliste et écoénergétique.

1.2 Structure détaillée de la thèse

Dans le présent manuscrit, le chapitre 1 introduit cette thèse. Le Chapitre 2 est dédié à la littérature scientifique : il présente d'une part, l'anatomie fonctionnelle du membre supérieur et la biomécanique de l'avant-bras, l'état de l'art sur les mécanismes prothétiques du membre supérieur ainsi que les défis et problématiques liés à la conception des prothèses; d'autre part y est présenté l'état de l'art des systèmes robotiques d'assistance et de thérapie du membre supérieur ainsi que les défis et problématiques associés. Une synthèse sur la dynamique multicorps ainsi que son application en biomécanique du mouvement sont présentées à la fin de ce chapitre. Le chapitre 3 résume la problématique générale et dégage les objectifs spécifiques de cette thèse. Les résultats principaux de cette thèse sont présentés à travers trois études. Dans la première étude (chapitre 4), il a été question d'identifier les méthodes et les défis associés à la planification du mouvement des

systèmes robotiques d'assistance et de thérapie du membre supérieur, grâce à une revue systématique.

Dans la deuxième étude (chapitre 5), il a été question d'évaluer l'impact que le choix d'un mécanisme de prothèse du membre supérieur peut avoir sur les performances de la prothèse tant au niveau cinématique que dynamique, en utilisant la modélisation multicorps. Dans cette étude, il a été également question de ressortir le meilleur mécanisme de prothèse qui a conduit à un prototype physique comme preuve de concept pour la suite.

Dans la dernière étude (chapitre 6), un banc d'essai où une méthodologie reproductible pour l'évaluation quantitative des robots de réadaptation du membre supérieur y est présentée, qui utilise un prototype physique du meilleur mécanisme prothétique dérivé de la deuxième étude (chapitre 5) comme prévu dans le deuxième objectif spécifique de cette thèse (sous-objectif 2 ou SO 2). Il a été donc question dans cette dernière étude (chapitre 6), d'une part de valider ce meilleur mécanisme prothétique comme une preuve de concept; et d'autre part de renforcer la contribution de cette thèse à l'amélioration des défis rencontrés dans le développement des robots de réadaptation, notamment le manque de cadre systématique pour l'évaluation quantitative de ces systèmes robotiques comme indiqué à la section 2.2.2.4.2.

Le chapitre 7 revient sur l'ensemble des études pour mettre en évidence leurs limitations respectives et proposer des perspectives à ce travail de recherche. Pour conclure ce travail, le chapitre 8 présente une conclusion générale, passant en revue les contributions des trois études ainsi que les recommandations.

CHAPITRE 2 REVUE DE LITTÉRATURE

La présente revue de littérature est structurée en trois principales parties suivantes :

La première partie (section 2.1) présente l'anatomie fonctionnelle du membre supérieur ainsi que la biomécanique de l'avant-bras en soulignant les défis de sa modélisation.

La seconde partie (section 2.2) décrit l'état de l'art des appareils robotiques pour l'assistance et la réadaptation du membre supérieur, c'est-à-dire les prothèses et les robots de réadaptation. L'état de l'art sur les prothèses se focalise sur leurs mécanismes : il résume la problématique des prothèses transhumérales en particulier et donne un aperçu sur les autres défis de conception des prothèses du membre supérieur. Puis, la fin de cette section (section 2.2.2) présente l'état de l'art des robots de réadaptation où les applications cliniques, la classification des robots de réadaptation sont présentées brièvement. L'évaluation fonctionnelle du membre supérieur est également décrite et finalement y sont dégagés les défis associés aux robots de réadaptation et d'assistance.

La troisième partie (section 2.3) rappelle d'abord l'intérêt et l'application de la dynamique multicorps en biomécanique du mouvement. Puis, cette section s'intéresse particulièrement aux principes de base de la modélisation multicorps ainsi qu'aux aspects méthodologiques employés dans le cadre de ce travail.

2.1 Anatomie fonctionnelle du membre supérieur et biomécanique de l'avantbras

Le mouvement étant contraint par l'anatomie, le but de cette sous-section est de présenter l'anatomie fonctionnelle du membre supérieur en s'attardant sur la biomécanique de l'avant-bras et ses défis de modélisation.

2.1.1 Structure osseuse et les mouvements articulaires impliqués

D'un point de vue de l'anatomique fonctionnel, le membre supérieur est intéressant parce que l'interaction entre les différents articulations et segments est nécessaire pour un mouvement fluide et efficace. La structure squelettique du membre supérieur est constituée de 5 os (la clavicule, la scapula/omoplate, l'humérus, l'ulna/cubitus et le radius) et d'un regroupement osseux (27 petits os représentant le carpe, le métacarpe et les phalanges de la main) [19]. Le membre supérieur peut être décomposé en 3 principales parties ou segments osseux : le bras formé uniquement de l'humérus,

6

l'avant-bras composé du radius et de l'ulna, et la main. Les segments osseux sont reliés entre eux par des articulations regroupées en trois complexes articulaires : épaule, le coude et le poignet.

- L'épaule est formée du thorax, de la clavicule, de l'omoplate et de l'humérus connectés par quatre articulations (Figure 2.1). Il s'agit des articulations sterno-claviculaire (SC), acromio-claviculaire (AC), gléno-humérale (GH) et scapulo-thoracique (ST) qui assurent la grande mobilité (flexion-extension, abduction/adduction, rotation interne/externe et rétroposition/antéposition) [20]. En raison de la connexion entre le membre supérieur et le thorax via l'épaule, ce dernier joue un rôle très important dans le positionnement spatial des membres supérieurs [21], essentiel pour effectuer diverses tâches de la vie quotidienne, telles que : cuisiner, se nourrir, s'habiller, se coiffer, conduire, etc.
- Le coude : Il est constitué de l'os du bras appelé humérus et des deux os de l'avant-bras (ulna et radius). Ces trois os forment trois articulations, l'articulation huméro-ulnaire (HU), l'articulation huméro-radiale (HR) et l'articulation radio-ulnaire (RU) permettant au coude d'offrir les mouvements de flexion/extension (FE) et pronation/supination (PS) [22,23]. Les articulations HU et HR contribuent à la FE, tandis que l'articulation RU contribue à la PS. Les axes longitudinaux du bras et de l'avant-bras ne sont pas alignés puisque l'humérus et l'ulna forment un angle physiologique appelé « carrying angle » ou « valgus physiologique ». Cet angle varie de 10°-15° chez les hommes et de 15°-25° chez les femmes [20,24].
- Le poignet constitué des os de l'avant-bras et des os carpiens de la main, offre trois degrés de liberté (DDLs) : la FE, la déviation radio-ulnaire aussi appelée abduction/adduction et la PS. Il faut noter que le poignet participe juste au mouvement de PS. Ce mouvement pendant lequel le radius effectue une rotation autour de l'ulna alors que la main reste dans l'axe de l'avant-bras a plutôt lieu au niveau de l'avant-bras.

Le tableau 2.1 ci-dessous décrit la plage de mouvement offert par chaque mobilité du membre supérieur.

Mobilité	Plage de mouvement
Flexion/extension de l'épaule	150°-180°/40°-40°
Abduction/adduction de l'épaule	180°/30°-40°
Rotation interne/externe de l'épaule	70°-95°/40°-70°
Flexion/extension du coude	135°-140°/0°
Pronation/Supination de l'avant-bras	85°-90°/70°-90°
Flexion/extension du poignet	73°/70°
Déviation radiale/ulnaire du poignet	27°/27°

Tableau 2.1 Plage de mouvement des mobilités du membre supérieur [19]



Figure 2.1 Structure squelettique du membre supérieur. Adapté de [25]

2.1.2 Biomécanique de l'avant-bras : défis de modélisation

Dans la littérature, il y a encore des besoins non rencontrés des personnes ayant une agénésie ou ayant subi une amputation du membre supérieur qui se justifie par l'écart qu'il y a entre les attentes des utilisateurs de prothèses du membre supérieur et la réalité. Cette section présente les limites actuelles de la modélisation cinématique des deux mouvements de l'avant-bras à savoir, la flexion-extension (FE) et la pronation-supination (PS).

De l'anatomie à la modélisation

L'avant-bras est formé de deux os, le radius et l'ulna qui interagissent du côté proximal avec l'humérus et du côté distal avec la main à travers cinq articulations : HU, HR, RU proximal et distal, et le poignet. L'articulation HU offre 3 degrés de liberté (DDLs) dont le principal est la

flexion-extension (FE) du coude. Cette mobilité du coude peut aller jusqu'à 160° en flexion passive due à l'existence de l'angulation physiologique « carrying angle » comme indiqué dans la section précédente (section 2.1.1).

Dans les modèles biomécaniques, l'avant-bras est généralement considéré comme un seul segment. Le coude et le poignet sont généralement modélisés comme des joints cardan (ou universel joint), soit deux articulations charnières perpendiculaires [26]. Ce qui revient à reporter la pronationsupination au coude, c'est le cas du modèle proposé par Prokopenko et al. [27]. Dans les modèles plus détaillés, le bras est représenté par deux segments, mais la limite de ces modèles réside dans la manière de reproduire la PS. Une revue assez récente sur les modèles biomécaniques du membre supérieur a reporté que le carrying angle est rarement pris en compte dans les modèles [28]. Étant donné l'importance de cet angle physiologique pour la stabilité de l'articulation HU, certains auteurs ont intégré un angle fixe dans leur modèle du membre supérieur, représentant ainsi le coude comme un joint sphérique [29-31]. Cependant, cette reproduction est imprécise puisque cet angle varie en fonction des individus et aussi selon le sexe [20,24] . Pour surmonter cette limite, d'autres études ont proposé un angle qui varie linéairement avec l'angle de FE [31-33]. Malgré que ces modèles proposent un carrying angle variable, le mouvement de PS reste irréaliste à cause de certains DDLs manquants.

En plus du carrying angle, 2 autres DDLs ont été observés pendant la PS, il s'agit d'un déplacement axial de l'ulna et d'un mouvement d'abduction-adduction huméro-ulnaire (appelé swaying) [28]. Le déplacement axial de l'ulna est habituellement reproduit en introduisant un DDL additionnel de translation entre le radius et l'ulna dans l'articulation RU au niveau proximal [34,35] ou distal [36].

De façon générale, la reproduction de ces 2 DDLs peut être introduite dans l'articulation HU par une translation dans la direction de l'axe charnière et une rotation pour l'abduction-adduction de l'articulation HU. Pour cela, on retrouve des modèles définissant 1 DDL à l'articulation HU [34] et 1 ou 2 DDLs en boucle fermée associée aux articulations RU et HU [37] qui sont capables de reproduire le mouvement complexe de PS [28]. Parmi ces modèles, Duprey et al., ont reporté que le modèle proposé par Laitenberger et al. [37], est le modèle le plus complet du membre supérieur [28]. Dans la plupart des modèles biomécaniques, l'accent est mis sur la fonction PS par l'utilisation du joint charnière au coude, privant ainsi l'articulation HU de sa fonction principale qui est la FE. Le modèle de Laitenberger et al. définie mieux l'articulation HU, et est le seul modèle qui représente l'articulation HU par un joint cardan couplé à un joint prismatique d'après cette revue récente sur les modèles biomécaniques du membre supérieur [28].

Dans le cadre de cette thèse, le mécanisme prothétique proposé sera inspiré de ce modèle biofidèle (Figure 2.2). En effet, un modèle musculosquelettique est biofidèle lorsqu'elle permet d'assurer une bonne adéquation entre les quantités calculées à partir du modèle et celles mesurées expérimentalement (par exemple dans le cas de la cinématique articulaire).



Figure 2.2 Chaînes cinématiques du modèle de membre supérieur proposé [37]. Le modèle est articulé par une base mobile (q_{1-6}), l'articulation sternoclaviculaire (SC, q_{7-9}), l'articulation acromio-claviculaire (AC, q_{10-12}), l'articulation gléno-humérale (GH, q_{13-15}), l'articulation huméro-radiale (HU, q_{16-18}), l'articulation radio-ulnaire (RU, q_{19-20}), le centre de rotation virtuel (q_{21}), l'articulation huméro-radiale (HR, coupure d'articulation rotule avec les contraintes de fermeture de boucle) et l'articulation radio-carpal (RC, q_{22-23}).

2.2 Réadaptation et assistance du membre supérieur : Appareils robotiques

Les termes réhabilitation et réadaptation renvoient tous les deux à un manque, à quelque chose qui ne fonctionne pas ou plus ou mal. Dans le cadre de cette thèse, le terme « réadaptation » sera plus utilisé pour parler des déficits associés à la fonction motrice du membre supérieur. La réadaptation du membre supérieur vise à fournir la capacité d'effectuer les tâches quotidiennes et un niveau d'autonomie optimale aux personnes ayant une différence du membre supérieur ou présentant des troubles de la fonction motrice afin d'améliorer leur qualité de vie et leur intégration sociale. Et cela passe par le remplacement du membre ou la restauration du membre supérieur, notamment les méthodes de réadaptation conventionnelle, la robotique en particulier : soit par l'utilisation des prothèses externes ou membres artificielles en cas différence du membre (amputations acquises ou congénitales), soit par les systèmes robotiques d'assistance ou de thérapie en cas de limitation totale ou partielle de la fonction motrice. La thérapie assistée est basée sur l'utilisation des robots de réadaptation. De nombreuses études ont prouvé l'avantage d'utiliser les systèmes robotisés en réadaptation, surtout en association avec une autre modalité de réadaptation [38].

L'objectif de cette section est de présenter et discuter l'apport de la robotique dans la réadaptation et l'assistance du membre supérieur. Il faut noter qu'il existe d'autres systèmes robotisés pour compenser les incapacités motrices, comme les bras robots d'assistance ou bras robotisés fixés sur les fauteuils roulants [39]. Ces systèmes ne seront pas évoqués ici, car malgré les similarités apparentes avec le sujet développé dans cette thèse, ils soulèvent des problèmes différents.

La suite de cette section se focalise donc spécifiquement sur les systèmes robotiques utilisés pour la réadaptation ou le traitement du handicap qui ont un contact physique avec l'humain, c'est-àdire, les prothèses externes et les robots de réadaptation du membre supérieur.

2.2.1 Les prothèses du membre supérieur

L'amputation du membre supérieur souvent nécessaire à la suite d'un traumatisme, d'un accident, d'une infection, des tumeurs ou des défauts congénitaux, conduit à l'absence du membre supérieur qui par conséquent détériore la capacité de l'humain à manipuler les objets et à interagir avec son environnement. En plus d'affecter la capacité d'effectuer les tâches quotidiennes, l'absence du membre supérieur a aussi un impact sur les coûts liés à la santé [40], ainsi qu'un grand impact social (au niveau des activités professionnelles et de l'autonomie, de la satisfaction sexuelle et de l'intimité due à une perception négative de l'image corporelle et de l'inquiétude de l'attitude des autres ou la peur de comment le monde réagira à notre différence [41], de l'image de soi remise en cause [4]) et psychologique [42] (tel que la susceptibilité à la dépression [43], les troubles d'anxiété et l'impulsivité [44]).

La réadaptation des personnes amputées vise à améliorer au maximum leur autonomie fonctionnelle afin qu'ils retournent à un style de vie indépendant. Pour se faire, l'appareillage et la rééducation doivent suivre l'amputation le plus vite possible afin d'assurer la réussite fonctionnelle de l'appareillage et le succès de la réinsertion sociale [45]. Les prothèses du membre supérieur contribuent à la prise en charge des personnes amputées du membre supérieur dans le processus d'appareillage. Après l'amputation, la plupart des personnes amputées sont équipées d'un membre artificiel ou prothèse du membre supérieur [46] choisi par une équipe de réadaptation multidisciplinaire bien coordonnée.

La revue de littérature propose plusieurs options prothétiques pour le remplacement de membre supérieur, allant des prothèses d'épaule aux composants terminaux [14,16,47]. Une classification ainsi que l'état de l'art de la large gamme prothétique pour le membre supérieur sont présentés dans la suite.

2.2.1.1 Classification des prothèses du membre supérieur

Une prothèse du membre est une aide technique dédiée aux personnes ayant subi une amputation acquise ou congénitale pour remplacer partiellement ou totalement un membre et/ou étendre sa fonction. Ces prothèses peuvent être passives ou actives. Contrairement aux prothèses actives, les prothèses passives sont les plus basiques et n'offrent aucun mouvement aux articulations. On distingue 2 types de prothèses passives [47,48] : les prothèses esthétiques qui restaurent seulement l'apparence, mais qui sont importantes pour l'identité et facilitent la réinsertion sociale [49]; et les prothèses fonctionnelles (généralement spécifiques aux activités professionnelles et récréatives comme le sport et les loisirs) qui facilitent la stabilisation des objets [50].

Les prothèses actives quant à eux combinent l'apparence et la fonction. Ces prothèses peuvent être classifiées de plusieurs manières : selon les niveaux d'amputation, le nombre de degrés de liberté

(DDLs), le type d'actionneur, la méthode de transmission de puissance et la méthode de contrôle [48,51].

• Selon les niveaux d'amputation

En fonction du niveau d'amputation du membre supérieur (Figure 2.3) [52], les prothèses peuvent être groupées en 5 types : les prothèses pour la désarticulation de l'épaule et les amputations interscapulo-thoraciques, les prothèses transhumérales pour les amputations au-dessus du coude ou à travers l'humérus, les prothèses pour la désarticulation du coude, les prothèses transradiales pour les amputations au-dessous du coude, c.-à-d. qui ont lieu au niveau de l'avant-bras, les prothèses pour la désarticulation du poignet, et les prothèses de doigts et de main partielle [48,53]. Les deux dernières catégories constituent les composantes terminales [48,52].

La plupart des prothèses du membre supérieur disponibles sur le marché sont modulaires, afin de correspondre à une grande variété d'usagers. Cette modularité est plus avantageuse pour les personnes avec une amputation distale. Cependant, les fonctions du membre supérieur sont beaucoup plus difficiles à remplacer dans la désarticulation du coude ainsi que dans les amputations plus proximales. L'état de l'art montre que, plus le niveau d'amputation est distal, mieux c'est. Par conséquent, les prothèses pour les désarticulations s'avèrent les plus contraignantes, spécialement pour les articulations proximales de l'épaule.

Compte tenu des défis supplémentaires liés à l'exécution de tâches avec des amputations bilatérales par opposition aux amputations unilatérales, les prothèses utilisées pour les amputations bilatérales ont souvent des caractéristiques supplémentaires [52]. Par exemple l'étude de Maat et al., a montré que les prothèses de main et les crochets passifs sont utiles pour les amputations unilatérales de la main. Ce qui n'était pas forcément le cas avec les amputations bilatérales, car dans les prothèses passives de main ou les outils prothétiques, les forces pour ajuster le mécanisme de préhension sont appliquées de manière externe, par exemple par la main saine [47].



Figure 2.3 Niveaux d'amputation du membre supérieur. Adapté à partir de [52]

• Selon la stratégie de contrôle

Il existe 4 catégories de prothèses définies en fonction de la méthode de contrôle utilisée: les prothèses passives qui n'offrent aucun mouvement actif aux articulations, et 3 types de prothèses actives [48,52]. Les prothèses mécaniques ou alimentées par le corps, les prothèses électriques ou à alimentation externe ou « externally-powered » et les prothèses hybrides constituent les 3 types de prothèses actives.

Les prothèses mécaniques ou body-powered sont commandées par les mouvements du haut du corps à travers des câbles fixés à un harnais porté par l'utilisateur. Tandis que les prothèses électriques sont alimentées en énergie électrique et possèdent généralement des moteurs et une batterie. Ces prothèses électriques peuvent être contrôlées via plusieurs méthodes d'entrée telles

que les capteurs de signaux d'intention de l'usager (électroencéphalographie (EEG) [54], imagerie par ultrasons, électromyographie (EMG)) ou par les résistances à détection de force ou par des interrupteurs de commande [55,56], de manière non invasive. La réinnervation musculaire ciblée (TMR) [57] et l'EEG implanté sont d'autres options pour contrôler ces dispositifs, mais de manière invasive [58]. Parmi les prothèses électriques, les prothèses myoélectriques c'est-à-dire, celles contrôlées par les signaux d'EMG sont les plus courantes.

Le troisième et dernier type de prothèses actives sont les prothèses hybrides qui combinent les composants mécaniques (body-powered) et les composants électriques dans une prothèse [52]. Par exemple un composant terminal myoélectrique est généralement combiné à un coude mécanique dans les prothèses hybrides.

Les prothèses mécaniques et myoélectriques sont couramment utilisées pour des amputations du membre supérieur chez les adultes ainsi qu'en pédiatrie [47,59,60]. Ils sont appréciées pour la robustesse, la durabilité et le faible coût [52,61]. Les prothèses myoélectriques sont principalement acceptées pour les travaux légers et pour l'amélioration de l'esthétique et de la douleur du membre fantôme [62].

Les prothèses mécaniques sont conventionnelles tandis que les prothèses électriques ont été introduites vers la fin des années 50 [63,64]. Et depuis lors, les avancées technologiques ainsi que des améliorations dans la conception des prothèses sont en constante évolution [65-68]. La littérature rapporte que les prothèses myoélectriques sont à la pointe de la technologie [61], mais elles présentent encore de limitations dont la principale est le contrôle myoélectrique [12].

Il est connu que les prothèses mécaniques et les prothèses électriques présentent tous deux des avantages et inconvénients, et il n'y a pas de preuves suffisantes pour déclarer lequel des deux types de prothèses est plus avantageux sur le plan fonctionnel [62]. Récemment, Resnik et al., ont comparé l'effet de l'utilisation des prothèses et du type de prothèse sur la fonction chez d'anciens combattants avec une amputation unilatérale du membre supérieur, ayant reçu des soins entre 2010 et 2015 [69]. En accord avec la littérature, cette étude n'a trouvé aucune relation entre le type de prothèse utilisée et l'incapacité fonctionnelle des patients. Une autre étude plus récente comparant la qualité du mouvement entre les 2 types de prothèses stipule qu'aucun des deux types de prothèses n'offre un avantage absolu en termes de qualité du mouvement [70]. Plusieurs études ont comparé les deux types de prothèses [62,70,71] [72]. Compte tenu du fait que les prothèses myoélectriques

sont les plus courantes des prothèses électriques, la comparaison est faite le plus souvent entre les prothèses mécaniques et les prothèses myoélectriques. Le tableau 2.2 résume les pour et les contre des ces deux types de prothèses.

Types de prothèses	Avantages	Inconvénients
Prothèses mécaniques	- Sont moins chères	- Nécessite l'attelage ou le port du harnais
(Body-powered)	- Requièrent moins	- L'usager doit avoir la force et la plage de
	d'entraînement et	mouvement pour tirer suffisamment sur les
	de maintenance	câbles
	-Sont relativement	
	légers et durables,	
	peuvent être	
	étanches	
	-Peuvent fournir le	
	feedback à l'usager	
	en fonction de la	
	tension du câble	
Prothèses myoélectriques	-Confort : ne	- Sont plus coûteuses [61]
	nécessite pas de	
	harnais	-Peuvent être lourdes dus à leur complexité
		(moteurs, batteries)
	-Feedback	
	sensoriel : offre une	-Peuvent être résistant à l'eau, mais pas
	plus grande	étanche
	rétroaction [71]	
		-Coût : sont plus coûteuses et nécessite plus
	-Sont plus	de maintenance
	esthétiques	
	-Peuvent générer	- Nécessite une batterie qui doit être
	plus de force	chargée chaque jour

Tableau 2.2 Prothèses mécaniques versus prothèses myoélectriques. Adapté à partir de [71]

Concernant l'évaluation des prothèses passives, ces prothèses se sont révélées plus acceptées par des personnes avec les amputations unilatérales. Dans une étude, Maat et al., ont trouvé que les prothèses passives de main et les composants terminaux étaient utiles à la plupart des amputés unilatéraux [47]. Les prothèses myoélectriques quant à eux ont prouvé leur bénéfice pour les amputations proximales bilatérales. Ces dernières ont également une attraction pour les amputés transhumérales et transradiales [48].
2.2.1.2 État de l'art sur les prothèses du membre supérieur

2.2.1.2.1 Statut actuel sur l'utilisation des prothèses : Aperçu sur les taux d'abandon et de réjection

Une large gamme d'options prothétiques que nous avons classifiées précédemment ont été proposées pour tenter de satisfaire les besoins des personnes ayant subi une amputation du membre supérieur. Ces besoins sont très variables à cause de la variabilité chez les personnes amputées au niveau de l'anatomie du moignon, du style de vie et des objectifs [73]. Cependant, malgré la disponibilité de plusieurs options prothétiques et les nombreux avancements dans la technologie prothétique dans les dernières décennies [67] ainsi que l'évolution continue de ces progrès, plusieurs études ont montré des taux d'abandon élevés pour les prothèses du membre supérieur [11] [46,74]. De manière générale, le taux d'abandon actuel est à 50% et plus d'après une étude très récente [11]. Les taux d'abandon rapportés dans la littérature sont très variables pour chaque type de prothèse [59,74] [46]. Ce qui complique la compréhension globale des raisons qui poussent les usagers à abandonner l'usage de leurs prothèses. Par conséquent, le choix prothétique est souvent difficile et délicat. Actuellement, même la prothèse la plus sophistiquée n'est pas la plus indiquée pour tous les utilisateurs. Le plus souvent, afin d'optimiser l'indépendance fonctionnelle, le choix prothétique se fait en tenant compte de l'usager, de son environnement et des objectifs réalistes [48].

Néanmoins, l'abandon est dû à de nombreux facteurs [46,59,74] que Smail et al., ont récemment classifiés en 2 principales catégories [75]: le confort et la fonction. Dans cette étude, les auteurs ont reporté le poids, la température et la transpiration comme les principales causes d'abandon liées au confort qui reviennent le plus souvent et qui persistent dans les enquêtes auprès des usagers. À propos des raisons d'abandon liées à la fonction, des préoccupations concernant le contrôle et le feedback sensoriel ont été rapportées comme des facteurs par lesquels les usagers peuvent se sentir plus fonctionnels que sans prothèse. Smail et al., ont également révélé que jusqu'à présent, les raisons sur l'abandon des prothèses sont toujours incomprises, car les avancements récents des prothèses n'ont pas été inclus dans les études portant sur l'abandon des prothèses du membre supérieur. Au vu de cela, les auteurs ont recommandé d'explorer les raisons d'abandon pour les prothèses contemporaines afin d'améliorer les préoccupations et les besoins d'usagers et atténuer

ainsi l'abandon des prothèses du membre supérieur à l'avenir. À cet effet, une étude a très récemment évalué l'impact des avancements récents sur le taux d'acceptation prothétique [11]. Les auteurs sont arrivés à conclure que les innovations ou les raffinements récents dans les prothèses du membre supérieur n'ont pas encore d'impact significatif sur le taux d'acceptation prothétique. La littérature rapporte que le risque d'abandon est plus élevé dans les cas d'amputations transhumérales et celles plus proximales. En accord avec cela, Mcfarland et al., ont trouvé que l'abandon était plus fréquent pour les amputations transhumérales et les niveaux d'amputations plus distales [74]. La réalité clinique sur l'abandon prothétique qui reste élevé (50% et plus) dans les prothèses du membre supérieur confirme que ces prothèses sont loin d'être aussi efficaces qu'un bras naturel. Cela justifie l'intérêt croissant de la communauté scientifique qui multiplie des travaux pour rendre la conception des prothèses impressionnante avec des caractéristiques qui répondent mieux aux besoins des utilisateurs (par exemple, avec une meilleure amplitude du mouvement et un contrôle plus convivial). Les travaux dans ce sens visent à améliorer le confort et la fonction de façon générale.

2.2.1.2.2 État de l'art sur les mécanismes : Du membre supérieur vers les prothèses du membre supérieur

Les compagnies Ottobock, Touch bionics et RSL Steeper sont les principaux compétiteurs sur le marché des prothèses du membre supérieur. Dans cette partie, les mécanismes de design des prothèses du membre supérieur existant aussi bien sur le marché que dans la recherche seront décrits, premièrement pour les prothèses d'épaule, ensuite pour les prothèses transhumérales et les transradiales. Les mécanismes trouvés sont classifiés dans les tableaux 2.3 et 2.4 selon leur description articulaire. Seulement quelques exemples sont indiqués pour chaque catégorie dans les lignes suivantes.

2.2.1.2.2.1 Épaule

Les prothèses d'épaules constituent les prothèses utilisées pour la désarticulation de l'épaule et les amputations inter-scapulo-thoraciques. Les options prothétiques pour ces amputations très proximales représentent un très petit marché, certainement dû au fait que les amputations de niveaux très proximales sont rares. De plus, ces prothèses sont plus coûteuses [48].

Les articulations d'épaule prothétiques passifs offrent généralement un ou deux degrés de liberté : la flexion-extension seule ou conjointement avec l'abduction/adduction. Ces mouvements sont parfois limités par un verrouillage mécanique au coude. Ces épaules prothétiques passives sont disponibles avec le mouvement passif et les systèmes de verrouillage électroniques. Ces prothèses passives offrent une fonctionnalité limitée aux utilisateurs, dus au nombre de libertés (DDLs) limité qui conduit au contrôle inapproprié ou absent de l'humérus. Par exemple, l'absence de la rotation humérale affecte les activités quotidiennes qui doivent avoir lieu à la ligne médiane du corps comme manger, s'habiller. En accord avec cela, une étude a montré qu'aucun modèle de prothèse avec 1 DDL ou 2 DDLs à l'épaule n'était adéquat pour garantir une fonctionnalité acceptable aux utilisateurs avec une amputation de niveau très proximal [76].

Malgré que la plupart des prothèses transhumérales ou coudes prothétiques commerciaux ont été équipés plus tard d'un rotateur huméral mécanique (comme l'unité de rotation intégrée au coude automatique du rotateur de RLS Steeper [77]), l'humérus était contrôlé de manière grossière. Généralement, l'articulation de l'épaule est d'abord déverrouillée via un commutateur pour qu'elle oscille librement, puis l'utilisateur positionne son épaule avec son bras intact ou en basculant sa taille (dans les cas d'amputation unilatérale). Et lorsque la position désirée est atteinte, l'épaule est verrouillée en position. Par conséquent, le contrôle de la prothèse est très lent, encombrant et pas naturel. Ce qui justifie le faible taux d'usage et le faible niveau de satisfaction rapporté chez les personnes avec une amputation de niveau très proximal. Il est connu qu'un défi majeur lié aux prothèses destinées aux personnes ayant une amputation de niveau très proximale (perte de plus de 80% d'humérus) réside dans l'incapacité de positionner rapidement et sans effort la main prothétique dans l'espace de façon à prendre et manipuler les objets. En cas de contrôle inapproprié ou absent de l'humérus, les utilisateurs d'épaules prothétiques rencontrent des difficultés pendant l'exécution des tâches quotidiennes et utilisent parfois des mouvements grossiers de leur corps pour compenser. Des articulations d'épaule prothétiques offrant la rotation humérale avec un mouvement actif peuvent grandement améliorer la fonctionnalité des prothèses chez ses utilisateurs c'est-à-dire ceux ayant une amputation de niveau très proximal (désarticulation de l'épaule et aux amputations inter-scapulo-thoraciques). Pour surmonter cette lacune, certains auteurs ont proposés à une époque récente, des prototypes de mécanismes d'épaules motorisés c'est-à-dire qui n'étaient pas actionnés manuellement [1, 2]. Cependant, pour des raisons incluant la difficulté de contrôle, aucun d'entre eux n'a été adapté pour être commercialisé à cause de plusieurs raisons. Pour surmonter l'indisponibilité d'épaules prothétiques à articulation motorisée, le développement d'une nouvelle génération de prothèses de niveau proximal à usage commercial a commencé ces dernières années. Weir et al., ont proposé un rotateur huméral motorisé basé sur une transmission du coude prothétique Boston Elbow II, et adapté à la fois pour de courtes amputations transhumérales et aussi pour des désarticulations de l'épaule [77]. Troncossi et al., ont également développé une articulation d'épaule motorisée à 2 DDLs permettant l'élévation du bras dans tout plan vertical et une articulation de friction pour l'ajustement passif de la rotation humérale interne-externe [78].

La prothèse modulaire du bras DARPA (Deka Arm Gen 2 et Gen 3) incorpore une articulation d'épaule motorisée avec 3 DDLs incluant flexion-extension, adduction/adduction et un rotateur huméral, ainsi qu'une main multifonctionnelle [79]. L'intégration répandue d'épaules motorisées dans les prothèses pourra améliorer considérablement la satisfaction des patients à l'utilisation et conduire à des résultats psychologiques, sociaux et liés à l'emploi plus positif.

Plusieurs autres prototypes ont proposé la rotation humérale motorisée même si les rotateurs huméraux n'étaient pas toujours des dispositifs autonomes [80]. Une étude a révélé qu'en plus des 3 DDLs à l'épaule c'est-à-dire la FE, l'abduction-adduction et la rotation interne-externe, il existe aussi des translations gléno-humérales (GH) dues à la différence de rayon des surfaces de contact au niveau de l'articulation GH [81]. À cette fin, une solution prothétique populaire pour les personnes avec une désarticulation d'épaule offre une articulation motorisée/électrique de l'épaule à 2 DDLs plus un rotateur huméral à friction passive situé entre l'épaule et le coude [76,78]. Compte tenu des translations glénohumérales (GH), le prototype proposé par Zuniga et al., pour la désarticulation de l'épaule chez les enfants, a utilisé un levier à ressort placer entre l'épaule et le coude [82]. Ce levier permettait un ajustement manuel de l'humérus afin de prédéterminer une configuration optimale du bras à l'accomplissement de la tâche désirée.

2.2.1.2.2.2 Avant-bras

Dans les prothèses de membre supérieur, l'avant-bras est généralement considéré comme une seule section. Le coude et le poignet sont représentés par une liaison pivot (revolute joint) chacun, pour offrir la flexion-extension au coude (comme dans les prothèses commerciales Dynamic ARM d'Ottobock, Utah ARM et dans certains prototypes) [83,84]. Au poignet, le pivot peut être un fléchisseur ou un rotateur comme dans la plupart des prothèses commerciales et des prototypes

comme celle proposée dans [83]. Bajaj et al., ont montré dans une revue qu'il existe très peu de poignets prothétiques électriques sur le marché, et même les quelques existants ne possèdent qu'un seul degré de liberté (DDL) [15]. Pour des prothèses multifonctionnelles qui proposent plus de DDLs, la principale difficulté est d'offrir un mouvement de pronation-supination (PS) comme avec le bras naturel, c'est-à-dire de manière anatomique.

La manière la plus simple de fournir la PS dans les prothèses du membre supérieur c'est à travers une unité de rotation au niveau du poignet, qui entraîne la rotation du composant terminale [83,84]. Une autre façon dont le mouvement de PS est produit dans les prothèses c'est à travers un joint cardan (Universal joint) au niveau du coude et du poignet, où la PS est souvent reportée au coude. Ces méthodes conduisent à un mouvement de rotation non réaliste.

L'état de l'art des prothèses du membre supérieur montre que dans la plupart du temps, la partie de l'avant-bras est un mécanisme ouvert [83-86]. Ayabassiri et al., ont utilisé 2 bars pour représenter l'avant-bras, mais le mouvement de pronation-supination était fourni par une rotation de tout l'avant-bras sans aucune interaction entre les 2 bars qui représentent les 2 os de l'avant-bras [87]. Même si les deux os de l'avant -bras sont représentés, le mouvement de PS n'est pas naturel puisque la pronation-supination a lieu normalement dans l'avant-bras lorsque le radius passe au-dessus de l'ulna avec un mouvement de torsion.

Afin d'améliorer et mieux imiter le mouvement naturel de l'avant-bras (pronation-supination), Kundu et al., ont développé un prototype avec l'avant-bras en boucle fermée et qui en plus un mouvement couplé à 2 DDLs au poignet [88]. Il faut noter que la prothèse la plus avancée Deka Arm offre aussi une mobilité couplée du poignet à 2 DDLs dans sa troisième génération encore en phase d'essai [79]. Contrairement aux prothèses transhumérales disponibles sur le marché, le mécanisme proposé dans [88] imite mieux l'anatomie de l'avant-bras en maintenant les deux solides représentant les os de l'avant-bras presque parallèles (supination) ou croisés (pronation) comme l'una et le radius. Toutefois, ce prototype ne peut pas ajuster le décalage d'axes pour les mouvements du poignet. Pour combler cette lacune, Bandara et al., ont proposé un autre prototype avec un mécanisme d'avant-bras en boucle fermée, et qui génère les mouvements du poignet dans 2 plans comme dans le poignet naturel [89]. En plus d'incorporer 2 solides similaires aux 2 os de l'avant-bras, ce mécanisme parallèle basé sur deux actionneurs linéaires et une liaison passive permet de générer la FE et la déviation radio-ulnaire du poignet autour de deux axes. Un autre avantage de ce prototype repose sur l'utilisation des manipulateurs parallèles qui permet de décaler le mécanisme parallèle, fournissant ainsi le déplacement axial de l'ulna et le swaying observé in vivo pendant la PS [90]. Les auteurs ont reproduit ces mouvements additionnels en associant les liaisons prismatiques des actionneurs parallèles avec les liaisons sphériques de la liaison passive [89].

Le valgus physiologique (« carrying angle ») est rarement considéré dans le design des prothèses du membre supérieur. Et même lorsque pris en compte, le carrying angle est fixe. Lenzi et al., ont proposé une articulation du coude avec un angle fixe de 12 degrés [84]. Quelques prototypes de prothèses ont été proposés pour offrir le mouvement de pronation-supination assez semblable à celui du bras naturel. Cependant, ces mécanismes n'ont pas été appliqués pour les amputations transradiales. Dans ce cas d'amputation précis, il est question d'étendre la pronation-supination et pas seulement de la fournir, car il y a une partie résiduelle de l'avant-bras. Et dépendamment de la longueur résiduelle, la conception d'une prothèse qui fournit le mouvement de PS chez les personnes avec une amputation radiale est difficile surtout lorsque plus de 55% de l'avant-bras a été perdu.

Dans ce contexte, un mécanisme imitant l'avant-bras humain a été proposé dans [91] pour étendre ou prolonger le mouvement de PS chez les personnes avec une amputation transradiale. Ce prototype est basé sur un mécanisme à 4 barres, et considère l'axe de rotation de la pronationsupination généralement situé entre l'extrémité distale ulnaire et le centre de la tête radiale. Par contre, l'axe de rotation de la PS ne bouge pas comme prévoit la littérature [92].

Tableau 2.3 Mécanismes d'épaule dans les prothèses du membre supérieur (R= rotation, P=liaison prismatique ou translation, S= liaison sphérique/rotule)

Articulations	Cinématique	Références et exemples	Commentaires
Épaule comme	Articulation rotoïde	Gow et al., 2001[93]	Élévation du bras
une articulation			
unique de 1 degré			
de liberté (DDL)			
Épaule comme	Mécanisme	Champosaragna et al., 2001	Élévation du bras,
une seule	différentiel à 2ddls	[94]	abduction
articulation			
unique de 2 DDLs			

Épaule à 3ddls	Le joint de cardan	Troncossi et al., 2009 [76]	
comme 2	pour l'élévation du		
articulations	bras dans tout plan		
	vertical et une		
	articulation passive		
	à friction pour		
	l'ajustement de la		
	rotation humérale		
	interne-externe		
Épaule comme	Liaison sphérique	He et al., 2014 [85]	Par engrenage
une articulation à			différentiel avec
3DDLs			une paire de roues
			motrices

Tableau 2.4 Mécanismes d'avant-bras dans les prothèses du membre supérieur (R=liaison de rotation, U=cardan (universal joint ou 2 R), P=liaison prismatique/liaison glissière, S=liaison sphérique, DDL= degré de liberté)

	Articulations	Cinématique	Références et	Commentaires
			exemples	
Avant-bras	Coude comme	Liaison rotoïde	Carter-Davies et	
comme un	articulation		al., 2018 [86],	
seul solide	unique (HU et		Benett et al.,	
ou en boucle	HR fusionné)		2016 [83]	
ouverte		Cardan	Ayabassiri et al.,	
			2017 [87]	
	Poignet comme	Liaison rotoïde (1	Carter-Davies et	Rotation du poignet
	articulation	DDL)	al., 2018 [86],	
	unique		Benett et al.,	
	-		2016 [83]	
		Universal joint (2	Lenzi et al., 2016	FE et rotation du
		DDLs)	[84]	poignet par le même
				actionneur
		Une articulation	He et al., 2014	Implémenté par un
		ellipsoïde (2	[85]	engrenage
		DDLs)		différentiel
		,		
Avant-bras	Aucune liaison	0 DDLs	Ayabassiri et al.,	
comme deux	entre les deux	L'avant-bras	2017 [87]	
éléments	éléments	tourne, le coude		
sans liaison				

	représentant les 2	est comme un		
	os de l'avant-bras	joint cardan		
Avant-bras	Les articulations	Mécanisme 2-	Bandara et al.,	
comme un	de l'avant-bras	UPR et SS	2017 [89]	
mécanisme	(HU, HR et RU)	Mécanisme à 4	Seo et al., 2017	Ce mécanisme peut
parallèle ou	sont basées sur un	barres	[91]	être considéré
en boucle	mécanisme			comme un type de
fermée				manipulateur série

2.2.1.3 Problématique dans les prothèses transhumérales et défis identifiés

2.2.1.3.1 Résumé de la problématique dans les mécanismes prothétiques du membre supérieur

Plusieurs prothèses du membre supérieur ont été proposées dans la littérature [12-14,95], et la plupart utilisent des mécanismes série (ou en boucle ouverte) tout comme dans les prothèses commerciales. Depuis que les avancées dans les mécanismes incluent la structure mécanique basée sur l'anatomie du bras humain, le mouvement de pronation-supination (PS) qui ressemble au mouvement humain est devenu une priorité de design des prothèses. À cet effet, certains prototypes comme ceux proposés dans [88,89,91,96], sont donc basés sur les mécanismes en boucle fermée et se focalisent sur le mécanisme biomimétique de l'avant-bras. Contrairement aux mécanismes série qui offrent la rotation du poignet [84,85,87,97-99], ces prototypes (basés sur les mécanismes en boucle fermée) fournissent un mouvement de PS plus proche de la PS naturelle (mouvement l'humain).

Compte tenu de l'état de l'art des prothèses du membre supérieur [12-16], les dispositifs prothétiques disponibles sur le marché et dans la recherche utilisent des mécanismes avec des topologies différentes; à notre connaissance, il n'existe pas de consensus sur le choix du type de mécanisme approprié. La principale différence notée dans la topologie de ces mécanismes prothétiques se trouve au niveau de l'architecture de la chaîne cinématique de l'avant-bras, qui est un mécanisme série ou un mécanisme en boucle fermée. En pratique, cette différence se manifeste sur le mouvement de pronation-supination (PS de la prothèse). Une autre différence fondamentale dans ces mécanismes prothétiques du membre supérieur se trouve au niveau du dispositif terminal (DT) (c'est-à-dire le poignet ou la main prothétique) aussi appelé « effecteur terminal » [15,16]. Les DT

mécaniques sont disponibles dans une configuration de crochet ou de main, tandis que les DT électriques sont classés en degré de liberté (DDL) unique ou multiple et en préhenseurs anthropomorphes ou non anthropomorphes [15,16]. L'utilisation des poignets prothétiques en occurrence le MC Wrist Rotator, Flexion Wrist, Multi-Flex Wrist et Electric Flexion Rotator de Motion Control, inc. [100], permet de créer des DDLs additionnels pour le fonctionnement des DTs.

2.2.1.3.2 Autres défis identifiés dans la conception des prothèses du membre supérieur

Au cours des dernières années, il y a eu des efforts continus pour améliorer le confort et la fonctionnalité des prothèses qui sont des facteurs clés liés à l'abandon ou à la réjection des prothèses du membre supérieur. Cependant, la communauté scientifique est confrontée à certains défis lors de la conception de ces prothèses. Ce qui rend difficile de répondre aux attentes des utilisateurs dans le monde réel.

L'approche pour améliorer l'acceptation des prothèses consiste à développer des systèmes qui offrent un équilibre entre une entrée/paramètre optimale d'ingénierie et la satisfaction du client. Cependant, il est difficile de trouver le bon compromis entre les paramètres optimaux et la satisfaction des utilisateurs. Par exemple, les améliorations dans la fonction prothétique comme un nombre de degrés de liberté élevé (DDL), un contrôle facile, un faible poids et des performances élevées dépendent directement des actionneurs et des mécanismes choisis pour la prothèse. Puisque la plupart des actionneurs sont lourds ou limités en couple et en puissance [51], en ajoutant des fonctions (ou en améliorant la fonctionnalité), on peut augmenter le poids de la prothèse et affecter le confort de l'utilisateur. Par conséquent, il est nécessaire de trouver un bon compromis entre la fonction et le poids, ce qui reste un défi de conception. La méthode de sous actionneurs des actionneurs conventionnels [99,101] ou l'utilisation des actionneurs non conventionnels [102] sont des approches couramment utilisées pour réduire le poids.

La fatigue des utilisateurs représente une autre préoccupation liée à l'inconfort, dû au fait que la plupart des utilisateurs portent leur prothèse plus de 8h/jour [103]. La préoccupation sur l'inconfort après un usage à long terme se pose également sur les emboitures prothétiques (« sockets »).

De manière générale, les limitations technologiques liées aux poids des actionneurs affectent la demande métabolique des utilisateurs par rapport aux personnes non amputées.

2.2.2 Les robots de réadaptation du membre supérieur

La planification et l'exécution des mouvements résultent de l'activité coordonnée de plusieurs zones motrices et sensorielles du cortex cérébral. Par conséquent, l'endommagement d'une zone de ce réseau moteur spécialisée (dû par exemple à un traumatisme crânien ou à des lésions de la moelle) conduit le plus souvent aux troubles neurologiques ou neuromoteurs. L'incapacité motrice des membres (c'est-à-dire les limites et déficiences des membres supérieurs et inférieurs comme la parésie en occurrence) est la principale conséquence chez des personnes après un traumatisme crânien, une blessure de la moelle épinière ou un accident cardiovasculaire (AVC) [10].

Dans le but de compenser ces incapacités motrices, le processus de réadaptation ou rééducation restitue la fonction motrice du membre affecté, en aidant les patients à réapprendre l'usage des membres le plus possible. La rééducation les permet également de retrouver leur autonomie. Il est connu que la récupération motrice avec un regain conséquent de la fonction motrice des membres est basée sur l'exercice et la thérapie physique, à cause de la neuroplasticité [104] [105]. La thérapie physique conventionnelle et la thérapie assistée ou thérapie assistée par robots sont les deux catégories d'interventions (basé sur l'exercice physique) proposées pour la réadaptation du membre supérieur.

En thérapie physique conventionnelle, le thérapeute bouge manuellement et de façon répétée le membre affecté pendant chaque session d'entraînement. Ce qui constitue une charge considérable pour les thérapeutes au niveau de l'effort et de leur présence requise à chaque séance de thérapie. Par conséquent, la thérapie physique conventionnelle est une procédure coûteuse, laborieuse et chronophage pour les professionnels et les patients [106]. D'autre part, le domaine de la réadaptation est confronté à une pénurie de thérapeutes qui s'amplifie avec le vieillissement de la population et avec l'augmentation de l'incidence des maladies neurologiques affectant la fonction motrice [107,108]. Ces faits ont incité au développement des robots de réadaptation.

La thérapie assistée est une alternative à la thérapie physique manuelle qui repose sur l'utilisation des robots pour assister la thérapie. Ces appareils sont utilisés comme des dispositifs d'assistance pour les thérapeutes. Plusieurs études ont confirmé que l'utilisation des robots peut améliorer la récupération de la fonction motrice du membre supérieur [6,9,109-111]. Certaines études ont même

trouvé que le potentiel bénéfice de la thérapie assistée était supérieur à celle de la thérapie physique conventionnelle [5-8]. D'autres auteurs demeurent plutôt prudents quant à la comparaison entre les deux types de thérapie. La littérature suggère à l'unanimité que les thérapies traditionnelles peuvent être optimisées si on les associe à d'autres traitements. À cet effet, des technologies émergentes comme les technologies de réalité virtuelle [112] [113] [114] et de biofeedback électromyographies ont été développées [115,116].

De façon globale, les robots de réadaptation contribuent à améliorer le traitement en thérapie physique, en soutenant et en guidant le patient à réaliser les tâches fonctionnelles. Ces robots doivent leur potentiel bénéfice à leur capacité à offrir un entraînement intense, précis et quantitatif [117,118], et à offrir une thérapie sécuritaire [109].

2.2.2.1 État de l'art des robots de réadaptation

2.2.2.1.1 Applications cliniques

Les robots de réadaptation sont utilisés en clinique pour le traitement des conséquences survenues après certaines atteintes (comme un accident cardiovasculaire (AVC) et des lésions cérébrales, etc.) et dans le traitement d'autres pathologies comme la sclérose en plaques [119,120]. Ces dispositifs robotiques sont aussi utilisés comme des outils thérapeutiques pour aider au diagnostic fonctionnel du membre supérieur (voir section 2.2.2.3). Dans les interventions à long terme, la robotique de réadaptation peut s'appliquer dans la téléréadaptation robotique [121].

2.2.2.1.2 Approches de thérapie-assistée pour la réadaptation du membre supérieur

Il existe trois approches de thérapie-assistée en réadaptation (Tableau 2.6) : la thérapie passive, la thérapie active, et la thérapie bilatérale aussi dit « bimanuelle » pour le cas du membre supérieur [122].

 La thérapie passive : elle ne nécessite aucune action volontaire du patient, et le robot entraîne le membre suivant une trajectoire prédéfinie [122]. La planification de cette trajectoire doit être faite soigneusement afin d'éviter les risques de blessures à l'usager. Utilisé couramment pour les patients hémiplégiques (paralysé d'un côté), ce type de thérapie est recommandé à des stages précoces du traitement (c'est-à-dire lorsque le membre affecté ne répond pas).

• La thérapie active : elle est destinée aux patients capables de bouger leur membre jusqu'à une certaine limite. Le patient initie le mouvement et le robot intervient en appliquant une force externe (motrice ou résistive) lorsqu'il reçoit l'intention du patient à vouloir bouger sous forme de signal (par exemple, l'électromyogramme (EMG)) [123]. On distingue la thérapie active assistée et la thérapie active résistive selon si le robot exerce respectivement, une force motrice et une force résistive sur le membre du patient.

Les thérapies passives et actives sont des thérapies de contrainte. Un concept de thérapie plus récente appelé la thérapie bilatérale constitue une alternative aux thérapies active et passive.

 Thérapie bimanuelle ou bilatérale [124] : est basée sur le principe miroir où le membre affecté (appelé membre parétique) copie le mouvement fonctionnel de l'autre membre. Contrairement aux thérapies passive et active qui sont des thérapies par contrainte, la thérapie bilatérale est bimanuelle.

Le choix du type de thérapie assistée dépend surtout de la capacité du patient à bouger son membre affecté.

2.2.2.2 Classification des robots de réadaptation

Les systèmes robotiques de réadaptation pour le membre supérieur peuvent être classifiés de plusieurs façons : selon le segment supporté, la mobilité offerte, la méthode de contrôle, le type d'actionneur. Seules les classifications selon les approches de traitement présentées à la section 2.2.2.1.2, et selon la structure mécanique du robot seront présentées dans les lignes suivantes. Une classification plus détaillée est présentée dans le tableau A.2 de l'annexe A.

 Selon l'approche de traitement : on distingue les robots de réadaptation avec mouvement passif continu (thérapie passive), et les robots de réadaptation avec mouvement actif (actif aidé ou actif contraint) [38]. ReoGO, Armotion, AMENDEO Hand, InMotion Arm, MyoPro Orthosis sont des robots de thérapie proposés sur le marché pour le membre supérieur [125]. Cette liste n'est pas exhaustive.

 Selon la structure mécanique du robot : on dispose deux catégories de systèmes robots pour assister l'entraînement moteur en réadaptation. Il s'agit des systèmes non portables appelés « end-effecteurs » et des systèmes portables appelés « exosquelettes ».

De nombreux systèmes robotiques portables et non portables pour la réadaptation du membre supérieur ont été proposés sur le marché ainsi que dans la recherche [126-129] (voir Tableau A.1 et Tableau A.2 de l'annexe A). Les systèmes non portables ne soutiennent par le corps, mais sont fixés seulement sur les extrémités du corps. Ce qui leur confère d'avoir moins de degrés de liberté (DDLs) dans la structure mécanique comparativement aux exosquelettes. En général, les systèmes robotiques non portables ont un ou deux DDLs, et sont utilisés pour l'entraînement des fonctions simples ou des articulations uniques (comme le poignet ou le coude), notamment le eWrist, NEURO-Exos elbow [125].

Les exosquelettes par contre, sont plus complexes et possèdent plusieurs DDLs. Ils permettent d'entraîner les extrémités du membre supérieur ainsi que le membre entier. Par conséquent, ils sont utilisés pour les mouvements simples et aussi pour les mouvements complexes. Ce qui fait d'eux la catégorie la plus avancée. De plus, ils peuvent être personnalisés aux besoins de chaque patient puisqu'ils offrent une assistance indépendante au niveau de chaque articulation pendant l'exécution du mouvement.

Principe	Type de thérapie	Approche de traitement	Description	Patients ciblés et exemples de robot
Thérapie par contrainte	Thérapie passive	Mouvement passif	Ne nécessite aucune action volontaire du patient -Le robot exécute le mouvement	-Patient hémiplégique - <i>MIT-MANUS,</i> <i>ARMin,</i> <i>REHAROB</i>
			selon une	

Tableau 2.5 Classification des systèmes robotiques selon le type de thérapie et l'approche de traitement.

			trajectoire prédéfinie	
	Thérapie active (assistée ou résistive)	Mouvement assisté (Force externe motrice)	- Nécessite que le patient soit capable de bouger à une limite	 Patient avec une certaine mobilité <i>Arm Guide</i>, <i>BONES</i>, <i>T-Wrex</i>,
		Mouvement résistant (force externe résistive	- Le patient initie le mouvement jusqu'à sa limite, puis communique son intention au robot via des signaux d'intentions	L-EXOS
Thérapie bilatérale	Thérapie miroir souvent dite « bimanuelle »	Mouvement de l'image miroir	-Le pied parétique copie le mouvement du pied fonctionnel	-Patient avec un membre fonctionnel -MIME

2.2.2.3 Évaluation des capacités fonctionnelles du membre supérieur

2.2.2.3.1 Approche conventionnelle

Plusieurs tests cliniques pour l'évaluation fonctionnelle du membre supérieur jusqu'à présent sont à l'aide des scores (par exemple MRC Scale for Motor Power [130]) qui reposent sur la perception de l'observateur [131].

Certains matériels technologiques disponibles sur le marché peuvent aussi être utilisés pour faire l'évaluation, mais de façon manuelle; en occurrence, l'évaluation de la force musculaire de la main à l'aide d'un dynamomètre à main ou l'évaluation de la plage de mouvement articulaire par un goniomètre passive. D'autres tests cliniques représentent plutôt le niveau d'activité. Pour le membre supérieur, on retrouve par exemple, Rivermead Moblity pour un test de mobilité, ou Wolf Motor Function Test après un AVC, GRASSP (Graded Redefined Assessment of Strength,

Sensibility and Prehension) après une blessure de la moelle épinière pour évaluer la dextérité [132]. Des questionnaires sont parfois utilisés pour des évaluations subjectives.

L'ensemble des mesures provenant de ces tests donne des indications importantes pour l'amélioration de la santé. La plupart des échelles d'évaluation clinique sont basées sur le modèle de référence de la classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé ou ICF [133]. Cette référence permet aux chercheurs d'uniformiser et de comparer les études. Toutefois, l'exécution des mesures à chaque séance de thérapie prend du temps, faisant de l'évaluation conventionnelle une tâche chronophage. Par ailleurs, implémenter ces tests qui mesurent les paramètres fonctionnels dans les dispositifs robotiques permet de gagner du temps.

2.2.2.3.2 Évaluation assistée par les robots

Les robots de réadaptation ne sont pas seulement un support à la thérapie physique, mais ils sont aussi des outils thérapeutiques pour l'évaluation du membre supérieur. Ces dispositifs robotiques permettent d'évaluer les états biomécanique, fonctionnel et clinique du membre supérieur. L'évaluation par les robots de réadaptation se fait grâce à leur capacité de quantifier via des mesures objectives effectuées pendant la thérapie.

Pour le faire, les robots recueillent les informations sur la fonction du corps/membre supérieur à partir des capteurs par approches [134].

- Approches d'extraction à partir des données brutes des capteurs (capteurs de force ou de position et autres capteurs) [135].
- Approches d'extraction par caractéristiques (« features ») pour obtenir des propriétés caractéristiques du comportement moteur.

Les informations recueillies peuvent servir à plusieurs fins telles que : l'amélioration du diagnostic, l'identification de niveau de déficience, l'évaluation de la thérapie (en détectant son niveau de progression). Connaître la progression de la thérapie est important, et permet d'adapter la thérapie et éventuellement de l'optimiser [131]. L'information obtenue à partir du paramètre mesuré dépend de 3 facteurs clés : le type de robot, le comportement moteur (mouvement avec trajectoire prédéfinie ou suivie, manipulation, tâche d'atteinte ou « point-to-point ») et la méthode de calcul [134].

Pour évaluer les capacités du mouvement, les paramètres sont calculés lorsque le patient exécute la tâche motrice sans aucune assistance du robot.

2.2.2.3.3 Mesures évaluées par les robots de réadaptation

Les mesures faites par le robot peuvent être classifiées en 3 principales catégories [134] : les mesures décrivant la fonction motrice, les mesures décrivant la fonction sensorielle et les mesures décrivant la fonction cognitive. Vu le sujet de cette thèse, cette section présente uniquement les paramètres évalués par les robots de réadaptation et qui sont en lien avec la fonction motrice.

Les robots de réadaptation permettent de mesurer plusieurs paramètres présentés ci-dessous, en lien avec la fonction motrice:

- L'espace du travail actif/ actif workplace: il permet d'évaluer l'étendue spatiale atteignable pendant l'exécution d'une tâche. Ce paramètre dépend du type de robot utilisé, par exemple avec un robot de 2 degrés de liberté (DDLs) on peut explorer seulement un espace planaire, mais pas un espace plus cubique ou plus complexe. Pour faire ce type de mesure, le robot utilise l'approche d'extraction par features, car le workspace actif est obtenu en mesurant une surface ou un volume actif calculé à partir des positions brutes du capteur [136]. Ce paramètre est cliniquement pertinent surtout pour les patients aigus et sub aigus qui avaient une plage de mouvement très limitée au début de la thérapie. La mesure du workspace est aussi pertinente pour les patients chroniques chez qui la déficience persiste.
- La vitesse du mouvement : la moyenne et le pic de la vitesse de l'extrémité du membre (comme la main) sont les 2 mesures courantes pour évaluer la vitesse du mouvement. Ce paramètre est parfois considéré comme une mesure indirecte de la fluidité du mouvement.
- La précision du mouvement : Ce paramètre est mesuré par la distance entre le chemin exécuté et le chemin prédéfini à chaque point. Plus la distance est faible, plus le mouvement est précis, il se réfère à une erreur de précision. Il est utilisé pratiquement pour évaluer

l'amélioration de la thérapie qui se traduit par une diminution de cet indice pendant la thérapie [137,138].

La fluidité du mouvement ou « movement smoothness » : elle est très couramment utilisée en réadaptation robotique pour mesurer comment le mouvement change graduellement. Plusieurs méthodes sont utilisées dans la littérature pour calculer la fluidité du mouvement [139]. Ce paramètre peut se calculer comme l'intégrale carrée du jerk (qui est la troisième dérivée de la position) (Équation 2-9). Cette méthode de calcul de la fluidité du mouvement a été étudiée dans cette thèse pour évaluer la qualité du mouvement ou l'apparence dynamique dans les prothèses du membre supérieur (voir section 5.2.3.1). Ce paramètre est utilisé en clinique chez des patients post-AVC qui ont tendance à avoir de grandes oscillations dans leur profile de vitesse, interprétée cliniquement comme des sousmouvements fonctionnels. La fluidité peut être mesurée simplement en comptant le nombre de pics dans le profil de vitesse tangentiel du mouvement d'atteinte.

$$Jerk = \int_{t_i}^{t_f} \ddot{x_1}(t)^2 dt \qquad (2-9)$$

Où $\mathbf{x}_1(t)$ est la trajectoire décrite pendant le mouvement; t_i est le point de départ et t_f est le point d'arrivée du mouvement.

Autres paramètres mesurés : La longueur du chemin normalisé (Normalized path length) [140], efficacité du mouvement.

La compréhension de la relation entre les mesures robotiques et leur homologue clinique pourrait être pertinente pour les cliniciens, afin d'associer les conditions sensorimotrices spécifiques du patient aux mesures obtenues du robot. Jusqu'à présent, la relation la plus explorée entre les mesures cliniques et celles mesurées par le robot reste le coefficient de corrélation. Et l'association la plus explorée dans la littérature est la corrélation entre le Fugl-Meyer Assessment (FMA) et les mesures provenant des robots de réadaptation [134].

2.2.2.4 Problématiques et défis associés

Bien que les robots de réadaptation pour le membre supérieur se soient montrés très prometteurs pour améliorer l'efficacité de la thérapie et le taux de récupération de la fonction motrice, la réadaptation robotique fait face à des défis qui tendent à compromettre la sécurité et la biocompatibilité.

Ces défis peuvent être regroupés en 3 catégories : les défis liés à la structure mécanique, les défis liés au contrôle. La littérature reporte également des défis liés à la promotion, l'adoption et à l'inclusion des systèmes robotiques d'assistance.

2.2.2.4.1 Défis liés à la structure mécanique du robot

La structure mécanique d'un robot de réadaptation est une partie fondamentale puisqu'elle définit ses capacités fonctionnelles. À cet effet, les robots de réadaptation doivent être conçus avec précision.

Les défis de conception que rencontre le développement des robots de réadaptation incluent les problèmes associés à l'incompatibilité cinématique entre l'humain et le robot [125,141-143] et les problèmes liés à l'actionnement [141].

2.2.2.4.1.1 Incompatibilité cinématique

En raison de la forte proximité entre l'humain et le robot (surtout les exosquelettes), l'utilisateur peut se blesser si le robot lui impose des configurations cinématiques incompatibles [144] [141]. Ce qui compromet la sécurité des utilisateurs en général et celle des patients en thérapie-assistée en particulier. Afin d'améliorer l'incompatibilité cinématique, deux solutions classiques sont proposées pour ajuster l'alignement des articulations [145] :

- La configuration d'autoalignement des axes des articulations (self-tracing configuration) [146,147].
- La configuration sans alignement des axes (free-alignement configuration), qui repose sur l'ajout d'un nombre supplémentaire approprié de degrés de liberté au mécanisme.

Les robots de réadaptation du membre supérieur sont conçus pour être alignés cinématiquement avec les articulations de l'usager, afin de fournir un entraînement moteur efficace et sécuritaire. L'approche actuellement utilisée pour corriger l'incompatibilité cinématique consiste à développer un modèle cinématique précis pour les membres supérieurs. Ensuite, à concevoir un mécanisme robotique avec ses articulations et ses liaisons pour fonctionner en parallèle avec tous les mouvements du membre de l'usager. Toutefois, à cause de la complexité de l'anatomie humaine, il est difficile de construite un modèle cinématique précise. Par conséquent, la plupart des robots de thérapie ont été simplifiés (dans la conception) pour répondre à certaines exigences.

Récemment, une nouvelle méthodologie de conception basée sur le biomimétisme est proposée. Le principe repose sur l'utilisation des analogues biologiques pour résoudre un problème technique. Baniqued et al., ont proposé une approche biomimétique dans la conception d'un exosquelette pour la thérapie du membre supérieur [148]. Dans cette étude, les auteurs se sont inspirés de la morphologie des os et la transmission de la force musculaire pour concevoir leur exosquelette.

2.2.2.4.1.2 Problèmes liés à l'actionnement

Le choix du principe d'actionnement est le principal défi associé à l'actionnement des robots de réadaptation.

Plusieurs options technologiques pour l'actionnement sont disponibles pour la conception des robots de réadaptation. Et chaque option vient avec ses problèmes. Par exemple, les actionneurs hydrauliques ont une meilleure puissance, mais ont un risque de sécurité due à la haute pression [141]. Le tableau 2.6 illustre les problèmes associés à quelques actionneurs.

Actionneurs	Avantages	Problèmes
Moteurs électriques DC	Réduit l'émission	Poids
(brushed, brushless)	électromagnétique lorsque	Couple limité

Tableau 2.6 Quelques problèmes associés aux actionneurs

	utilisés sous la forme de « Brushless DC Motor »	
Actionneurs Pneumatiques (Actionneurs pneumatiques, muscles pneumatiques)	Bonne densité de puissance	 Présente un risque de sécurité lié à la haute pression du circuit d'huile Pas toujours conforme à garantir la sécurité de l'utilisateur
Actionneurs élastiques série (SEA)	Faible bande passante dans le contrôle de position	Capacité de stocker et de restaurer de l'énergie

2.2.2.4.2 Défis associés à la promotion et à la popularisation des systèmes robotiques (portables en particulier)

Cette section présente les problèmes et les obstacles à la promotion, à la popularisation et à l'inclusion des robots de thérapie et d'assistance.

Actuellement, la portabilité, les coûts exorbitants et la maintenance sont les principaux obstacles à la popularisation des robots de réadaptation [131,149,150]. Les avancées technologiques peuvent aider à développer des systèmes plus légers et plus portables pour être utilisable à domicile. La problématique liée au coût est par contre influencée par les politiques publiques et les compagnies d'assurances.

Le manque d'outils d'évaluation quantitative efficace et claire pour évaluer l'efficacité des systèmes robotiques d'assistance représente un frein à leur adoption par les usagers. Cela est possiblement dû à la non-standardisation des méthodes d'évaluation de ces dispositifs robotiques

[151,152]. Le manque de cadre systématique pour l'évaluation limite l'accès aux exosquelettes, particulièrement chez les enfants [153].

L'un des obstacles majeurs rencontrés en thérapie assistée par les robots est la recherche de preuve dans la pratique clinique [154]. Pour cela, les robots doivent être de plus en plus transférés des laboratoires vers le marché et vers les applications réelles. Dans la littérature, l'effort pour améliorer l'évaluation quantitative de ces dispositifs repose sur le développement des bancs d'essai [155-157]. Ces derniers permettent non seulement l'évaluation et la comparaison, mais permettent aussi de définir des objectifs de recherche et développement, et des perspectives. Ce qui fait d'eux, d'importants supports de normalisation et de transfert efficace des robots vers le marché.

2.2.2.4.3 Défis liés au contrôle

En plus des défis liés à l'implémentation électromécanique (structure mécanique, actionnement, etc.), les robots de réadaptation rencontrent aussi des problèmes dans la conception d'un schéma de contrôle pour obtenir une assistance plus naturelle du mouvement. L'enjeu repose sur : (i) l'utilisation des signaux de contrôle neuronal et l'extraction d'intention [158]; (ii) l'interface entre les communautés robotique et clinique [159].

Puisque, ces systèmes robotiques sont en contact avec le corps, leur contrôle doit être aussi efficace que possible afin d'imiter au maximum le mouvement naturel. Cette considération rend la planification du mouvement de robots de réadaptation difficile.

Nous passons en revue, les différentes méthodes de planification des robots d'assistance du membre sup dans le chapitre 4.

2.3 Dynamique multicorps

La simulation numérique de la cinématique et la dynamique est apparue comme un outil puissant pour l'analyse et la conception des systèmes multicorps dans les domaines comme l'industrie automobile, l'aérospatiale, la robotique, la machinerie, la biomécanique et autres.

Bien que l'analyse multicorps et l'analyse par éléments finis soient les deux approches de simulations utilisées en biomécanique, elles sont différentes non seulement par leurs objectifs respectifs, mais aussi dans le mode de fonctionnement. L'analyse par éléments finis est un processus sans interaction (batch process) comparée à l'analyse multicorps qui utilise une analyse interactive donnant ainsi la possibilité de visualiser un ensemble de réponses successives du système multicorps et même d'obtenir une réponse en temps réel [160].

L'analyse par éléments finis est essentiellement bénéfique pour mieux comprendre les contraintes et déformations développées dans les tissus mous lors des chargements en condition statique. Tandis que l'application de la simulation multicorps est préconisée pour résoudre les problèmes de cinématiques et de dynamique, c'est-à-dire l'étude des interactions entre les mouvements du corps et les efforts internes ou appliqués par son environnement. L'analyse multicorps est généralement utilisée en biomécanique pour l'estimation des forces musculaires et les couples articulaires de manière non invasive comme dans [30].

En analyse dynamique multicorps, les systèmes sont modélisés soit comme des modèles multicorps rigides ou comme des modèles multicorps flexibles lorsque la flexibilité des corps est importante dans l'étude. En biomécanique, la modélisation multicorps flexible est moins utilisée, car elle est plus coûteuse et requiert l'identification de plusieurs paramètres.

La modélisation multicorps rigide traduit le système ostéoarticulaire du corps en un système mécanique articulé dont la complexité de sa structure dépendant de l'application visée. Ces modèles multicorps sont modélisés à l'aide d'un logiciel de simulation dynamique. Dans la littérature, il existe plusieurs logiciels de modélisations multicorps comme Adams, OpenSim, ROBOTRAN [161], Symbody [162], etc.

Dans cette thèse, le logiciel ROBOTRAN sera utilisé à cause de sa rapidité de calcul, de sa précision, de son accès facile et surtout parce qu'il permet de générer de manière symbolique les équations du mouvement [163,164].

2.3.1 Intérêts et applications cliniques de la modélisation multicorps pour l'analyse du mouvement humain

L'application de la modélisation multicorps pour l'analyse du mouvement humain est devenue de plus en plus populaire ces dernières décennies. L'analyse du mouvement humain est appliquée dans des domaines variés comme l'ergonomie, la réadaptation, l'orthopédie et même le sport. Dans le domaine médical, elle trouve son intérêt surtout en réadaptation et dans les produits orthopédiques.

L'analyse multicorps a été beaucoup utilisé pour étudier la biomécanique de la colonne vertébrale [165,166], qui permet de supporter le corps et de protéger la moelle épinière. Une bonne compréhension de la dynamique de la colonne vertébrale surtout du rachis cérébral, permet de prévenir ou d'améliorer le traitement des blessures spinales [166]. La modélisation multicorps s'intègre aussi de plus en plus dans le processus de prise de décision dans la conception optimale des produits orthopédiques comme les orthèses, les prothèses et les exosquelettes, etc. [17]. Hernandez et al., a proposé une revue sur l'utilisation de la modélisation multicorps pour optimiser

le design des exosquelettes [18]. L'analyse multicorps intervient aussi souvent dans le diagnostic via l'évaluation fonctionnelle du corps, notamment l'analyse de marche pour investiguer un aspect mécanique [167].

Les concepts de bases sur la modélisation des systèmes multicorps rigides et les méthodes de calcul de cinématique et dynamique articulaire pour les modèles multicorps du membre supérieur seront présentés dans les sections ci-après.

2.3.2 Modélisation multicorps du membre supérieur : approche de corps rigide

La modélisation des systèmes articulés comme le membre supérieur dans notre contexte repose sur des concepts et des hypothèses qui sont présentés dans cette section.

2.3.2.1 Généralités

Un système multicorps rigide est un assemblage de plusieurs corps rigides (aussi appelés éléments) connectés de manière imparfaite, ayant la possibilité de mouvement entre eux. Une liaison imparfaite entre deux éléments du système multicorps constitue une articulation ou une liaison cinématique [160]. Une articulation permet un certain nombre de degrés de liberté du mouvement relatif et restreint d'autres. Parfois, les éléments du système multicorps n'ont pas de contact direct entre eux, mais sont plutôt liés par des éléments de transmission de force comme des ressorts ou des amortisseurs.

2.3.2.2 Hypothèse des corps rigides

Les éléments ou corps rigides d'un système multicorps sont interconnectés suivant les concepts de filiation et de parenté, et constituent une structure articulée appelée la chaîne cinématique. On distingue 2 type de topologies de chaîne cinématique : topologie ouverte ou chaîne en boucle ouverte qui a une structure linéaire ou arborescente, topologie fermée ou chaîne en boucle fermée dont la structure contient une ou plusieurs cycles (Figure 2.7).

Tableau 2.7 Topologie du système type ouverte (a) ou fermée (b) [163]



De nos jours, les systèmes multicorps sont modélisés et analysés pour en comprendre afin d'améliorer le fonctionnement ou même leur conception. Dans le cadre de cette étude, le corps humain en général (le membre supérieur en particulier) représente le système, et nous étudions son mouvement puisque ce sont les prothèses et robots de réadaptation du membre supérieur qui nous intéressent.

Chaque segment du corps est constitué d'os et des tissus mous. Toutefois, dans la modélisation multicorps du corps humain, le membre supérieur est modélisé comme des segments rigides (c'està-dire comme des solides indéformables) reliés entre eux par des articulations modélisées à l'aide des liaisons mécaniques parfaites offrant jusqu'à 6 degrés de liberté (3 rotations et 3 translations). Cette représentation néglige les tissus mous et considère uniquement les os. Par conséquent, cette simplification est très courante dans de nombreuses études en biomécanique, mais s'applique lorsque les effets des tissus mous sont négligés. Cette hypothèse permet d'utiliser les concepts de mécanique des corps rigides pour étudier la cinématique et la dynamique du corps humain. Cette hypothèse simplificatrice de corps rigide sera utilisée dans ce travail.

2.3.2.3 Hypothèse sur l'acquisition cinématique du mouvement avec des marqueurs cutanés

Plusieurs systèmes de capture de mouvement sont utilisés pour la capture du mouvement du membre supérieur, parmi lesquels les systèmes optoélectroniques qui sont plus courants. D'autres systèmes sont aussi utilisés pour l'acquisition du mouvement à l'aide des marqueurs (les systèmes d'imagerie par résonnance magnétique, les systèmes d'ultrason) [168] [169].

En biomécanique, les systèmes optoélectroniques permettent l'acquisition du mouvement à partir des marqueurs cutanés apposés sur la peau [170] [171,172]. Cependant, la qualité de la cinématique acquise peut être affectée par deux types d'erreurs. Il s'agit de l'erreur expérimentale liée au système utilisé et des artéfacts des tissus mous dus à l'utilisation des marqueurs. Les méthodes de traitement de signal sont recommandées pour l'erreur expérimentale et l'International Society of Biomechanics (ISB) suggère l'utilisation de certains repères anatomiques osseux pour chaque segment pour pallier aux artéfacts des tissus mous [173] (voir Section 2.3.2.4 pour plus d'alternatives).

Dans le cadre de cette thèse, nous n'avions effectué aucune collecte de mouvement. Nous avons utilisé les données cinématiques du membre supérieur de 15 adultes sains collectées par notre équipe dans une autre étude [37]. Toutefois, ces données avaient été collectées et traitées avec des dispositions visant à réduire les sources d'erreurs.

2.3.2.4 Hypothèses sur la cinématique articulaire

Pour décrire la cinématique articulaire du corps humain, il est nécessaire de définir les paramètres cinématiques articulaires qui influencent sur la cinématique du mouvement. Il s'agit : des systèmes de coordonnées, des centres et les axes de rotation des articulations, des séquences de rotation.

2.3.2.4.1 Repères locaux et séquence de rotation

La cinématique articulaire est l'étude d'un point de vue géométrique du mouvement des articulations. Pour déterminer les mouvements articulaires, il est nécessaire de définir un système de coordonnées composé d'une origine et de trois axes X-Y-Z (normés et orthogonaux) autour desquels des rotations permettrons de décrire le mouvement.

Le mouvement d'un corps rigide peut être défini par rapport à un système de coordonnées global connu sous le nom de référentiel ou inertiel. Il peut aussi être défini par rapport à un système de

coordonnées attaché à un autre corps appelé système de coordonnées local ou repère local. Les repères locaux permettent donc de définir les mouvements relatifs entre deux solides dans la configuration de référence. Par exemple, le mouvement d'un segment distal par rapport au segment proximal d'une articulation donnée.

Le système de coordonnées peut être exprimé en coordonnées naturelles ou généralisées. En coordonnées généralisées, l'étude cinématique des mouvements d'un segment anatomique consiste à étudier le mouvement relatif entre un segment distal et un segment proximal [171]. La première étape pour l'étude cinématique d'un système multicorps consiste donc à affecter un repère local à chaque segment. Dans la littérature, deux principales méthodes de définition des repères locaux ont été proposées. Il s'agit des repères anatomiques dont les axes sont construits à l'aide des points anatomiques de référence identifiable sur les os (méthode recommandée par l'ISB), et les repères fonctionnels dont un axe est aligné par rapport à l'axe fonctionnel de l'articulation [174].

Le mouvement d'un corps rigide dans l'espace peut être décrit comme un vecteur décrivant la translation du corps. La rotation du corps doit également être décrite. Parmi les méthodes de calcul de la cinématique qui permettent de décrire la rotation d'un segment distal dans le système de coordonnées du segment proximal, on retrouve couramment les séquences d'angles autour d'axes « mobiles » [173,175], les matrices homogènes [176], les Quaternions [177] et les axes hélicoïdaux [178]. En biomécanique, les méthodes de calcul de la cinématique articulaire par les séquences d'angles d'Euler et de Cardan [179] est l'approche la plus utilisée selon les recommandations de l'International Society of Biomechanics (ISB). L'avantage des méthodes qui utilisent les angles de Cardan ou d'Euler repose sur le fait qu'elles permettent une description clinique du mouvement. Ces deux méthodes représentent l'orientation de l'articulation par une séquence de trois rotations successives autour des axes orthogonaux du repère du segment distal exprimés dans le repère du segment proximal. Ainsi, la matrice de rotation notée [R] représentant l'orientation d'un corps peut être décomposée par trois matrices de rotation élémentaires : la première matrice de rotation $[\mathbf{R}_{\mathbf{x}}]$ d'angle α , la deuxième matrice $[\mathbf{R}_y]$ d'angle $\boldsymbol{\beta}$ et la troisième $[\mathbf{R}_z]$ d'angle γ sont définies respectivement autour des axes X, Y et Z. La décomposition matricielle est définie par l'équation suivante :

Équation 2-1

$$R_{x} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & -\sin \alpha \\ 0 & \sin \alpha & \cos \alpha \end{bmatrix}, R_{y} = \begin{bmatrix} \cos \beta & 0 & \sin \beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \beta & 0 & \cos \beta \end{bmatrix}, R_{z} = \begin{bmatrix} \cos \gamma & -\sin \gamma & 0 \\ \sin \gamma & \cos \gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

La matrice de rotation résultante [**R**] dépend de la séquence de rotation choisie à cause de la noncommutativité du produit matriciel. Par exemple, pour les deux séquences de rotation X-Y-Z et X-Z-Y, nous avons respectivement deux matrices de rotation [**R**] et de [**R**'] complètement différentes.

$$[R] = [R_z]. [R_y]. [R_x] \neq [R'] = [R'_y]. [R'_z]. [R'_x]$$

Il existe plusieurs séquences de rotations élémentaires permettant de décrire le mouvement de rotation d'un solide par rapport à un autre. Et dépendamment de la séquence de rotation, on parle d'angle d'Euler ou de Cardan. Les angles de cardan sont plus utilisés pour décrire la cinématique des mouvements de rotation articulaires. Une étude a montré que la séquence de rotation est un facteur primordial dans la cinématique du membre supérieur [180] et un mauvais choix pourrait conduire à de graves erreurs [181]. Par conséquent, il est important pour tout modèle multicorps, de préciser la séquence de rotation de chaque articulation. L'ISB a donc fait des recommandations pour définir les séquences de rotation pour le membre supérieur. Cependant, des séquences de rotations différentes de celle suggérée par l'ISB ont été aussi proposées dans la littérature [180], dans le but d'éviter les singularités liées aux angles de Cardan.

Les recommandations de l'ISB ont été suggérées afin de standardiser les études et faciliter la comparaison. Toutefois, ces recommandations sont à prendre avec précautions, par conséquent, le choix de la séquence de rotations doit être approprié à l'anatomie et aux propriétés cinématiques de l'articulation étudiée.

2.3.2.4.2 Types de coordonnées généralisées

Les coordonnées généralisées constituent l'ensemble des variables permettant la configuration d'un système multicorps de façon claire [160]. On distingue 3 catégories de coordonnées généralisées : les coordonnées absolues, les coordonnées relatives et les coordonnées naturelles [160]. Chacun des trois types de coordonnées présente des avantages et inconvénients [182] et il n'y

a pas de consensus indiquant la méthode la plus pertinente pour la modélisation multicorps. Toutefois, l'utilisation des coordonnées relatives est plus répandue en biomécanique.

Dans le cadre de cette thèse, les coordonnées relatives seront utilisées comme tenue par la popularité de cette catégorie de coordonnées, et compte tenu du fait que c'est le type de coordonnées disponible dans le logiciel de modélisation ROBOTRAN qui sera utilisé. Ces coordonnées généralisées sont définies dans l'équation suivante :

Équation 2-2

$$\boldsymbol{q} = (\mathbf{q}_1, \dots, \mathbf{q}_n)^T$$

Avec n, le nombre de coordonnées généralisées du modèle multicorps.

2.3.2.4.3 Centres et axes de rotation

Tout comme les systèmes de coordonnées, les centres et axes de rotation sont des paramètres importants pour l'étude cinématique puisqu'ils permettent d'obtenir un axe fonctionnel de l'articulation pour la définition des repères fonctionnels. Cependant, du fait de la complexité des surfaces osseuses en contact pendant la rotation, les articulations ont des centres de rotation instantanés. Ce qui rend fastidieuse la quantification des paramètres cinématiques. Pour des raisons de simplification, les centres articulaires des modèles multicorps sont parfois supposés fixes. On distingue deux principales approches d'estimation des centres et axes de rotation : l'approche prédictive et l'approche fonctionnelle.

Les méthodes prédictives estiment la position du centre de rotation d'une articulation à partir des données anthropométriques, grâce à des équations empiriques obtenues par des méthodes de régressions linéaires [183] [184]. Ces paramètres sont obtenus à partir des repères anatomiques externes ou par palpation, ou à partir des radiographies des sujets. Bien que les méthodes prédictives soient faciles à utiliser, elles sont sensibles aux mesures anthropométriques et aux positions des marqueurs. De plus, les méthodes prédictives ou de régressions sont génériques contrairement aux méthodes fonctionnelles qui sont personnalisées à chaque individu.

Par conséquent, l'approche fonctionnelle est une approche alternative qui estime la position et l'orientation des centres et axes de rotation articulaires à partir des mouvements relatifs entre deux segments adjacents. Les mouvements utilisés dans cette approche pour l'estimation des axes et centres de rotation sont des mouvements purs (comme la flexion-extension, l'abduction-adduction) ou les mouvements complexes comme la circumduction.

Plusieurs méthodes fonctionnelles ont été proposées dans la littérature pour estimer les centres et axes de rotation. Dans une revue, ces méthodes ont été classifiées en trois catégories [185] : l'ajustement de sphère (Sphere Fit methods) basé sur la superposition de la trajectoire des marqueurs à des sphères, les méthodes de transformation unilatérale et les méthodes de transformations de latérales. Présentées comme la base de certaines études biomécaniques, les méthodologies d'ajustement ont été utilisées pour l'estimation des paramètres articulaires. Pour le membre supérieur par exemple, il a été utilisé pour le centre de rotation de l'articulation glénohumérale (GH) [186] et aussi dans [187] pour estimer la position et l'orientation de l'axe de rotation en flexion-extension des articulations de l'index et du centre de rotation du premier métacarpien dans [188]. Toutefois, les méthodologies d'ajustement de sphère souffrent du problème d'imprécision d'estimation du mouvement. Pour surmonter cette limite, Ehrig et al., ont ensuite proposé une nouvelle méthode fonctionnelle, l'estimation symétrique du centre de rotation appelé Symmetrical Center of Rotation (SCoRE) [185]. Cette méthode ne nécessite pas qu'un segment soit fixe, il faut juste que le centre de rotation soit constant par rapport aux deux segments. L'état de l'art montre que parmi les différentes méthodes fonctionnelles proposées dans la littérature, certaines permettent d'estimer la position d'un centre de rotation [185,188] tandis que d'autres permettent d'estimer la position et l'orientation d'un axe de rotation [187] [178]. Les méthodes de l'axe hélicoïdal [178], l'ajustement de sphères [189] et l'approche symétrique (Symmetrical Center of Rotation Estimation [185] et Symmetrical Axis of Rotation Approach appelé respectivement, SCoRE et SARA) permettent d'identifier le point commun selon lequel deux segments adjacents effectuent leurs rotations. Parmi elles, la méthode SCoRE s'est montrée plus intéressante au niveau de la précision. L'ISB suggère l'utilisation de la méthode d'axe hélicoïdal pour la localisation du centre et de l'axe de l'articulation GH, toutefois cette méthode est sensible aux faibles vitesses angulaires. Monnet et al., ont montré dans leur étude que pour l'estimation du centre articulaire GH, la méthode SCoRE était plus précise que les méthodes d'axe hélicoïdal et d'ajustement par sphère [190].

Pour résumer cette sous-section, la comparaison des deux approches d'estimation des axes et centres de rotation montre que l'utilisation des trajectoires des marqueurs permet une estimation

plus précise des paramètres cinématiques que dans l'approche prédictive qui utilise des relations empiriques sur les données anthropométriques. De plus, grâce à la personnalisation in vivo des centres et axes articulaires, les méthodes fonctionnelles appliquées au membre supérieur permettent de réduire le couplage cinématique dû au mouvement de peau [191,192].

Au cours de cette thèse, deux méthodes fonctionnelles ont été utilisées : SCoRE et SARA respectivement pour l'estimation du centre et de l'axe de rotation personnalisés.

2.3.2.4.4 Configuration de référence

La configuration de référence est un aspect important pour la construction du modèle multicorps, car elle définit la position à partie de laquelle les angles seront calculés. La configuration initiale peut être fournie par un modèle ou recalculée à partir d'une position choisie de façon arbitraire. Cependant, la façon de déterminer la configuration de référence influence sur l'alignement des repères locaux [193]. La définition de la configuration de référence par un modèle conduit à un alignement non physiologique des repères locaux contrairement à un alignement anatomique comme suggère l'ISB.

Il y a très peu d'informations sur la configuration de référence du membre supérieur. Néanmoins, une étude a suggéré pour l'avant-bras qu'une configuration de référence située à mi-chemin entre la flexion et l'extension, puis entre la pronation et la supination sera bénéfice [34].

2.3.2.5 Résolution de la cinématique inverse

Après avoir défini le modèle cinématique (en intégrant tous les paramètres importants décrits précédemment), la cinématique articulaire peut être enfin obtenue en reconstruisant le mouvement par le processus de cinématique inverse. La reconstruction du mouvement consiste à déterminer les coordonnées généralisées q au cours du temps, connaissant les coordonnées cartésiennes 3D d'un segment corporel obtenus expérimentalement à partir des marqueurs. La cinématique inverse basée sur les marqueurs est beaucoup plus compliquée que le problème de cinématique directe. Ce problème implique la résolution d'optimisation non linéaire.

Plusieurs approches sont utilisées pour résoudre la cinématique inverse d'un modèle multicorps. On distingue les approches directes [194], les approches locales [195] et les approches globales [196,197]. L'approche globale est la plus utilisée en biomécanique, car elle permet de diminuer l'artéfact causé par les mouvements de la peau. L'étude de Roux et al., a confirmé cet avantage dans l'analyse du membre supérieur. Les auteurs ont reporté une réduction significative des erreurs et de variabilité due au mouvement de la peau avec la méthode d'optimisation globale [26].

Les méthodes classiques essayent de résoudre le problème de cinématique en optimisant une fonction de coût qui est généralement un critère des moindres carrés ou des moindres carrés avancés [198,199]. À ce moment, le problème de cinématique inverse peut être décrit comme un problème d'optimisation non linéaire des moindres carrés résumé dans (Équation 2-3) :

Équation 2-3

$$\min_{q} \mathbf{f}(q) = \sum_{m=1}^{n_m} \| \mathbf{X}_{mod,m}(q) - \mathbf{X}_{exp,m} \|^2$$

Où le vecteur des coordonnées généralisées \mathbf{q} représente la variable recherchée pendant l'optimisation; m est l'indice du marqueur ($n_m = 29$). $\mathbf{f}(q)$ est la fonction objective résolue indépendamment à chaque instant; (**Xexp**, m) sont les coordonnées expérimentales obtenues à l'aide des marqueurs et (**Xmod**, m(q)), les coordonnées prédites par le modèle multicorps à l'aide de la cinématique directe ; l'équation 2-3 est soumise aux contraintes cinématiques $\mathbf{h}(q) = 0$ (sauf pour les modèles en boucle fermée dans lesquelles le problème d'optimisation est dit contraint, car soumis aux contraintes cinématiques (souples ou strictes).

Puisque l'optimisation cinématique globale a montré son avantage dans la réduction du problème d'artéfact dû aux mouvements de la peau, plusieurs méthodes numériques (ou algorithmes) d'optimisation cinématique globale ont été proposés à cet effet. Begon et al., ont fait une revue récente sur les méthodes numériques d'optimisation cinématique multicorps pour l'estimation cinématique des membres supérieurs et inférieurs [200]. Les auteurs ont classé ces méthodes en deux catégories. Parmi ces algorithmes, celles utilisées pour l'estimation cinématique du membre supérieur se groupent en 2 classes: l'approche pour la cinématique dérivant du modèle ou « Model-derived kinematics » [201] et l'approche des positions et/ou orientations dérivant du modèle

« model-derived positions and/or orientations ». Ces algorithmes réduisent le problème d'artéfacts avec une bonne précision, même si la capacité d'estimer la cinématique articulaire avec précision dépend à la fois du modèle (par exemple les contraintes, les paramètres géométriques) et de la méthode (par exemple la pondération, condition initiale, etc.).

2.3.3 Dynamique articulaire

L'analyse du mouvement humain pour la plupart des activités repose principalement sur l'utilisation des formulations multicorps appliquées comme outils cinématique ou dynamique. Cette section présente les hypothèses principales ainsi que les méthodes pour quantifier les efforts internes pendant le mouvement. Dans la suite, les équations d'un modèle multicorps pour la dynamique inverse et direct sont rappelées.

2.3.3.1 Dynamique inverse versus dynamique directe

En dynamique multicorps, il existe deux types de problèmes : la dynamique inverse et la dynamique directe.

Le problème de dynamique inverse qu'on peut exprimer par l'équation (2-4), consiste à déterminer les efforts articulaires \mathbf{Q} pour qu'un système évolue selon la trajectoire prescrite par les valeurs des coordonnées généralisées \mathbf{q} et de leurs dérivées premières $\dot{\mathbf{q}}$ et secondes $\ddot{\mathbf{q}}$. Le problème de dynamique directe (Équation 2-5) quant à elle consiste à déterminer les accélérations généralisées $\ddot{\mathbf{q}}$ quand le système est soumis à des efforts articulaires \mathbf{Q} dans une configuration dont les coordonnées généralisées \mathbf{q} et leurs dérivées ($\dot{\mathbf{q}}, \ddot{\mathbf{q}}$) sont connues.

Équation 2-4

$$\boldsymbol{Q} = \boldsymbol{Q}(\boldsymbol{q}, \dot{\boldsymbol{q}}, \ddot{\boldsymbol{q}})$$

Équation 2-4

$$\ddot{q} = \ddot{q}(q, \dot{q}, Q)$$

Dans les applications biomécaniques pour l'analyse du membre supérieur, le choix d'utiliser la dynamique inverse ou la dynamique directe dépend des préférences de l'utilisateur. Dans le cadre de cette thèse, l'analyse par dynamique inverse sera utilisée pour quantifier les couples articulaires des modèles multicorps de prothèses du membre supérieur, pendant les mouvements de flexion-extension et pronation-supination.

2.3.3.2 Résolution de la dynamique inverse

Les formalismes numériques ou symboliques peuvent être utilisés pour décrire les équations du mouvement d'un système multicorps [202]. Le formalisme symbolique est plus attractif à cause de ses avantages dont le principal est le gain en temps de calcul [163]. Il doit cet avantage à sa capacité à éviter des opérations inutiles qui pourraient impliquer des termes de valeurs nulles au cours de l'analyse [164]. Ce qui permet alors de gagner du temps lors de la phase de simulation. Ces formalismes peuvent être basés sur un principe virtuel, sur les équations de Lagrange ou encore sur les formalismes récursifs d'Euler-Newton [163,203]. Suivant le formalisme Newton-Euler, le logiciel de modélisation ROBOTRAN utilisé dans cette thèse, génère symboliquement les équations du mouvement d'un système multicorps [164].

L'équation de dynamique inverse d'un système multicorps à topologie ouverte est exprimée par la relation (équation 2-6). Cependant, lorsque le système multicorps contient une ou des boucles fermées, l'équation du mouvement (2-6) devient l'équation 2-7 dans laquelle les forces contraintes sont introduites via la technique des multiplicateurs de Lagrange; où le terme $J^T\lambda$ représentant les interactions généralisées additionnelles imposées au système pour répondre aux contraintes cinématiques associées aux boucles fermées.

Pour bien décrire un système multicorps en chaîne fermée ou à topologie fermée, l'équation du mouvement (2-7) doit être accompagnée d'un ensemble d'équations supplémentaires qui inclut les contraintes cinématiques h(q) = 0 (équation 2-8) ainsi que ses dérivées premières (équation 2-9) et secondes (équation 2-10) qui font intervenir la matrice jacobienne **J**. Les systèmes à topologie fermée sont dits contraints et les équations 2-7 et 2-8 constituent les équations du mouvement d'un tel système.

Équation 2-6

$$M(q,\delta)\ddot{q} + C(q,\dot{q},\delta,frc,trq,g) = Q(q,\dot{q})$$

Équation 2-7

$$M(q, \delta)\ddot{q} + C(q, \dot{q}, \delta, frc, trq, g) = Q(q, \dot{q}) + J^{T}\lambda$$

Équation 2-8

$$\mathbf{h}\left(\boldsymbol{q}\right)=0$$

Équation 2-9

$$\dot{\mathbf{h}}(\boldsymbol{q}, \dot{\boldsymbol{q}}) = \mathbf{J}(\boldsymbol{q}) \, \dot{\boldsymbol{q}} = 0$$

Équation 2-10

$$\ddot{\mathbf{h}}(\boldsymbol{q}, \dot{\boldsymbol{q}}, \ddot{\boldsymbol{q}}) = \mathbf{J}(\mathbf{q}) \, \ddot{\boldsymbol{q}} + \dot{\mathbf{J}}(\boldsymbol{q}, \dot{\boldsymbol{q}}) \, \dot{\boldsymbol{q}} = 0$$

où **M** est la matrice des inerties généralisées du système, **C** est le vecteur des effets non-linéaires dynamiques contenant les effets gyroscopiques, centrifuges, gravitationnels et des efforts externes, Q est le vecteur des efforts généralisés, $J(J = \frac{\delta h}{\delta q^T})$ est la matrice Jacobienne des contraintes cinématiques h(q), λ est le vecteur des multiplicateurs de Lagrange reliés aux contraintes cinématiques, g est la gravité, f*rc* et *trq* sont les efforts externes, et finalement δ représente les paramètres dynamiques du système multicorps.

L'ensemble des équations 2-7 à 2-10 nécessaire à l'étude du mouvement d'un système multicorps à topologie fermée sont automatiquement générés de manière symbolique par le logiciel Robotran (UCL) [163,164]. Par souci de clarté, il faut rappeler que la topologie d'un système en boucle fermée (c'est-à-dire un système soumis aux contraintes)) est définie dans ROBOTRAN [163,164] avec une structure arborescente. Cette dernière étant rétablie temporairement grâce à une procédure particulière qui consiste à couper un corps ou une articulation dans chaque boucle indépendante

[163,164]. Cependant, la procédure de coupure impose des contraintes géométriques (noté $h_{loop} = 0$) à satisfaire à tout instant pour assurer la fermeture de boucle. À côté de ces contraintes de boucles (h_{loop}), d'autres contraintes algébriques définies par l'utilisateur ($h_{user} = 0$) peuvent s'ajouter aux contraintes cinématiques h(q) = 0. L'ensemble des contraintes cinématiques peut donc s'écrire :

Équation 2-11

$$h(q) = (\frac{h_{loop}(q)}{h_{user}(q)}) = 0$$

Le logiciel Robotran dispose de 3 types de coupure : coupure d'un corps (6 contraintes), coupure d'une articulation sphérique (3 contraintes) et coupure d'une bielle (1 contrainte) [163,164]. Le 2^e type de coupure aussi appelé « cut of a ball joint » qui consiste à couper une articulation sphérique dans une boucle sera utilisé dans le cadre de cette thèse. Comme présente dans le système à topologie fermée utilisé dans le chapitre 6, l'articulation sphérique HR est remplacée par 3 contraintes cinématiques (voir Figure 6.2 (b)). Pour retrouver un système équivalent à l'original après la coupure, les contraintes géométriques imposées par l'articulation coupée sont vérifiées à tout instant à travers les équations 2-8 à 2-10, et les efforts internes originaux sont pris en compte via le terme $J^T \lambda$.

Le système d'équations algébriques différentielles 2-8 à 2-10 peut être résolu par plusieurs méthodes parmi lesquelles la méthode de réduction indicielle. Pour résoudre ce système d'équations, le logiciel Robotran le transforme en une forme purement différentielle grâce à la méthode de partitionnement des coordonnées.
CHAPITRE 3 OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES

3.1 Résumé de la problématique générale

Les appareils d'assistance robotisés du membre supérieur sont des moyens permettant d'améliorer la qualité de vie et de restaurer l'autonomie soit en remplaçant le membre, soit en facilitant la récupération de la fonction motrice par des robots de thérapie selon le contexte. Malgré les avancées majeures qu'a connues le domaine de la robotique d'assistance et de réadaptation ces dernières décennies, la qualité cinématique du mouvement reste un problème rencontré dans le développement des prothèses ainsi que des robots de réadaptation du membre supérieur. Dans le domaine prothétique par exemple, les brevets des prothèses du membre supérieur existants pour les enfants datent d'environ 40 ans. Par conséquent, ces prothèses sont encore trop robotiques donc les mouvements ne sont pas naturels et réalistes. Ces mouvements irréalistes peuvent compromettre le taux d'acceptation des prothèses auprès des usagers. De plus, il peut être difficile pour les personnes amputées d'éviter que leur handicap soit remarqué lorsque la prothèse est en mouvement. Par conséquent, des mouvements réalistes dans les prothèses pourrait améliorer l'estime de soi, le regard des autres et ainsi que le taux d'acceptation auprès des usagers et l'intégration sociale.

Pour que les personnes ayant subi une amputation (acquise ou congénitale) s'intègrent bien au quotidien, il ne faut pas que la prothèse bouge de manière robotique, sinon ce n'est pas très discret.

C'est également le cas avec les robots de réadaptation, particulièrement les systèmes portables (c.à-d. les exosquelettes) avec lesquels la qualité cinématique pendant la thérapie physique qui est importante pour la récupération motrice reste un défi. Le développement des robots pour la neuroréhabilitation rencontre des problèmes majeurs (tels que l'incompatibilité cinématique, la planification du mouvement) pouvant compromettre à la sécurité et au confort (effets biomécaniques, risques de blessures) des utilisateurs ainsi qu'aux capacités fonctionnelles du système. Pour offrir efficacement et de manière sécuritaire une thérapie assistée pour la récupération de la fonction motrice du membre supérieur aux personnes avec une invalidité (tels : conséquences post-AVC, blessures de la moelle épinière, faiblesse musculaire, et autres troubles neurologiques ou musculaires), il ne faut pas qu'il y ait incompatibilité cinématique entre le robot de réadaptation et l'usager. De plus, une trajectoire mal définie en thérapie physique expose l'utilisateur aux risques de blessure.

Par conséquent, le problème général est que les mouvements fournis par ces appareils robotiques pour l'assistance du membre supérieur ne sont pas assez réalistes c'est-à-dire qu'ils sont encore très différents du mouvement naturel. Ils ne sont pas assez fluides ou sont mal planifiés (trajectoire ou amplitudes).

Les problèmes spécifiques au problème général sont que :

- Il n'y a pas de consensus sur le choix du mécanisme approprié pour les prothèses du membre supérieur.
- La planification du mouvement dans les robots de réadaptation et d'assistance pour le membre supérieur est un sujet moins étudié.
- L'évaluation des systèmes robotiques d'assistance et de réadaptation est une préoccupation importante surtout pour les systèmes portables (les exosquelettes), et les méthodes d'évaluations actuelles ne sont pas standardisées.

3.2 Objectifs et hypothèses de recherche

3.2.1 Hypothèse de recherche

Au vu des informations présentées dans la revue de littérature, il est clair que le développement des prothèses du membre supérieur présente encore de nombreuses lacunes, notamment la qualité cinématique du mouvement. L'état de l'art rapporte la même problématique dans les robots de thérapie utilisée pour la réadaptation du membre supérieur.

Compte tenu de ces faits, nous pensons que :

HR : Le choix judicieux de la topologie du mécanisme d'une prothèse du membre supérieur peut contribuer à améliorer ses performances, notamment le réalisme des mouvements et l'autonomie énergétique de la prothèse.

3.2.2 Objectifs

Afin de vérifier l'hypothèse précédente, l'objectif principal et les objectifs spécifiques sont définis ci-dessous :

Objectif principal : Développer une solution d'aide à la conception d'appareils d'assistance robotisée du membre supérieur pour un mouvement réaliste et écoénergétique.

Sous-objectifs (SO) :

SO 1 : Identifier les méthodes et les défis associés à la planification du mouvement des systèmes robotiques d'assistance du membre supérieur.

SO 2 : Quantifier l'impact de la topologie des mécanismes prothétiques du membre supérieur sur le réalisme du mouvement et sur la consommation énergétique.

SO 3 : Développer un banc d'essai de mécanisme robotisé représentant le mouvement réaliste du membre supérieur.

La figure ci-dessous (Figure 3.1) illustre comment les objectifs spécifiques permettent d'atteindre l'objectif principal.



Figure 3.1 Les objectifs de la thèse

CHAPITRE 4 ARTICLE 1: MOTION PLANNING OF UPPER-LIMB EXOSKELETON ROBOTS: A REVIEW

La planification du mouvement des système robotiques d'assistance est un problème majeur associéau contrôlepuisqu'une trajectoire mal définie peut conduire à des mouvements non physiologiques et compromettre à la sécurité de l'usager.

Cette section sur les défis liés au contrôle est présentée sous un article qui a été publié dans le Special Issue "Advances in Robotics-Based Automation Systems" du Journal officiel de MDPI « Applied Sciences » en date du 20 octobre 2020. Ce journal est un pionnier de la publication savante en libre accès et soutient les communautés universitaires depuis 1996. Cet article a été coécrit par Clautilde Nguiadem, Maxime Raison et Sofiane Achiche. Motion Planning of Upper-Limb Exoskeleton Robots: A Review. (2020).

Appl. Sci. 2020, 10(21), 7626; https://doi.org/10.3390/app10217626

Abstract: (1) Background: Motion planning is an important part of exoskeleton control that improves the wearer's safety and comfort. However, its usage introduces the problem of trajectory planning. The objective of trajectory planning is to generate the reference input for the motioncontrol system. This review explores the methods of trajectory planning for exoskeleton control. In order to reduce the number of surveyed papers, this review focuses on the upper limbs, which require refined three-dimensional motion planning. (2) Methods: A systematic search covering the last 20 years was conducted in Ei Compendex, Inspect-IET, Web of Science, PubMed, ProQuest, and Science-Direct. The search strategy was to use and combine terms "trajectory planning", "upper limb", and "exoskeleton" as high-level keywords. "Trajectory planning" and "motion planning" were also combined with the following keywords: "rehabilitation", "humanlike motion", "upper extremity", "inverse kinematic", and "learning machine". (3) Results: A total of 67 relevant papers were discovered. Results were then classified into two main categories of methods to plan trajectory: (i) Approaches based on Cartesian motion planning, and inverse kinematics using polynomial-interpolation or optimization-based methods such as minimum-jerk, minimum-torquechange, and inertia-like models; and (ii) approaches based on "learning by demonstration" using machine-learning techniques such as supervised learning based on neural networks, and learning methods based on hidden Markov models, Gaussian mixture models, and dynamic motion primitives. (4) Conclusions: Various methods have been proposed to plan the trajectories for upperlimb exoskeleton robots, but most of them plan the trajectory online. The review approach is general and could be extended to lower limbs. Trajectory planning has the advantage of extending the applicability of therapy robots to home usage (assistive exoskeletons); it also makes it possible to mitigate the shortages of medical caregivers and therapists, and therapy costs. In this paper, we also discuss challenges associated with trajectory planning: kinematic redundancy and incompatibility, and the trajectory-optimization problem. Commonly, methods based on the computation of swivel angles and other methods rely on the relationship (e.g. coordinated or synergistic) between the degrees of freedom used to resolve kinematic redundancy for exoskeletons. Moreover, two general solutions, namely, the self-tracing configuration of the joint axis and the alignment-free configuration of the joint axis, which add the appropriate number of extra degrees of freedom to the mechanism, were employed to improve the kinematic incompatibility between human and exoskeleton. Future work will focus on online trajectory planning and optimal control. This will be done because very few online methods were found in the scope of this study.

Keywords: automatic systems; trajectory planning; exoskeleton; imitation learning; inverse kinematics; machine learning

4.1 Introduction

Developments in assistive robotic devices offer enormous prospects in medical fields, such as surgical, rehabilitation, and assistive robotics [1]. Many robotic devices, referred to as exoskeletons, have been developed for patient rehabilitation and physical assistance. Their efficacy has been proved in these fields. For instance, rehabilitation robots interact with humans and can be successfully employed in the early phase of recovery from stroke [2–5], but despite great progress, this introduces the trajectory-planning problem, which is fundamental and widely dealt with in robotics. Indeed, in any autonomous robotic system, trajectory planning is of crucial importance in moving the robot from its initial position to the desired position because it finds the desired

trajectory linking the two positions or configurations (start and goal). In robotic systems such as exoskeleton robots, the motion planner generates the desired trajectory, and the control algorithm ensures that the robot tracks this planned trajectory (see Figure 4.1). Consequently, trajectory planning is an essential tool for understanding and fine-tuning exoskeleton control. Because of the close physical interaction between exoskeletons and humans, the problem of planning suitable trajectories is more relevant for their usage in order to ensure user safety and comfort. Initially, exoskeletons were applied in rehabilitation for training rather than to help therapists to perform training on patients. Even if their effect was satisfactory, this method required the presence of the therapist [3,6]. Moreover, this approach restricted applications to clinical use. Currently, when using exoskeleton robots to assist rehabilitation therapy, the motion trajectory for training the user's limb movements first needs to be planned. With an appropriate trajectory-planning method, exoskeletons can operate in realistic environments, such as those of daily life [7]. Accordingly, proper trajectory planning is essential to the use of exoskeleton robots in home settings. Much work was done on trajectory planning for exoskeleton robots [8-15]. In this context, this paper deals with trajectory-planning problems, i.e., the computation of desired motion profiles for the actuation system of automatic machines. We explore methods of trajectory planning used in the literature for upper-limb exoskeleton robots. In robotics, trajectory planning can either be done in task space or in configuration space for exoskeletons [16]. When trajectory planning is done in task space, inverse kinematics is required to obtain joint motion. However, it is difficult to solve the inverse kinematics problem because there is an infinite number of solutions [17]. Attempts to resolve the inverse kinematics problem in robotics have used many approaches, including Jacobian [12], optimization, dimensionality-reduction, and learning-based methods [18]. In [19], a method based on optimization was proposed to implicitly resolve inverse kinematics. In addition, since exoskeleton control is done at the joint level, trajectory planning in joint space makes it possible to avoid the calculation of inverse kinematics. Most planning methods in joint space rely on learning human behavior and the transfer of human skills to the robot through demonstration. However, demonstrations in joint space are strongly time-dependent [16]. Although methods/algorithms based on dynamic time warping (DTW) exist to deal with the time-dependence problem (as in [14]), their accuracy is low when applied to approximate high dimensions. In addition to the above challenges, environmental changes related to activities-of-daily-life (ADL) task scenarios add difficulties in trajectory planning. Because of these challenges and the large number of papers in the field of exoskeleton control, this paper addresses the trajectory-planning problem. The purpose of this literature review is to explore trajectory-planning methods for exoskeleton control, especially for the upper limbs. We also identified challenges related to trajectory planning for upper-limb exoskeletons.



Figure 4.1 Trajectory planning based on Cartesian motion planners

4.2 Materials and Methods

A search ranging from 1999 to 2020 was conducted in Ei Compendex, Inspect-IET, Web of Science, PubMed, ProQuest, and Science Direct using the following search strategy. "Trajectory planning", "upper limb", and "exoskeleton" were used and combined as high-level keywords. Additionally, "trajectory planning" or "motion planning" was combined with the following keywords: "rehabilitation", "humanlike motion", "upper extremity", "inverse kinematic", and "learning machine". These keywords were selected after performing an initial search to ensure that there were no areas within this field that were excluded due to inadequate keyword selection. Abstracts and full texts were then collaboratively evaluated by the authors for direct relevance to the topic and scope of this study. A total of 67 papers were discovered.

Figure 4.2 shows that analytic expression-based (polynomial methods, sigmoid functions, Fourier series) and computational or optimization-based methods are the most prevalent methods used for the trajectory planning of upper-limb exoskeletons. The number of studies involving trajectory planning for exoskeleton robots has increased, especially over the last three years (Figure 4.3). Of the papers collected involving trajectory planning, 32.07% were from 2018 to 2020 and

were related to analytic expression-based and optimization-based methods. This evolution justifies the growing interest in this topic.



Figure 4.2 Trajectory-planning methods in the literature, 1999–2020



Figure 4.3 Papers retrieved from January 2009 to August 2020 for the two most common trajectory-planning methods

4.3 Review of Trajectory Planning

First, the trajectory-planning problem consists of finding a relationship between two elements belonging to the domains of space and time. Thus, the trajectory is usually expressed as a parametric function of time, providing the corresponding desired position at each moment. For exoskeletons, trajectory planning can either be carried out in task space or in joint space, depending on the control method. It can also be a point-to-point or predefined path. Inverse and forward kinematics are very important for moving from one space to another. Inverse kinematics consists of finding the Cartesian position of the end effector given the angular position of a joint. As illustrated in Figure 4.1, trajectory planning provides the desired trajectories of the end effector in task space or the desired joint angles in joint. We highlight the high stakes of inverse kinematics in the trajectory-planning problem. When planning in task space, the Cartesian trajectory is first transformed into a sequence of joint displacements through inverse kinematics (IK). Then, to complete the planning process, the motion profiles for each joint are generated by interpolation while considering a specific set of constraints (in accordance with the design requirements) [20] or

by approximation [21]. The common method of interpolation is by using third- or fifth-degree polynomials [9,12,22,23]. In concrete terms, the desired motion is defined by only assuming initial and final points or by also considering a set of intermediate via-points that must be properly interpolated. These polynomials make it possible to describe the trajectory between any two positions. For example, Li et al. [12], and Ghobadhi et al. [24] employed fifth-order polynomials for the trajectory planning of an upper-limb rehabilitation exoskeleton. There are many potential advantages to using B-spline as the interpolation function.

Similarly, when trajectories are planned in joint space, the joint positions obtained manually or by inverse kinematics are interpolated. Planning in joint space involves a higher computational cost because the transformation from Cartesian to joint-space coordinates takes place in real-time since control happens at the joint level. However, planning in joint space is faster. The difficulty of trajectory planning in task space is related to the resolution of the inverse kinematics problem. Depending on the control method and the space in which constraints are given, planning in each space is applicable. Several methods are available for planning the desired movement of upper-limb exoskeletons, and they can be classified into two main approaches.

4.3.1 Approaches Based on Cartesian Motion Planning

This approach is based on path planning (in task space) and the resolution of inverse kinematics (IK). Inverse kinematics is necessary to compute joint motion for exoskeletons. Cartesian coordinates (all points or knot points) are transformed into joint angles by using inverse kinematics. Inverse kinematics can be resolved using Jacobian-based methods [12], which exploit the available degrees of freedom (DOFs) of the robot's kinematic chain to achieve the desired end-effector pose. However, since the kinematic redundancy of the human arm allows for multiple arm configurations to complete the task in the three-dimensional workspace, it is difficult to obtain a nonunique solution for inverse kinematics in the human–robot workspace [25,26]. To overcome this difficulty, an alternative approach based on swivel-angle computation is often used [26,27]. In [25], the resolution of the redundancy through computation of the swivel angle made it possible to obtain unique solutions for the joint space. The application of trajectory planning based on path planning and inverse kinematics was presented in many studies [12,28,29]. In [28], the authors proposed a general kinematic model with Denavit–Hartenberg (DH) convention for the path

generation of upper-limb exoskeleton robots. Li et al. used the reverse coordinate method to complete the inverse kinematics solutions; they also proposed a new multicubic polynomial-interpolation method for planning joint trajectories [12].

The Cartesian trajectory is commonly obtained by kinematic analysis [30], the Jacobian equation, geodesic curves [27,31], DH convention, and other methods. Another way to define the Cartesian trajectory is by using motion models on the basis of the kind of task, such as circular motions [32] and periodic movements [33,34]. These motion models can be derived from the results of the trajectory transformation corresponding to each joint movement during an ADL task. Accordingly, Meng et al. proposed circular-arc trajectory planning for an upper-limb-exoskeleton rehabilitation robot [13]. For exoskeletons, once Cartesian trajectories and joint positions (through the inverse kinematics) are obtained, trajectory planning is completed in joint space using a polynomial-interpolation method. Although polynomial methods, of which so-called Bezier polynomials is the most popular, are a regular method for planning the desired trajectory of robotic systems, they require significant computing resources. For this reason, an alternative strategy based on the use of sigmoidal functions is proposed to construct reference trajectories [21]. However, such trajectories, which use mathematical expressions, are not exactly natural human trajectories since they are not related to the principles governing the control of human arm movements (such as optimization theory [35] and isochrony principle [32]). Thus, the trajectory can be planned in joint space by formulating a mathematical model of human motor behavior in order to plan the desired trajectories in a way similar to that of humans. Many mathematical models of human behavior, known as optimization-based methods, were proposed for humanlike motion planning [27,31,36–38]. These methods assume that human motions are generated by optimizing a known cost function. The most common of these models are the minimum-jerk [25,32,39], minimumtorque [40,41], inertia-like [31,42] and minimum-potential-energy [37] models. In [25], the spatial trajectory of the end effector was generated on the basis of a minimum-jerk model. A minimumjerk approach was also adopted in [24,39,43,44]. In [37], Li et al. exploited the minimization of potential energy. In the literature, the choice of the cost function to be optimized in typical approaches to generating human likeness in robotic motions is a hotly debated topic. In order to not have to choose a cost function, Averta et al. exploited functional principal-component analysis (fPCA) for humanlike motion planning [42]. Their method was to extract principal motion patterns from recorded data by using fPCA and optimize the weights of a reduced set of these components. fPCA is the functional equivalent of principal-component analysis (PCA) in the temporal domain, and Tang et al. confirmed that kinematic synergies (principal components) could be used for exoskeleton motion planning [45]. They also proved that different principal components contributed to the motion trajectory. Another computational approach based on motion primitives (principal components) was used in [46–50]. However, these typical computational methods used to generate humanlike motions in the literature are only appropriate for simple point-to-point movements with a limited range of motion because they assume a fixed shoulder. Consequently, they are not suitable for most ADLs, during which the center of the shoulder joint moves significantly. Faced with this drawback of the fixed shoulder assumption, Soltani-Zarrin et al. proposed a generation method of exoskeleton path that considers the effect of scapulohumeral rhythms. In this work, the authors adopted geodesic curves to generate the joint angular path [27]. Rather than planning the trajectory offline, which optimizes the trajectory to perform a specific task in a structured environment, Frisoli et al. proposed a method of bounded-jerk online trajectory planning [51]. In their planning method, the generation of upper-limb-exoskeleton trajectory paths relies on determining the immediate motion intention of the user through gaze exploitation. Moreover, their method not only permits online humanlike trajectories but also guarantees the synchronization of joints during multi-DOF movements. Another advantage of such online trajectory planning is its ability to adapt to changes in the environment [7].

4.3.2 Approaches Based on Learning by Demonstration (LbD)

Learning by demonstration (LbD), also known as programming by demonstration (PbD), is sometimes employed in robotic programming for complex and nonstrict motion trajectories [52]. LbD consists of two stages (Figure 4.4): (i) a learning phase that first acquires behavior data and encodes them through a learning model, and (ii) a reproduction phase that uses appropriate control models to reproduce similar behavior [15,53,54]. Planning based on LbD is an alternative approach to the traditional approach to path planning and IK illustrated in the previous section since it either makes it possible to avoid motion planning in Cartesian space (as in [11]), or it helps to find a unique inverse kinematics solution (as in [18]). However, this approach requires learning the target joint configuration. For upper-limb exoskeletons, the generation of reference trajectories is grounded in learning models, the most common of which are neural networks (NNs) [8,11,54],

hidden Markov models (HMM) [55], dynamic-motion-primitive (DMP) models [45], and Gaussian mixture models [14,56]. Concretely, the idea behind LbD is to extract an adequate control law from demonstrations of human motion during ADL tasks.

In the literature, many planning methods based on LbD were proposed for redundant and nonredundant exoskeleton robots [11,14,45,54-57]. These methods usually utilize machinelearning methods (supervised and reinforcement learning [58]) to learn the IK of exoskeletons robots. For tasks with little to no interaction with the environment, such as writing, the observation of human motion (demonstration) makes it possible to train a movement model that can replicate the task. LbD is also used for complex tasks involving interactions with the environment, where the robot learns using HMMs. In [11], a motion-planning method based on LbD was adopted to generate reference trajectories in joint space. The authors used an NN to learn motion features (DMP) and the robot's inverse kinematics. Indeed, depending on the task and object position, an NN trained through the Levenberg–Marquart supervised learning algorithm can provide distinctive features (DMP parameters) and target joint positions. These DMP parameters are then processed to provide the exoskeleton with reference joint trajectories. In [54], three trained artificial NNs (ANNs) were combined in the form of a closed-loop model that generated elbow angles similar to experimentally recorded trajectories. Garrido et al. adopted a planning approach based on LbD [55]. From human demonstrations, they generated the desired joint trajectory by using a learning method based on an HMM [55]. A supervised artificial neural network was employed in [18] to conduct the motion-trajectory models from a set of training patterns collected through a motion capture system. Other studies employing the proposed planning method based on LbD were [45,56], wherein a DMP and a Gaussian mixture model, respectively, were used to generate trajectory planning for reaching movements.



Figure 4.4 Adapted from [14]. Trajectory planning based on learning by demonstration. ADL: activities-of-daily-life; NN: neural network; ANN: artificial NN; HMM: hidden Markov model

4.4 Discussion

4.4.1 Challenges in Trajectory Planning of Exoskeleton Robots

Great advances in robotics have enabled the use of exoskeletons for functional movements with repeatability and intensity in rehabilitation and for assistive goals. In addition, with trajectory planning, their usage can be extended to home usage. Despite the advantages of these robotic devices, there are still challenges associated with their use. In this section, we discuss the challenges that make trajectory planning more difficult.

Due to the physical coupling between the human body and the exoskeleton, typical strategies for determining the desired trajectory to be tracked by the exoskeleton during complex

tasks consist of reproducing the movement of the human limb. However, it is difficult to accurately replicate human kinematics with robots because of the morphologic variability between individuals and the complexity of joint kinematics [59]. The differences between kinematic chains, referred to as "kinematic incompatibility", of human limbs and robots lead to hyperstaticity or overconstraint [60]. As a result, this can hinder the security and comfort of the user. In the literature, it was indicated that adding more DoFs into the configuration of an exoskeleton improves kinematic compatibility [61]. For this goal, there are two configurations—self-tracing and alignment-free exoskeletons of the joint axis (center)—that are exploited for upper-limb exoskeletons [62]. In the self-tracing configuration, an appropriate number of DoFs of active or passive joints are added in series into the main exoskeleton configuration. The alignment-free configuration consists of introducing an appropriate number of passive joints into the link between the exoskeleton and the user's upper limb. Both exoskeleton configurations present their own advantages and problems that are not addressed in this paper. With the aim of combining the benefits of both configurations, Li, Jianfeng et al. recently proposed a 4-DOF self-aligning mechanism for upper-limb exoskeletons [60]. Moreover, the kinematic redundancy of the human arm poses challenges with respect to jointspace trajectory planning for upper-limb exoskeletons. The essence of the issue here is the inverse kinematics problem, whose solution is complicated when the number of DoFs at the joint level exceeds one at the hand level. A review indicates that two approaches are typically exploited to resolve kinematic redundancy in exoskeletons [63]. In the first approach, angular excursions at the joint are minimized in some way. On the basis of this concept, some previous studies used methods based on the calculation of swivel angles [25,47]. The second approach relies on the relationship between the degrees of freedom. In addition to these limits, two main challenges were identified in trajectory planning for exoskeleton robots [7]. The first is trajectory optimization [7,10,64], also known as the optimal-control problem [64,65]; it is challenging to optimize a trajectory in order to suit a user's motion profile [66]. This difficulty results from user motion profiles being unique to the kinematics and dynamics of the wearer and to environmental settings. There are two approaches to solving the trajectory-optimization problem for exoskeletons, offline, and online trajectory optimization. In the online approach, there are two possibilities. The first is that optimization is run in the background, and the trajectory is periodically updated, leading to the low computational performance and poor reaction time of the trajectory planner. An alternative possibility consists of using a simplified model to accelerate calculation, but there is no guarantee of convergence since the definition of a trajectory-optimization problem entails the definition of the dynamic environment [64]. The second approach, offline trajectory optimization, makes it possible to overcome the computational cost and guarantees convergence. In the literature, there are (i) methods that use a function approximation through trajectory learning from a set of optimal trajectories, such as an optimal-control method that was used in [10]; and (ii) other methods of optimal control based on nonlinear programming, as proposed in [46,65] for optimal-control problems.

Lastly, the final challenge identified in [7] is associated with trajectory planning in an unstructured environment. Trajectory planning in an environment that is subject to changes is difficult because exoskeletons do not have complete information regarding their surroundings [7]. In such situations, the trajectory-planning method must be able to manage variability in the environment while preserving performance. In the literature, most trajectory-planning methods proposed for upper-limb exoskeletons rely on offline planning (Table B.3 of Appendix B and Table C.4 of Appendix C); this is the state of the art in trajectory planning. Moreover, in online trajectory planning for exoskeleton robots, the generation of trajectories relies on the immediate intentions of the user, and its extraction is carried out by sensors, the limits of which are well-known.

4.4.2 Methods Applied to the Currently Available Exoskeleton Robots

In robotic rehabilitation, exoskeletons have been developed to assist patients after stroke by moving their impaired limb through a predefined trajectory. Trajectory generation is a fundamental topic in the design of these robots because of the growing number of stroke patients. The usual approach with most exoskeletons is to use a prerecorded trajectory as a look-up table. There are some limitations to this method, including data storage limitations and poor tuning relating to the motion's parameters. According to the classification in Section 4.3, two motion planning approaches are used for current upper limb exoskeletons: the traditional approaches based on Cartesian motion planning and inverse kinematics and approaches based on learning by demonstration (LbD).

In the first approach (Table B.3 of Appendix B), cubic and polynomial methods are the most used in current exoskeletons. The limitation of these methods is that they require the calculation of too

many parameters (polynomial coefficients), and the generated trajectories are un-natural. An alternative is the optimization-based methods: (i) based on optimization of a cost function such as minimum-jerk, minimum-torque-change, and inertia-like models; (ii) based on the extraction of principal motion patterns like principal component analysis (PCA) (as in [45]) and functional PCA (fPCA) (as in [42]), which were used to derive kinematic synergies. Optimization-based methods usually involve hypotheses on the motion generation that limit the variability of the planned movement. These methods generate humanlike motions, but they are only appropriate for simple point-to-point movements with a limited range of motion. So, they are unsuitable when applied to complex tasks like those of activities-of-daily-life (ADLs).

To produce the greatest effect in robotic rehabilitation, exoskeleton robots require the online trajectory capacity to operate in a real environment. Trajectory planning methods in the first trajectory are unsuitable for unstructured environments like in the real world. This is why research groups have been interested in the second type of approach (Table C.4 of Appendix C), imitationlearning methods (LbD methods). These methods rely on trajectory learning, where robots learn human skills from demonstrations and later reproduce the movement through a trained model or a function approximation. Deconvolutional neural networks (DNN) (as in [10]), multilevel convolutional neural networks (as in [8]), and artificial neural networks (ANNs) (as in [18,54]) are used for function approximation; Gaussian mixture models (GMM) (as in [14,56]), hidden Markov models (HMM), and dynamic-motion-primitive (DMP) models (as in [11]) are used as models for upper-limb exoskeleton robots in the training phase. The training is achieved using expectationmaximization (EM) algorithms (as in [14,56]) and the Levenberg-Marquart algorithm (as in [11,54]). The LbD methods have the advantage of avoiding the calculation of the inverse kinematics. These methods have high computational costs, but this limit no longer exists once the learning phase is complete. However, demonstrations in joint space are strongly time-dependent. This issue is considered in the literature using methods based on dynamic time warping (DTW), which destroys the accuracy of the generated trajectories. Garrido et al. used Lloyd's algorithm to encode input signals and a modified HMM to more accurately plan trajectories in joint space. Although the study has not been tested on patients, we think that this method of generating the desired trajectory in joint space should be explored. Our opinion is motivated by two reasons: firstly, because there are few works in joint space; secondly, because trajectory learning is still unexplored for exoskeleton robots in comparison to policy learning.

The studies presented in this review are summarized in Table B.3 of Appendix B and Table C.4 of Appendix C. The last column of these tables indicates if the proposed methods have been tested on humans (patients or healthy subjects) and, if so, the number of patients. From the results presented in these columns, we observed that 45.4% of these studies conducted testing only by numerical simulations, 31.8% performed testing on healthy subjects, and only 9% on patients (Table 4.1). The tests have been performed on patients in two studies [11,43]. Considering the presented studies, only a few robotic devices for upper limb rehabilitation have been tested in the clinical environment, likely due to the lack of standardized data measurement and evaluation procedure, since verifying their efficacy is a critical issue related to robotic therapy. In addition, these tests were performed on a small number of subjects (maximum of four subjects). Consequently, we report only two kinds of problems encountered during the clinical tests: (i) control problems: test provided low accuracy, which could limit the application capacity and low accuracy [43].

Studies Tested on Heathy Subjects	Studies Tested on Patients	Untested on Human Beings	Others	Effective
7	2	10	3	22
31.8%	9%	45.4%	13.6%	

Table 4.1 Kind of tests performed by presented studies

From a rehabilitation point of view, the efficacy and reliability are still clinically unproven, so we hope that researchers will focus on advancing rehabilitation robotics from technical laboratories to clinics. This would help increase the use of robotic devices in rehabilitation therapy. Moreover, careful attention needs to be paid to clinical tests and the effectiveness of diagnosed stroke patients because clinicians will be interested in devices with proven efficacy.

4.4.3 Clinical Needs in Robotic Rehabilitation of Upper Limbs

Besides the efficacy/effectiveness aspect [67] mentioned in Section 4.4.2 in this first journal revue, other needs of the clinical practice should be considered by the researchers when designing rehabilitation robots. These clinical needs can be grouped into four aspects [68]:

(1) Psychological: The patient should not be afraid of robotic rehabilitation devices. They should not replace the therapist but make their job easier.

(2) Medical: The robot should be adaptable to the human limb in terms of segment lengths, range of motion, and degrees of freedom (DoFs) [68,69]. To adapt the robot to different human bodies (sizes and weights), the segments of exoskeletons should be adjustable. A robot with a high degree of freedom (DoF) offer a wide variety of movements with many anatomical joint axes [68]. Modularity would be welcome in the medical aspects because the modular prototype, as the one previously proposed [12], can offer single-joint rehabilitation training, as well as multi-joint composite training. This feature increases the flexibility of exoskeleton robot applications in rehabilitation [70].

(3) Ergonomic: The design of an upper limb exoskeleton robot must allow some additional space for the patient.

(4) Control: The robot should be back-drivable. The weight of the robot should not be felt by the patient, and they should be able to move the robotic device. Assist-as-needed control is the most common approach used in robotic rehabilitation devices [25,56,71]. This method allows the patients to initiate the movement on their own and to be partially assisted when they start regaining their lost motor function (active therapy) [70,72]. The need here is control sharing, which is the ability to control the forces applied by the robot [68]. A previously proposed prototype [43] is back-drivable (instrumented compliance). There are two kinds of back-drivability [73], the most advantageous of which, mechanical back-drivability, is strongly dependent on the transmission mechanism of the exoskeleton [73]. Consequently, back-drivability is an important clinical need that must be considered by researchers.

The spasticity measurement is a potential clinical need because spasticity is the most common symptoms of stroke patients [74].

4.5 Conclusion

Trajectory planning is an important part of the control of intelligent robotic systems such as exoskeleton robots. It has been proven in the literature that trajectory planning helps to better control the movement of exoskeleton joints and improve the ADLs of stroke patients, helping them return to society and their occupation. This review explores the methods of trajectory planning for exoskeleton control, especially at the upper limbs. From 67 relevant papers found in the literature, we categorized trajectory-planning methods into two main approaches:

1. Approaches based on Cartesian motion planning and inverse kinematics using polynomialinterpolation or computational methods such as minimum-jerk, minimum-torque-change, and inertia-likemodels.

2. Approaches based on learning by demonstration (LbD) using learning models such as neural networks (NNs), HMMs, Gaussian mixture models, and DMP models.

As shown in this review, each method has its limitations. In the first approach, generated trajectories by methods based on polynomial trajectories are not natural. Moreover, optimization-based methods that rely on humanlike motions are only appropriate for simple point-to-point movements with a limited range of motion. They are not suitable when applied to complex tasks like those of ADLs. Second, imitation-learning methods have high computational costs.

In this paper, we also discussed challenges associated with trajectory planning: kinematic redundancy and incompatibility, and the trajectory-optimization problem. For upper-limb exoskeletons, methods based on the computation of swivel angles and other approaches commonly rely on the relationship (e.g., coordinated or synergistic) between degrees of freedom to resolve kinematic redundancy for exoskeletons. Moreover, two general solutions, namely, the self-tracing and alignment-free configurations of the joint axis, which add the appropriate number of extra degrees of freedom to the mechanism, are employed to improve kinematic incompatibility between humans and exoskeletons.

Although online trajectory planning can be adapted to manage the variability of the environment, very few of the proposed methods for planning trajectories in upper-limb exoskeletons generate offline trajectories. Future work will focus on online trajectory planning and optimal control because very few online methods were found during this study. In future works, tests should be completed on more patients. In any study on exoskeleton robots, we recommend considering the clinical needs presented in this review.

Author Contributions: Conceptualization, C.N. and S.A.; research and original draft preparation, C.N.; review, editing and revised draft preparation, C.N. and M.R.; supervision M.R. and S.A. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This research received no external funding.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflict of interest.

Abbreviations

ADL activ	ities-of-daily-life		
ANN artif	artificial neural network		
DH Dena	wit-Hartenberg		
DMP	dynamic motion primitives		
DNN	deconvolutional neural network		
DoF(s)	degree(s) of freedom		
DTW	dynamic time warping		
(fPCs)	functional principal-components		
fPCA	functional principal-components analysis		
GMM	Gaussian mixture model		
GMR	Gaussian mixture regression		
HMM	hidden Markov model		
IK	inverse kinematics		
LbD	learning by demonstration		
NN	neural network		

PCA principal-components analysis

PbD programming by demonstration

4.6 References

 Boubaker, O. Chapter 7 - Medical robotics. In Control Theory in Biomedical Engineering, Boubaker, O., Ed. Academic Press: 2020; https://doi.org/10.1016/B978-0-12-821350-6.00007-Xpp. 153-204.

2. Bertani, R.; Melegari, C.; De Cola, M.C.; Bramanti, A.; Bramanti, P.; Calabrò, R.S. Effects of robot-assisted upper limb rehabilitation in stroke patients: a systematic review with metaanalysis. Neurological sciences : official journal of the Italian Neurological Society and of the Italian Society of Clinical Neurophysiology 2017, 38, 1561-1569, doi:10.1007/s10072-017-2995-5.

3. Zengin-Metli, D.; Özbudak-Demir, S.; Eraktaş, İ.; Binay-Safer, V.; Ekiz, T. Effects of robot assistive upper extremity rehabilitation on motor and cognitive recovery, the quality of life, and activities of daily living in stroke patients. Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation 2018, 31, 1059-1064.

4. Mehrholz, J.; Pohl, M.; Kugler, J.; Elsner, B. The Improvement of Walking Ability Following Stroke. Deutsches Arzteblatt international 2018, 115, 639-645, doi:10.3238/arztebl.2018.0639.

5. Daunoraviciene, K.; Adomaviciene, A.; Grigonyte, A.; Griškevičius, J.; Juocevicius, A. Effects of robot-assisted training on upper limb functional recovery during the rehabilitation of poststroke patients. Technology and health care : official journal of the European Society for Engineering and Medicine 2018, 26, 533-542, doi:10.3233/thc-182500.

6. Gupta, A.; Singh, A.; Verma, V.; Mondal, A.K.; Gupta, M.K. Developments and clinical evaluations of robotic exoskeleton technology for human upper-limb rehabilitation. Advanced Robotics 2020, 1-18.

7. Miskon, M.F.B.; Yusof, M.B.A.J. Review of trajectory generation of exoskeleton robots. In Proceedings of 2014 IEEE international symposium on robotics and manufacturing automation (ROMA); pp. 12-17.

8. Tao, T.; Yang, X.; Xu, J.; Wang, W.; Zhang, S.; Li, M.; Xu, G. Trajectory Planning of Upper Limb Rehabilitation Robot Based on Human Pose Estimation. In Proceedings of 2020 17th International Conference on Ubiquitous Robots (UR); pp. 333-338.

9. Ali, S.A.; Annuar, K.A.M.; Miskon, M.F. Trajectory planning for exoskeleton robot by using cubic and quintic polynomial equation. International Journal of Applied Engineering Research 2016, 11, 7943-7946.

10. Duburcq, A.; Chevaleyre, Y.; Bredech, N.; Boéris, G. Online trajectory planning through combined trajectory optimization and function approximation: Application to the exoskeleton Atalante. arXiv preprint arXiv:1910.00514 2019.

11. Lauretti, C.; Cordella, F.; Ciancio, A.L.; Trigili, E.; Catalan, J.M.; Badesa, F.J.; Crea, S.; Pagliara, S.M.; Sterzi, S.; Vitiello, N. Learning by demonstration for motion planning of upperlimb exoskeletons. Frontiers in neurorobotics 2018, 12, 5.

12. Li, G.; Fang, Q.; Xu, T.; Zhao, J.; Cai, H.; Zhu, Y. Inverse kinematic analysis and trajectory planning of a modular upper limb rehabilitation exoskeleton. Technology and Health Care 2019, 27, 123-132, doi:10.3233/THC-199012.

13. Meng, Q.; Shao, H.; Wang, L.; Yu, H. Task-Based Trajectory Planning for an Exoskeleton Upper Limb Rehabilitation Robot. In Proceedings of International Conference on Man-Machine-Environment System Engineering; pp. 141-149.

14. Sabbaghi, E.; Bahrami, M.; Ghidary, S.S.; Ieee. Learning of Gestures by Imitation using a Monocular Vision System on a Humanoid Robot. In 2014 Second Rsi/Ism International Conference on Robotics and Mechatronics, Ieee: New York, 2014; pp. 588-594.

15. Liu, N.; Liu, Z.; Cui, L. A Modified Cartesian Space DMPs Model for Robot Motion Generation. In Proceedings of International Conference on Intelligent Robotics and Applications; pp. 76-85.

16. Yu, W. Chapter 1 - Preliminaries. In PID Control with Intelligent Compensation for Exoskeleton Robots, Yu, W., Ed. Academic Press: 2018; https://doi.org/10.1016/B978-0-12-813380-4.00001-3pp. 1-12.

17. Yu, W. Chapter 8 - PID Admittance Control in Task Space. In PID Control with Intelligent Compensation for Exoskeleton Robots, Yu, W., Ed. Academic Press: 2018; https://doi.org/10.1016/B978-0-12-813380-4.00008-6pp. 139-158.

18. Chung, J.-C.; Huang, C.-H.; Chou, H.-C.; Kuo, C.-H. Trajectory Planning of a Redundant Manipulator from Investigations of Upper Limb Motions of Human Beings. IFAC Proceedings Volumes 2012, 45, 538-543.

19. Laitenberger, M.; Raison, M.; Perie, D.; Begon, M. Refinement of the upper limb joint kinematics and dynamics using a subject-specific closed-loop forearm model. Multibody System Dynamics 2014, 33, doi:10.1007/s11044-014-9421-z.

20. Mao, Y.; Agrawal, S.K.; Ieee. Wearable Cable-driven Upper Arm Exoskeleton - Motion with Transmitted Joint Force and Moment Minimization. In 2010 Ieee International Conference on Robotics and Automation, Ieee: New York, 2010; 10.1109/robot.2010.5509823pp. 4334-4339.

21. Ballesteros-Escamilla, M.; Cruz-Ortiz, D.; Salgado, I.; Chairez, I. Hybrid position/force output feedback second-order sliding mode control for a prototype of an active orthosis used in back-assisted mobilization. Medical & biological engineering & computing 2019, 57, 1843-1860.

22. Wang, H.; Xu, H.; Tian, Y.; Tang, H. α-Variable adaptive model free control of iReHave upper-limb exoskeleton. Advances in Engineering Software 2020, 148, 102872, doi:https://doi.org/10.1016/j.advengsoft.2020.102872.

23. Cohen, A.; Or, Y. Modeling the dynamics and control of rehabilitative exoskeleton with robotic crutches. International Journal of Advanced Robotic Systems 2018, 15, 1729881418761137.

24. Ghobadi, M.; Sosnoff, J.; Kesavadas, T.; Esfahani, E.T. Using Mini Minimum Jerk Model for Human Activity Classification in Home-Based Monitoring. In Proceedings of the Ieee/Ras-Embs International Conference on Rehabilitation Robotics, Yu, H.Y., Braun, D., Campolo, D., Eds. Ieee: New York, 2015; pp. 909-912. 25. Wang, C.; Peng, L.; Hou, Z.G.; Li, J.; Luo, L.; Chen, S.; Wang, W. Kinematic Redundancy Analysis during Goal-Directed Motion for Trajectory Planning of an Upper-Limb Exoskeleton Robot. Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference 2019, 2019, 5251-5255, doi:10.1109/embc.2019.8857716.

26. Kim, H.; Miller, L.M.; Byl, N.; Abrams, G.M.; Rosen, J. Redundancy resolution of the human arm and an upper limb exoskeleton. IEEE transactions on bio-medical engineering 2012, 59, 1770-1779, doi:10.1109/tbme.2012.2194489.

27. Soltani-Zarrin, R.; Zeiaee, A.; Langari, R.; Robson, N. Reference path generation for upperarm exoskeletons considering scapulohumeral rhythms. In Proceedings of 2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR); pp. 753-758.

28. Xie, Q.; Deng, Z.; Yu, H.; Meng, Q. A General Kinematics Model for Trajectory Planning of Upper Limb Exoskeleton Robots. In Proceedings of Intelligent Robotics and Applications: 12th International Conference, ICIRA 2019, Shenyang, China, August 8-11, 2019, Proceedings; p. 63.

29. Guo, X.D.; Wang, Y.; Tong, H.T. POSE CONTROL OF END-EFFECTOR OF 6-DOFs EXOSKELETON ARM FOR FUNCTIONAL REHABILITATION; World Scientific Publ Co Pte Ltd: Singapore, 2016; pp. 1105-1113.

30. Głowiński, S.; Krzyżyński, T.; Pecolt, S.; Maciejewski, I. Design of motion trajectory of an arm exoskeleton. Archive of Applied Mechanics 2015, 85, 75-87.

31. Friedman, J.; Flash, T. Trajectory of the index finger during grasping. Experimental brain research 2009, 196, 497-509.

32. Flash, T.; Meirovitch, Y.; Barliya, A. Models of human movement: Trajectory planning and inverse kinematics studies. Robotics and Autonomous Systems 2013, 61, 330-339.

33. Ronsse, R.; Lenzi, T.; Vitiello, N.; Koopman, B.; van Asseldonk, E.; De Rossi, S.M.; van den Kieboom, J.; van der Kooij, H.; Carrozza, M.C.; Ijspeert, A.J. Oscillator-based assistance of cyclical movements: model-based and model-free approaches. Med Biol Eng Comput 2011, 49, 1173-1185, doi:10.1007/s11517-011-0816-1.

34. Meng, Q.Y.; Tan, S.L.; Yu, H.L.; Meng, Q.L.; Fang, Y.F. Trajectory planning and realizing of an exoskeleton device for hand rehabilitation based on sEMG control. In Proceedings of Applied Mechanics and Materials; pp. 1015-1020.

35. Hogan, N.; Winters, J.M. Principles underlying movement organization: upper limb. In Multiple muscle systems, Springer: 1990; pp. 182-194.

Biess, A.; Nagurka, M.; Flash, T. Simulating discrete and rhythmic multi-joint human arm movements by optimization of nonlinear performance indices. Biological cybernetics 2006, 95, 31-53.

37. Li, Z.; Zuo, W.; Li, S. Zeroing dynamics method for motion control of industrial upperlimb exoskeleton system with minimal potential energy modulation. Measurement 2020, 163, 107964, doi:https://doi.org/10.1016/j.measurement.2020.107964.

38. Rahman, M.M.; Choudhury, T.T.; Sidek, S.N.; Awang, A. Mathematical modeling and trajectory planning of hand finger movements. In Proceedings of 2014 First Conference on Systems Informatics, Modelling and Simulation; pp. 43-47.

39. Secco, E.L.; Visioli, A.; Magenes, G. Minimum jerk motion planning for a prosthetic finger. Journal of Robotic Systems 2004, 21, 361-368.

40. Zadravec, M.; Matjacic, Z. Development of optimization-based simulation tool for trajectory planning in planar arm reaching after stroke. In 2012 4th Ieee Ras & Embs International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, Desai, J.P., Jay, L.P.S., Zollo, L., Eds. Ieee: New York, 2012; pp. 1446-1450.

41. Zadravec, M.; Matjacic, Z. Planar arm movement trajectory formation: An optimization based simulation study. Biocybern. Biomed. Eng. 2013, 33, 106-117, doi:10.1016/j.bbe.2013.03.006.

42. Averta, G.; Della Santina, C.; Valenza, G.; Bicchi, A.; Bianchi, M. Exploiting upper-limb functional principal components for human-like motion generation of anthropomorphic robots. Journal of neuroengineering and rehabilitation 2020, 17, 63, doi:10.1186/s12984-020-00680-8.

43. Enya, T.; Yamane, M.; Nakamura, H.; Aoki, T.; Nishimoto, Y.; Yano, K.i. Upper limb flexion assistance based on minimum-jerk trajectory using wearable motion-assist robot. IFAC Proceedings Volumes 2011, 44, 5962-5967.

44. Pattacini, U.; Nori, F.; Natale, L.; Metta, G.; Sandini, G. An experimental evaluation of a novel minimum-jerk cartesian controller for humanoid robots. In Proceedings of 2010 IEEE/RSJ international conference on intelligent robots and systems; pp. 1668-1674.

45. Tang, S.; Chen, L.; Barsotti, M.; Hu, L.; Li, Y.; Wu, X.; Bai, L.; Frisoli, A.; Hou, W. Kinematic Synergy of Multi-DoF Movement in Upper Limb and Its Application for Rehabilitation Exoskeleton Motion Planning. Frontiers in Neurorobotics 2019, 13, doi:10.3389/fnbot.2019.00099.

46. Taïx, M.; Tran, M.T.; Souères, P.; Guigon, E. Generating human-like reaching movements with a humanoid robot: A computational approach. Journal of Computational Science 2013, 4, 269-284.

47. Liu, K.; Xiong, C.-H.; He, L.; Chen, W.-B.; Huang, X.-L. Postural synergy based design of exoskeleton robot replicating human arm reaching movements. Robotics and Autonomous Systems 2018, 99, 84-96.

48. Vallery, H.; Van Asseldonk, E.H.; Buss, M.; Van Der Kooij, H. Reference trajectory generation for rehabilitation robots: complementary limb motion estimation. IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering 2008, 17, 23-30.

49. Gong, S.Q.; Zhao, J.; Zhang, Z.Q.; Xie, B.Y. Task motion planning for anthropomorphic arms based on human arm movement primitives. Ind. Robot. 10.1108/ir-12-2019-0261, 13, doi:10.1108/ir-12-2019-0261.

50. Santello, M.; Bianchi, M.; Gabiccini, M.; Ricciardi, E.; Salvietti, G.; Prattichizzo, D.; Ernst, M.; Moscatelli, A.; Jörntell, H.; Kappers, A.M. Hand synergies: Integration of robotics and neuroscience for understanding the control of biological and artificial hands. Physics of life reviews 2016, 17, 1-23.

51. Frisoli, A.; Loconsole, C.; Bartalucci, R.; Bergamasco, M. A new bounded jerk on-line trajectory planning for mimicking human movements in robot-aided neurorehabilitation. Robotics and Autonomous Systems 2013, 61, 404-415.

52. Shahbazi, H.; Parandeh, R.; Jamshidi, K. Implementation of imitation learning using natural learner central pattern generator neural networks. Neural Networks 2016, 83, 94-108.

53. Billard, A. Learning motor skills by imitation: A biologically inspired robotic model. Cybern. Syst. 2001, 32, 155-193, doi:10.1080/019697201300001849.

54. Naghibi, S.S.; Fallah, A.; Maleki, A.; Ghassemi, F. Elbow angle generation during activities of daily living using a submovement prediction model. Biological Cybernetics 2020, 114, 389-402, doi:10.1007/s00422-020-00834-w.

55. Garrido, J.; Yu, W.; Li, X. Robot trajectory generation using modified hidden Markov model and Lloyd's algorithm in joint space. Engineering Applications of Artificial Intelligence 2016, 53, 32-40.

56. Deng, M.D.; Li, Z.J.; Kang, Y.; Chen, C.L.P.; Chu, X.L. A Learning-Based Hierarchical Control Scheme for an Exoskeleton Robot in Human-Robot Cooperative Manipulation. IEEE T. Cybern. 2020, 50, 112-125, doi:10.1109/tcyb.2018.2864784.

57. Wasielica, M.; Wasik, M.; Kasinski, A.; Skrzypczynski, P.; Ieee. Interactive Programming of a Mechatronic System: A Small Humanoid Robot Example. In 2013 Ieee/Asme International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics, Ieee: New York, 2013; pp. 459-464.

58. Vasan, G.; Pilarski, P.M. Learning from Demonstration: Teaching a Myoelectric Prosthesis with an Intact Limb via Reinforcement Learning. In 2017 International Conference on Rehabilitation Robotics, Amirabdollahian, F., Burdet, E., Masia, L., Eds. Ieee: New York, 2017; pp. 1457-1464.

59. Hernandez, S.; Raison, M.; Baron, L.; Achiche, S. Refinement of exoskeleton design using multibody modeling: an overview. In Proceedings of CCToMM Mechanisms, Machines, and Mechatronics Symposium; p. 110.

60. Li, J.; Cao, Q.; Zhang, C.; Tao, C.; Ji, R. Position solution of a novel four-DOFs selfaligning exoskeleton mechanism for upper limb rehabilitation. Mechanism and Machine Theory 2019, 141, 14-39.

61. Li, J.; Li, S.; Zhang, L.; Tao, C.; Ji, R. Position solution and kinematic interference analysis of a novel parallel hip-assistive mechanism. Mechanism and Machine Theory 2018, 120, 265-287, doi:https://doi.org/10.1016/j.mechmachtheory.2017.10.002.

62. Lu, J.; Chen, W.; Tomizuka, M. Kinematic design and analysis of a 6-DOF upper limb exoskeleton model for a brain-machine interface study. IFAC Proceedings Volumes 2013, 46, 293-300.

Hasan, Z.; Thomas, J. Kinematic redundancy. In Progress in brain research, Elsevier: 1999;
Vol. 123, pp. 379-387.

64. Betts, J.T. Survey of numerical methods for trajectory optimization. Journal of guidance, control, and dynamics 1998, 21, 193-207.

65. Geoffroy, P.; Mansard, N.; Raison, M.; Achiche, S.; Todorov, E. From inverse kinematics to optimal control. In Advances in Robot Kinematics, Springer: 2014; pp. 409-418.

66. Cao, H.X.; Sun, S.Q.; Zhang, K.J.; Tang, Z.C. Visualized trajectory planning of flexible redundant robotic arm using a novel hybrid algorithm. Optik 2016, 127, 9974-9983, doi:10.1016/j.ijleo.2016.07.078.

67. Maciejasz, P.; Eschweiler, J.; Gerlach-Hahn, K.; Jansen-Troy, A.; Leonhardt, S. A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation. Journal of neuroengineering and rehabilitation 2014, 11, 3, doi:10.1186/1743-0003-11-3.

68. Babaiasl, M.; Mahdioun, S.H.; Jaryani, P.; Yazdani, M. A review of technological and clinical aspects of robot-aided rehabilitation of upper-extremity after stroke. Disability and Rehabilitation: Assistive Technology 2016, 11, 263-280, doi:10.3109/17483107.2014.1002539.

69. Molteni, F.; Ballarati, R.; Guanziroli, E. Clinical Needs and Possible Perspectives in Rehabilitation Context. In Proceedings of XV Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing – MEDICON 2019, Cham, 2020//; pp. 1714-1721.

70. Islam, M.R.; Spiewak, C.; Rahman, M.; Fareh, R. A Brief Review on Robotic Exoskeletons for Upper Extremity Rehabilitation to Find the Gap between Research Porotype and Commercial Type. Advances in Robotics & Automation 2017, 06, doi:10.4172/2168-9695.1000177.

71. Asl, H.J.; Narikiyo, T.; Kawanishi, M. An assist-as-needed control scheme for robotassisted rehabilitation. In Proceedings of 2017 American Control Conference (ACC), 24-26 May 2017; pp. 198-203. 72. Gull, M.; Bai, S.; Bak, T. A Review on Design of Upper Limb Exoskeletons. Robotics 2020, 9, 16, doi:10.3390/robotics9010016.

73. Perret, J.; Vercruysse, P. Advantages of mechanical backdrivability for medical applications of force control; 2014.

74. Lee, D.J.; Bae, S.J.; Jang, S.H.; Chang, P.H. Design of a clinically relevant upper-limb exoskeleton robot for stroke patients with spasticity. In Proceedings of 2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), 17-20 July 2017; pp. 622-627.

75. Kim, J.Y.; Yang, U.J.; Park, K. Design, motion planning and control of frozen shoulder rehabilitation robot. Int. J. Precis. Eng. Manuf. 2014, 15, 1875-1881, doi:10.1007/s12541-014-0541-4.

CHAPITRE 5 ARTICLE 2: IMPACT OF THE CHOICE OF UPPER LIMB PROSTHESIS MECHANISM ON KINEMATICS AND DYNAMIC QUALITY

Ce chapitre a été publié comme article original dans le Journal officiel de Elsevier « Medical Engineering & Physics » en date du 19 juin 2021. Ce journal fournit un forum pour la publication des derniers développements en génie biomédical et reflète la nature multidisciplinaire essentielle du sujet. Cet article a été coécrit par Clautilde Nguiadem, Maxime Raison et Sofiane Achiche. Impact of the choice of upper limb prosthesis mechanism on kinematics, and dynamic quality. (2021)

https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2021.05.023

La contribution principale de cet article revient à Clautilde Nguiadem. Les mécanismes prothétiques existants ayant servi de modèles de comparaison pour le mécanisme proposé ont été classifiés par elle. Ce mécanisme prothétique proposé quant à lui, a été inspiré du modèle biomécanique du membre supérieur développé par notre équipe de recherche. La méthode de comparaison des mécanismes a été adaptée avec l'aide des co-auteurs Maxime Raison et Sofiane Achiche. La modélisation et le calcul des paramètres de comparaison ayant mené aux résultats présentés ont été effectués par Clautilde Nguiadem avec la contribution du co-auteur Maxime Raison. L'article a étéécrit par Clautilde Nguiadem, guidée par les conseils, remarques et ajustements de tous les co-auteurs.

Abstract

Upper limb prostheses can greatly improve the condition of amputees. However, prosthetic mechanisms have different topologies and there is no consensus on the choice of an appropriate mechanism. This paper evaluates the impact of prosthetic mechanism topology on the prosthesis' performance during daily tasks. The proposed multibody model is compared to four open-loop and one closed-loop existing mechanisms according to: (1) consumed energy, (2) global and local movement reconstruction errors during inverse kinematics, (3) movement smoothness, which reflects the dynamic appearance of the prosthesis, also called 'dynamic cosmesis'. Flexion–extension (FE) and pronation–supination (PS) tasks were studied in 15 healthy subjects. All parameters identified at least one group difference (p < 0.0001) in both tasks. Most closed-loop

mechanisms (50% in FE and 100 % in PS) including the proposed model were among the most energy-efficient mechanisms. Out of all models, the proposed model was the most energy efficient in FE (2.07 \pm 0.69 kJ) and in PS (0.25 \pm 0.16 kJ). This model also reproduced the studied movements with the lowest errors (1.39 \pm 0.2 mm in FE and 1.38 \pm 0.25 mm in PS), especially at the forearm level. The results show that the wrist plays a major role in motion smoothness and that two series mechanisms have exhibited a poor dynamic cosmesis because of their higher jerk cost ((1.73 \pm 0.30) \times 1010) in FE and (9.29 \pm 17) \times 1013 in PS tasks)). Finally, the mechanism topology affects the performance of upper limb prostheses and represents a novel aspect in the prostheses design which can be applied to exoskeleton design.

Abbreviations: AC, acromioclavicular; CoR(s), center(s) of rotation; DoF(s), degrees of freedom; FE, flexion–extension; GH, glenohumeral; HR, humeroradial; HU, humeroulnar; PS, pronation–supination; RC, radiocarpal; RU, radioulnar; SC, sternoclavicular; SIP, segmental inertial parameters; TD, terminal device.

5.1 Introduction

The upper limb difference among individuals due to amputations and congenital defects can significantly affect their level of autonomy and the capability of performing tasks associated with daily living [1]. Traditionally, body-powered upper-limb prostheses have been used to replace a missing limb, but the lack of degrees of freedom (DoF), and uncomfortable harnesses have resulted in patients abandoning their use [2,3]. Continuous efforts led to the design and development of externally-powered upper-limb prostheses [4], including myoelectric (controlled through electromyographic signals) and electric (can be controlled by the external buttons) prostheses. Myoelectric prostheses are the most typical of these externally powered devices. They are mostly accepted for light work, improved cosmesis, and phantom-limb pain [5]. However, myoelectric prostheses of upper limb have advantages and limitations [7] and there is no sufficient evidence to know which of the two provides a significantly greater general benefit [5]. Consequently, prosthetic choice is based on the patient's individual and functional needs [8,9]. A

very recent review covered passive, body-powered and myoelectric devices, and stated that lack of comfort and function remain persistent reasons for upper limb prosthesis abandonment [10]. Despite technological advances [11,12], commercial prostheses are still far from being as efficient as a natural arm. They are limited by their low number of DoFs [13] and the robotic and unrealistic nature of their movements, such as a wrist rotation instead of the pronation–supination (PS) of the forearm [14]. Humans can be sensitive in observing such kinds of movement, in the sense that it simply does not look right. Since the acceptance of an object gradually increases as the static and dynamic appearance increase [15], the appearance of the upper limb prosthesis while it is in motion, known as 'dynamic cosmesis', is a desirable trait in the prosthetics field [16,17].

Several studies have been carried out to improve upper limb prostheses. The design priorities of upper limb prostheses [8,18] include: sufficient functionality [19-21], comfort or lightweight [19,20], low cost [22-24], appearance [21,25] and strategies control [26-28]. In a larger and more comprehensive survey conducted by Atkins et al., the users of body-powered and electric prostheses identified similar needs in the design of better upper-limb prostheses [29]. As also reported by Cordella et al. [8], there are common (or similar) needs for both body-powered and externally-powered (myoelectric and electric) prostheses. These needs highlighted by Cordella et al. [8] are: additional wrist movements, better mechanism control that requires less visual attention, and the ability to make coordinated motions of the two joints [8,29]. In order to address the issues related to user rejection, i.e., dissatisfaction, it is required for the development of a new prosthesis to achieve a balance between optimum engineering input and client satisfaction. Improvements in prosthetics function, such as a higher number of DoFs, easy control of movements, light weight, anthropomorphism, and high performance, depend directly on the actuators and mechanisms present in the prosthesis. However, maintaining the balance between function and weight in a prosthesis is a trade-off, which is quite challenging. To approach this challenge, researchers used the underactuated method for finger and hand prostheses [30,20,31-33]. The actuation systems of commercial iLimb, iLimb Pulse, Bebionic and Bebionic v2 hands, have also exploited the underactuated method [34, 35], i.e., in the mechanism, the number of actuators used is smaller than the number of DoFs provided [33]. Because a single motor can only control one DoF, the underactuated systems are not suitable either for trans-humeral prostheses or for the entire arm prostheses (which require more DoFs). Instead of reducing the number of conventional actuators

(such as DC motors, servomotors [36]), another method to reduce prosthesis weight is by using nonconventional actuators [36], such as piezoelectric actuators and ultrasonic motors. As their operating principle is based on phenomena directly associated with the material's atomic structure, the advances in actuators include the use of piezoelectric materials, special metal alloys, polymers, and new motor applications [36]. The need for compact lightweight actuators for upper limb prostheses makes rotatory piezoelectric motors a type of construction applicable in prostheses [36].

Few studies have been performed regarding energy consumption [28,20]. Many upper limb prostheses have been proposed in the literature [6,9,13,35], most studies have proposed open loop/series mechanisms like commercial prostheses. Since the advances in mechanisms include mechanical designs based on the anatomy of the human arm, the humanlike PS motion of bionic prosthetic devices is one of design priorities for upper limb prostheses in previous works. Some prototypes, such as ones proposed in [37-40], are based on closed-loop mechanisms and focus on the human mimetic forearm mechanism. Instead of the wrist rotation offered in series mechanisms [19-21, 25,28,31], those prototypes (based on closed-loop mechanisms) offered humanlike PS motion via the relative movement between human ulnar and radial bones. Considering the state ofart of upper limb prostheses [6,9,13,14, 41], the prostheses available on the market and in the research have different mechanisms and topologies; to the authors' knowledge, there is no consensus on an appropriate mechanism. In addition to the difference in the kinematic architecture of the forearm, another fundamental difference in the mechanisms design of upper limb prostheses is at the level of terminal devices (TDs) (i.e., at the wrist and hand) [14,41]. Body-powered TDs come in either a hook or hand configuration and, TDs for electrically powered prostheses are broken down into single or multiple degrees of freedom (multi-DoF) and anthropomorphic or nonanthropomorphic prehensors [14,41]. Available wrist components, such as the MC Wrist Rotator, Flexion Wrist, Multi-Flex Wrist and Electric Flexion Rotator of Motion Control, Inc. [42], create additional DoFs for TD operation. Moreover, myoelectric protheses are the cutting-edge prosthetic system [43] and the low number of DoFs is one of limitation of current devices. An increase in DOFs could limit the battery life of myoelectric prostheses. It was found during a study to optimize the second and third generations of the Deka Arm (the most advanced system on the market) that the battery was a point of focus for users and clinicians [44]. In this study, the battery life was a particular concern for users, whose devices required more power. For this reason, the battery life of upper limb prostheses must be considered from a clinical perspective, and thus, the

energy consumption of prostheses will be discussed in this work. Since the ability to make the coordinated motions of the two joints is required in the design of any upper limb prosthesis [29], the dynamic appearance is a desirable quality in the prosthetic field. The movement smoothness (often quantified in terms of 'jerk' [45]) is usually used in the literature to evaluate the altered or coordinated joint movements [46-50], where the smoothest movement is less altered and, thus, more coordinated or more natural. Unlike a jerky movement, a coordinated movement exhibits a dynamic appearance more similar to a natural movement. Consequently, improving the smoothness in movement leads to better dynamic cosmesis. For this reason, the movement smoothness is referred to as dynamic cosmesis in this work.

While the topology of mechanisms has been neglected in prosthetic design, this study evaluates the impact of mechanism topology on prosthesis performance during daily tasks. We compared the mechanisms of trans-humeral prostheses with the best upper limb model proposed by our research group, according to energy consumption, biofidelity, and dynamic cosmesis, respectively evaluated by: (1) the consumed energy, (2) the global and local movement reconstruction errors during inverse kinematics, (3) the movement smoothness, which is a characteristic defining the continuity of movement and thus reflects on its realistic and natural quality.

Definition of terminology

In order to clarify the terminologies used in this paper, they are defined as follows:

(i) Kinematic chain—an assemblage of links and joints interconnected in such a way to provide a controlled output motion in response to a supplied input motion (this refers to the feedback loop).

(ii) Open-loop mechanism—each of the links of the kinematic chain is connected to only one other link.

(iii) Closed-loop mechanism—some links in the kinematic chain are connected to at least two other links; it may have one or multiple closed loops (a loop is formed when each link is connected to at least two other links).

(iv) Topology (of a mechanism)—the way in which elements of a kinematic chain are interconnected to each other; it is an arrangement of the kinematic chain.
(v) Movement smoothness—a characteristic defining the continuity of movement and hence reflects its realistic quality known as 'dynamic cosmesis'; it is often quantified in terms of 'jerk'.

(vi) Jerk—a change in the acceleration rate of movement; it is the third derivative of displacement, with the smoothest movement having the lowest jerk.

5.2 Materials and methods

5.2.1 Classification of trans-humeral upper limb prosthetic mechanisms

We have listed prostheses available on the market and currently in development, identified the main features of their kinematic chains, and grouped them according to their common characteristics. We only considered trans-humeral prostheses since the joints of interest in this article are the elbow and the wrist.

The trans-humeral prostheses found in the literature are either body-powered or externallypowered. On the market, most of them are modular prosthetic elbows such as the mechanical ErgoArm prosthesis. To include this kind of prosthesis in our classification, we considered the terminal devices (TD) that are compatible with each of these prosthetic elbows. The most common trans-humeral prostheses available on the market are given in Table 5.3 of Appendix 1. Firstly, prostheses were grouped into two main categories depending on the topology of their kinematic chain: open-loop mechanisms and closed-loop mechanisms (see terminology). The topology of a mechanism corresponds to the way in which elements of kinematic chain are interconnected to each other [51,52]. In the first topology, called 'open-loop mechanisms' or 'serial chains', one (or more) of the links of the kinematic chain is connected to only one other link. In the closed-loop topology, some links of the kinematic chain are

connected to at least two other links; it may have one or multiple closed loops (a loop is formed when each link is connected to at least two other links). Closed-loop mechanisms are subject to loop constraints that define or guide the movement. The arrangement of elements of the upper limb prothesis (links, bodies) in an open or closed-loop mechanism is made in such a way that the motion of one causes constrained and predictable motion in others. A classical closed-loop mechanism is a four-bar mechanism [51], and its topology enables the structure itself to control motion. In a general way, the feedback of the kinematic chain allows the mechanism itself to regulate complex

movements [53]. Another topology not studied in this work is a tree-like structure; it is not used for upper limbs.

After classifying prostheses into two main categories (open-loop mechanisms and closed-loop mechanisms), subcategories were created to further group the prostheses according to their number of segments, and their number and sequence of DoFs. We noticed that all prostheses had a single DoF at the elbow allowing them to perform flexion–extension (FE), and the differences between them occurred at the forearm and wrist. If grouped according to their common characteristics, transhumeral prostheses can be classified into five categories: D, C2, C, B, and A2 (Figure 5.1(b)). A sixth category called 'A' which corresponds to the proposed model (Figure 5.1(a)) was also added to our classification. The most important differences in the mechanisms are the PS and wrist movements. The mechanisms D, C2, C, and B present an open-loop kinematic chain. Mechanism D had the wrist blocked while mechanisms C2 and C had a single DoF, and mechanism B had two DoFs at wrist. A2 and A are the closed-loop mechanisms and offer pronation–supination movements in comparison to open-loop models. The detailed description of each category is shown in Table 5.4 of Appendix 1.

5.2.2 Multibody modeling of different upper limb prosthetic mechanisms

Kinematic modeling has been used as a computational tool to calculate the mechanical performance of mechanisms. In this study, we used the multibody system (MBS) technique as we were interested in the behavior of the entire system as a mechanism [14]. Using the Robotran software, the equations representing the behavior of the studied system were symbolically generated through a recursive Newton–Euler formulation [52]. To this end, we chose relative generalized coordinates, as they are usually used in biomechanics, and they were also the coordinates available in the Robotran multibody simulation software. The equation of motion is given by Eq. (5-3). This equation was then used in Matlab for inverse dynamics and kinematics calculations.

5.2.2.1 Prostheses modelling

Kinematic chain description: The proposed multibody model A (Figure 5.1 (a)) included the shoulder represented by four bodies in series (thorax, clavicle, scapula, and humerus) connected by three successive spherical joints: the sternoclavicular (SC), acromioclavicular (AC), and glenohumeral (GH) joints defined as q_{7-9} , q_{10-12} , and q_{13-15} , respectively. The thorax was the moving base of the MBS kinematic chain and had six DoFs (q_{1-6}). This was a simplified version of the shoulder girdle in which the scapulothoracic gliding plane was neglected. The humerus of model A was connected to the elbow, represented by a revolute joint (q_{16}), followed by the forearm. The forearm consisted of a closed-loop PS mechanism (q_{17-21}) with two bodies allowing for correct representation of the interaction between the two bones of the forearm. Finally, the forearm was connected to the hand by a wrist joint modeled by two DoFs as the universal joint, which allowed for FE (q_{22}) and ulnar–radial deviation (q_{23}) of the hand with respect to the radius. The hand was modeled as a rigid body and the forearm axis was located between the humeroradial (HR) and radioulnar (RU) joints but was not in a fixed orientation during motion.

For a good comparison, the existing models were also modeled with the same shoulder representation (q_{1-15}) as the proposed model. The first sixteen DoFs (q_{1-16}) were the same for the six models. The D, C2, C, B, and A2 mechanisms had respectively 15 DoFs, 16 DoFs, 16 DoFs, 18 DoFs, and 21 DoFs (= 30 - 9 kinematic loop–closure constraints).

Figure 5.1 (a) Kinematic chain of the best biomechanical model of upper limb (A) proposed by our team. Model A is articulated by a moving base (q1–6), the sternoclavicular joint (SC, q7–9), the acromioclavicular joint (AC, q10–12), the glenohumeral joint (GH, q13–15), the humeroulnar joint (HU, q16–18), the radioulnar joint (RU, q19–20), the virtual CoR (q21), the humeroradial joint (HR, cut of ball joint with three kinematic loop-closure constraints), and the radiocarpal joint (RC, q22–23). (b) Schematic of five commonly used trans-humeral prosthesis mechanisms (D, C2, C, B, and A2) according to their topology. The mechanisms D, C2, C, B, A2, and A have respectively



(b)



15 DoFs, 16 DoFs, 16 DoFs, 18 DoFs, and 21 DoFs (= 30 - 9kinematic loop closure The five constraints). mechanisms (D, C2, C, B, and A2) were modeled with the same shoulder representation (q1-15) as model A. The first sixteen DoFs (q1-15) are the same in all six models (D, C2, C, B, A2, and A). See Table 5.4 of Appendix 1 for a detailed description of the kinematic chains.

5.2.2.2 Body segment inertial parameters

The segmental inertial parameters (SIPs) are also essential for the design of a prosthesis. Combined with kinematics, SIPs allow the calculation of dynamic parameters such as strength, power, and joint momentums. To define the SIPs of the arm, the forearm, and the hand, we used a geometrical model; Yeadon's model [54]. Otherwise, the SIPs of the thorax, clavicle, and scapula were estimated from the literature, in which these are usually based on measurements obtained using medical imaging devices [55]. Alternatively, if they were not found in the literature, they were set to negligible values (for example, the mass of the thorax was set to 0.0001 kg and, the moment of inertia for the thorax, the clavicle and the scapula was set to 0.000001 kg.m² in all three directions).

5.2.3 Comparison of different mechanisms

In the literature, prosthetic mechanisms of the upper limb have different topologies of kinematics chains. We hypothesized that the mechanism of a prosthesis can affect its kinematics, and its dynamic quality. In this study, existing mechanisms prior classified into five categories (see Section 4.2.1) were compared to the proposed model (mechanism A) according to energy consumption, biofidelity, and dynamic cosmesis, which were evaluated, respectively, by using: (1) consumed energy, (2) global and local movement reconstruction errors during inverse kinematics, (3) movement smoothness. This smoothness, which reflects the realistic quality of the movement, i.e., the dynamic appearance, is quantified in this study using the jerk cost (more information in the next section).

For comparison purposes, multibody modelling was used to assess five commonly-used prosthetic mechanisms of the upper limb and the proposed model during the flexion–extension (FE) and pronation–supination (PS) tasks.

5.2.3.1 Calculation of Comparison Parameters

Assessment of the reconstruction error by inverse kinematics: The global movement reconstruction error (\mathbf{E}_r), which indicates the ability of a model to fit experiment kinematic data, was calculated (5-2) by using inverse kinematic optimization. The optimization process summarized in (5-1) consists of minimizing the distance between experimental marker coordinates (**Xexp**, m) and the coordinates predicted (**Xmod**, m(q)) by the model.

$$\frac{\min f(q)}{q} = \sum_{m=1}^{n_m} \| X_{mod,m}(q) - X_{exp,m} \|^2$$
(5-1)

where q is the desired variable during the optimization, m is the index of the marker ($n_m = 29$). f(q) is the objective function solved independently at each time of frame f and n_f indicates the total numbers of frames.

$$E_{r} = \frac{1}{n_{f}} \sum_{f=1}^{n_{f}} \sqrt{\sum_{m=1}^{n_{m}} ||X_{mod,(m;f)}(q) - X_{exp,(m;f)}||^{2}}$$
(5-2)

The local errors at the arm (m= [13, ..., 17]), forearm (m= [18, ..., 25]), and hand (m= [26, ..., 29]) were also analyzed.

Assessment of the energy consumed by inverse dynamics: Energy (5-5) is the integration of power over time and, by convention, positive energy represents energy that has been consumed. Power (5-4) is the product of the joint torque (Q) and the angular speed (Ω). Q is obtained during inverse dynamics by Eq. (5-3). A calculation of power and energy is shown in Appendix 2.

$$M(q, \delta)\ddot{q} + C(q, \dot{q}, \delta, frc, trq, g) = Q(q, \dot{q}) + J^{T}\lambda \qquad (5-3)$$
$$P = Q\Omega \qquad (5-4)$$
$$E = \int |Q\Omega| dt \qquad (5-5)$$

where **M** is the matrix of the generalized system inertia, C is the vector of dynamic nonlinear effects containing gyroscopic, centrifugal, gravitational, and external force effects, Q is the vector of generalized forces, $J(J = \frac{\delta h}{\delta q^T})$ is the Jacobian matrix of kinematic constraints **h** (q), λ is the vector of the Lagrange multipliers connected to the kinematic constraints, g is the gravity constant, *frc* and *trq* are external forces, and δ is the dynamic parameters of the MBS. Eq. (5.4) is subjected to $\mathbf{h}(q) = 0$ (except for the closed loop).

Assessment of the movement smoothness: Movement smoothness is a feature of the quality of a movement related to its irregularity. Several parameters are proposed for quantitative measures of movement smoothness. They are classified into three kinds: velocity-based, acceleration-based, and arc-length-based parameters [56]. Only some acceleration-based parameters, such as the jerk-based measures, are the most appropriate for daily tasks [45,56,57]. Consequently, we opted for jerk cost to evaluate the smoothness of the FE and PS movements in this study. To measure the smoothness of a trajectory, $x_1(t)$, described during the movement of any effector that moves from an initial point at time t_i to an arrival point at time t_f , the jerk cost is calculated as: $\int_{t_i}^{t_f} \ddot{x}_1(t)^2 dt$.

Subsequently, the trajectories of the different models were compared with this index while keeping in mind that the minimum jerk cost corresponded to the smoothest trajectory.

5.2.3.2 Statistical analysis

Since the different mechanisms representing independent variables in this study are non-metric, we used non-parametric tests to analyze them.

The Kruskal–Wallis test with a threshold $\alpha = 0.05$ was used to determine if the differences between the medians were statistically significant. Post hoc tests were applied to test significance levels. Then, in case of significant results, effect sizes were computed.

5.2.4 Kinematic data acquisition

This study used a database of 15 healthy adults (Table 5.1) that was collected by our team in a previous study [54]. Twenty-nine reflective markers were placed on the dominant upper extremity of each subject: thorax (4), clavicle (4), scapula (4), humerus (5), ulna (4), and hand (4). The set of markers consisted of anatomical markers located on bony landmarks and the technical markers used to minimize soft tissue artefacts. 3D marker trajectories were recorded by a 12-camera motion-capture system (T40S, Vicon-Oxford, UK) at 100 Hz. The kinematic data were acquired while pronation–supination (PS) and pure flexion–extension (FE) movements were performed by each subject. Each task was cyclically performed for five cycles at a controlled cadence of 0.5 Hz. Acquisition and processing of data were not in the scope of this study. From this database, we

extracted kinematic data, anthropometric measurements, and functional and personalized joint parameters (determined using the symmetrical center of rotation estimation (SCoRE) and the symmetrical axis of rotation approach (SARA)).

Tableau 5.1 Participants' characteristics

	Female (N = 5)	Male (N = 10)
Age (years)	24 ± 2	27 ± 6
Height (m)	1.68 ± 0.07	1.78 ± 0.06
Weight (kg)	57.3 ± 2.9	76.2 ± 8.5

5.3 Results

The results of the energy consumed, the global reconstruction errors and the jerk cost for the six mechanisms (D, C2, C, B, A2, and A) are shown in Table 5.2.

5.3.1 Energy consumed

The analysis of energy showed alternating positive and negative values corresponding to the energy being consumed and the energy being restored, respectively. During a cycle of movement of FE (see Figure 5.5(a) of Appendix 3), these results showed that the energy values were positive when the arm was raised (flexion) and negative when the arm was lowered (extension). Similarly, during the PS tasks (see Figure 5.5 (b) of Appendix 3), the energy values were positive during pronation (palm faces up) and negative during supination (palm faces down). Since there was no recovery system in the upper limb prostheses, only the energy consumed was considered in this study.

The results of the energy consumed by the six mechanisms (Table 5.2) showed that the open-loop model with two DoFs at the wrist (B) had the lowest energy consumption (2.07 ± 0.69 kJ in FE and 0.254 ± 0.16 kJ in PS). A significant difference (p < 0.0001) was observed between the energy consumption of the mechanisms in FE (Figure 5.2 (a)) and in PS (Figure 5.2 (b)). During

the FE task, significantly differences were observed between B and the three mechanisms D, C2, and C (effect size d = 3.10, d = 3.09, d = 3.09, respectively). For the PS task, the noticeable difference was observed between B and four mechanisms (effect size d = 1.28, d = 1.37, d = 1.34 and d = 1.30, respectively for D, C2, C, and A2).

Similar results were obtained between mechanism B and the proposed model A in PS and between B and the two closed-loop mechanisms (A and A2) in FE (Figure 5.2 (b)). However, there was a significant difference between mechanisms B and the three other series models (D, C2, and C) in both tasks. No noticeable difference was found between the series mechanisms D, C2, and C, or between the two closed-loop models in both tasks. The largest difference (d = 3.10) was observed between the B and D open-loop mechanisms during FE.

Tableau 5.2 Energy, global reconstruction errors, and jerk cost for the six mechanisms (D, C2, C, B, A2, and A). The values are given as mean and standard deviation (SD) for the 15 subjects. values are given as mean and standard deviation (SD) for the 15 subjects

М	Energy (KJ) Mean ± SD		Global Error (mm) Mean ± SD		Jerk cost Mean ± SD	
	FE	PS	FE	PS	FE (x 10 ⁴)	PS (x 10 ³)
D	5.86 ± 1.58	0.74 ± 0.51	2.02 ± 0.39	3.03 ± 0.33	$(1.73 \pm 0.30) \times 106$	8.55 ± 12.7
C2	5.90 ± 1.60	0.77 ± 0.50	2.02 ± 0.39	3.03 ± 0.33	2 ± 2.33	8.55 ± 12.7
С	6.00 ± 1.65	0.79 ± 0.53	2.09 ± 0.50	3.04 ± 0.32	2 ± 2.27	8.52 ± 12.7
В	2.07 ± 0.69	0.25 ± 0.16	1.81 ± 0.24	2.98 ± 0.33	2.03 ± 2.32	$(9.29 \pm 17) \times 10^{10}$
A2	3.95 ± 2.47	0.63 ± 0.37	5.92 ± 0.43	6.56 ± 0.42	2.72 ± 2.80	8.83 ± 11.5
А	3.08 ± 1.27	0.33 ± 0.26	1.39 ± 0.20	1.38 ± 0.25	1.97 ± 2.12	8.86 ± 13.2



Figure 5.2 Comparison of the energy consumed between the six models (D, C2, C, B, A2, and A) during (a) flexion–extension (FE) and (b) pronation–supination (PS). The values are given as the mean for the 15 subjects and the significant differences are indicated by p-values (*p < 0.05, **p < 0.01, ***p < 0.001).

5.3.2 Movement Reconstruction Errors

The comparison of the global reconstruction errors (Table 5.2) showed that model A had the lowest error during the FE ($1.39 \pm 0.2 \text{ mm}$) and the PS ($1.38 \pm 0.25 \text{ mm}$) in both tasks. Model A allowed a reduction in the global reconstruction error of up to 49% during FE and more than 100% during PS compared to the open-loop models (D, C2, and C).

For both tasks, the Kruskal–Wallis test revealed the significant differences (p < 0.0001) between the six models. Pairwise comparisons using the post hoc test showed the group differences.

For the FE task, the closed-loop model A was clearly different from all the other models except model B (Figure 5.3 (a)) with the effect sizes of 2.02, 2.02, 1.81, and 13.37 in comparison to models D, C2, C, and A2, respectively. The large effect size was observed with model A during the PS task (Figure 5.3 (b)): effect size d = 5.61, d = 5.61, d = 5.68, d = 5.44, d = 15.03 in comparison to models D, C2, C, B, and A2, respectively.

Otherwise, the two closed-loop models (A2 and A) were significatively different in both tasks, and the model A2 was also different

from all open-loop models D, C2, C, B, and A2 with a large effect size (FE: d = 9.41, d = 9.41, d = 8.18, d = 11.60; PS: d = 9.35, d = 9.35, d = 9.38, d = 9.53). No significant difference was observed between models D, C2, and C in either task. Among the four open-loop models, the global reconstruction error was lower for model B (1.81 ± 0.24 mm) than the three others (2.02 ± 0.39 mm, 2.02 ± 0.39 mm, 2.09 ± 0.5 mm for D, C2, and C, respectively) during the FE task. The open-loop model A performed better than all other models, but the open-loop models (D, C2, C, and B) performed better than the other closed-loop model A2.

The comparison of the local reconstruction errors between the six models (Figure 5.3 (c) and (d)) at the arm, forearm, and hand presented significant differences ((p < 0.0001) in both tasks.

The model A had the lowest error during FE (0.72 ± 0.08 mm at the arm, 0.75 ± 0.27 mm at the forearm, and 0.57 ± 0.19 mm at the hand) and during PS (0.65 ± 0.1 mm at the arm, 0.81 ± 0.24 mm at the forearm, and 0.6 ± 0.19 mm at the hand) tasks. The differences were not observed between the same couples compared to the global reconstruction errors, especially during FE task.

The proposed closed-loop model A remained different from all the other models at the arm (d = 1.56, d = 1.56, d = 1.50, d = 1.47, d = 4.31, respectively for D, C2, C, B, and A2 models), forearm (d = 5.10, d = 5.10, d = 5.18, d = 5.07, d = 9.10, respectively for D, C2, C, B, and A2 models) and hand (d = 7.06, d = 7.06, d = 7.19, d = 6.66, d=3.5, respectively for D, C2, C, B and A2 models) during the PS task. Contrarily to the FE task, the difference between model A and the five others was observed only at the arm (d = 2.14, d = 2.14, d = 2.14, d = 2.44, d = 4.71 for models D, C2, C, B, and A2) were clearly different and presented the biggest difference at the arm (d = 4.71), forearm (d = 8.38), and hand (d = 4.44).

The results for closed-loop model A2 presented large differences from the four open-loop models (D, C2, C, and B) at the arm, the forearm, and hand in both tasks; except model C which presented similar results to A2 at the hand during the PS task. However, no notable difference was observed between all the open-loop models (D, C2, C, and B) in both tasks. The results of the open-loop models remain better than those of the closed-loop model A2. Model A provides the lowest local

reconstruction errors and largely reduces the local errors, especially at the forearm (up to 62%) and hand (up to 80%) during the PS task.



Figure 5.3 Local and global reconstruction errors of the six mechanisms (D, C, C2, B, A2, and A) during the two dynamic tasks. Local reconstruction errors of the six models (D, C2, C, B, A2, and A) at the arm, forearm, and hand during (a) flexion–extension (FE) and (b) pronation– supination (PS) tasks. Global reconstruction errors of the six models (D, C2, C, B, A2, and A) during FE ((c)) and PS ((d)). The values are given as the mean and standard deviation for the 15 subjects.

5.3.3 Quality of movement: assessment of the smoothness of the trajectory

The results of the jerk cost (Table 5.2) showed a significant difference between the six models for both tasks (p < 0.0001). The highest jerk cost was obtained for the series mechanisms with the wrist blocked (D) in FE ((1.73 ± 0.30) × 10^{10}) and the one with two DoFs (B) in the PS task ((9.29 ± 17) × 10^{13}).

For the FE task, the results of jerk cost showed a notable difference (d = 0.77) between model D and each of the five models (C2, C, B, A2, A, and A2) (Figure 5.4 (a)). In comparison to the FE tasks, a larger difference (effect size d = 8.25) was observed between the model B and the five others (D, C2, C, A2, A, and A2) during the PS task (Figure 5.4 (b)). There was no noticeable difference between the two closed-loop models (A2, A) and the two single DoF open-loop models (C2 and C) either in the FE (Figure 5.4 (a)) or in the PS tasks (Figure 5.4 (b)).



Figure 5.4 The smoothness of movement of the six mechanisms D, C, C2, B, A2, and A during ((a)) flexion–extension (FE) and ((b)) pronation–supination (PS) tasks. The values are given as the mean and standard deviation for the 15 subjects.

5.4 Discussion

The objective of this study was to evaluate the impact of the choice of a mechanism topology on prosthesis performance during daily tasks. To do so, during FE and PS movements, we compared the mechanisms of trans-humeral prostheses with the upper limb model A proposed by our research

group [54]. This comparison analyzed: (1) the consumed energy, (2) the global and local movement reconstruction errors during inverse kinematics, (3) the movement smoothness, which is a characteristic defining the continuity of movement and thus reflects on its dynamic appearance, known as dynamic cosmesis.

5.4.1 Impact on the energy expended

Results of energy consumed (Table 4.2) proved that the energy consumption of upper limb prosthesis does not only depend on the number of DoFs, but also on the configuration of the mechanism. The closed-loop mechanisms were more energy efficient than series mechanisms (except B). The analysis results also confirmed the importance of integrating a kinematic loop at the forearm level, as reported by Laitenberger et al. [54].

During the two tasks, the difference observed in energy consumption (p < 0.0001) means that the energy consumed by a trans-humeral prosthesis depends on the mechanism that is used. This finding is important because it confirms our initial hypothesis.

Furthermore, the results reported in Figure 5.2 showed that the series mechanism B and the two closed-loop mechanisms (A and A2) provided the lowest energy, except during the PS task where A2 did not have the lowest energy (Figure 5.2 (b)). This result means that parallel mechanisms were more energy efficient than series mechanisms. It is expected that mechanisms with few DoFs consume less energy, but series mechanisms D, C2, and C consumed the most energy, despite their low DoF number.

Finally, the biggest difference (effect size d = 3.09) observed between the three series mechanisms and the more energy-efficient mechanism (B) proved that the energy consumption of upper limb prostheses does not depend on the number of DoFs, but on the topology of the mechanism.

The analysis of the post hoc test leads to the conclusion that the open-loop model with two DoFs (B) and the two closed-loop mechanisms were found to be more energy efficient in FE (Figure 5.2(a)) and in PS (Figure 5.2(b)).

To the best of the authors' knowledge, most studies on the energy consumption of prostheses have focused on lower limb prostheses. Moreover, in these studies (including the few on the upper limb prostheses), the energy expenditure of the body is usually evaluated rather than the energy consumption of the device [58,59,60].

5.4.2 Impact on the motion reconstruction errors

The reported movement reconstruction errors (Table 5.2) confirm that the ability to reconstruct movement is different depending on the topology of the mechanism used (p < 0.0001). The main result reported was that the proposed model (A) provides fewer movement reconstruction errors, especially during PS tasks, as well as a lot of compensation at the forearm (up to 62%) and hand (up to 80%) in comparison to five other models. This result shows the relevance of the kinematic loop at the forearm and its role in PS movement. Furthermore, the results reported in Figure 5.3 showed (a) the significant difference between mechanism A and all the series mechanisms (p < p0.0001), and (b) the largest difference (FE: d = 13.3, PS: d = 15.03) observed between the two closed-loop mechanisms A and A2. This difference between the two closed-loop mechanisms can be explained by the fact that, unlike mechanism A2, the proposed model A distinguishes the axis of rotation of the arm (axis of FE) from that of the forearm (axis of PS). This result confirms the importance of distinguishing the rotation axis of the arm from that of the forearm, in addition to representing the forearm with two bodies. This finding is important because it confirms the results of recent studies; Laitenberger and colleagues [54] reported that the integration of a free carrying angle between the FE and PS axis leads to better reconstruction of the FE and PS tasks and Dkhar and co-workers [61] concluded that the carrying angle of the elbow should be considered in the design of the elbow.

In conclusion, because of its specific kinematic chain, which better mimics the anatomical joints of the forearm, the proposed model (A) displays a better biofidelity than the five other models; because it better reconstructs movement with more compensation at the forearm and hand than any other model.

With respect to the method as proposed by Laitenberger and coworkers [54] to evaluate the reconstruction of movement, the present study added another parameter to evaluate the realism of movement. This parameter, discussed in the next section, allowed evaluation of the smoothness of the movement. Because the prostheses are robotic systems, it is relevant to see if the movement of a mechanism is smooth or robotic.

5.4.3 Impact on the movement smoothness

The main finding was that the smoothness of movement is strongly dependent on the topology of mechanism. This relationship was found for the two dynamic tasks (FE and PS). All closed-loop mechanisms were realistic compared to two out of five open-loop mechanisms.

In addition, the results reported in Figure 5.4 showed significant differences (p < 0.0001) between the six models during both tasks, proving that the modeled mechanism has an impact on the movement smoothness. Moreover, the reported jerk cost showed that the closed-loop models (A, A2), as well as the models C and C2, provided the lowest jerk cost (about 2.10⁴). These results (Table 5.2) are in accordance with the jerk cost results obtained in a previous study, which were in the order of 10⁴ [62]. The smoothest movement is the one with the lowest jerk cost, and these findings suggest that the two closed-loop mechanisms (A and A2), as well as open-loop mechanisms with a single DoF at the wrist (C2, C) exhibit the best quality of movement or best dynamic cosmesis by offering realistic/life-like movements in both FE and PS tasks.

Finally, the D and B mechanisms provided higher jerk cost values, respectively, in FE and PS tasks. The excessive jerk cost obtained with D ((1.73 \pm 0.30) \times 10¹⁰) and B ((9.29 \pm 17) \times 10¹³) mechanisms, which respectively demonstrated the blocked wrist and a wrist rotation, revealed the essential role of the wrist in the movement smoothness. Regarding the role of the wrist, a previous study mentioned that a single DoF hand with FE at the wrist was comparable to a multi-DoF hand without FE [63]. The large effect size observed between mechanism D and all the others in FE (d = 0.77), and between mechanism B and all the others in PS (d = 8.13), can explain by their excessive jerk cost, which has a destructive effect on the motion of a mechanism [64]. These results are consistent with evidence that the wrist essentially contributes to upper limb motions. We can conclude that mechanisms D and B were too unnatural and unrealistic, and thus presented a poor dynamic cosmesis. Consequently, their movement trajectories presented too many irregularities and vibrations [65]. In movement mechanics, the movement needs to be kept within specified limits of jerk to avoid damage and to ensure user comfort (less than 2m/s³ for the train) [64]. Although the jerk limit for upper limb prostheses is unknown, these findings prove that jerk evaluation is important when designing prostheses since excessive jerk has a destructive effect on the motion of a mechanism and can cause discomfort to users.

As for energy consumption, closed-loop models are better than open-loop models and the proposed model was one of the most realistic for both FE and PS.

5.5 Conclusion

In conclusion, the three comparison parameters used in this study were relevant because each of them identified a group of differences in both tasks. The choice of a mechanism influences the performance of the prosthesis in relation to energy consumption, ability to reconstruct movement, and dynamic cosmesis, according to this report. The closed-loop mechanisms were better than the open-loop mechanisms, except for the reconstruction error, which was higher with mechanism A2. However, this mechanism could be interesting for prostheses of bilateral amputees. This study emphasizes the importance of representing the forearm with two bodies as well as the role of the wrist in the design of realistic and energy-efficient upper limb prostheses. It also proves that the location of the centers and axes of rotation are relevant aspects for the quality of a mechanism and its crude approximation can affect the kinematics. Moreover, the current study reveals that the wrist plays a major role in motion smoothness and thus, in dynamic cosmesis. It is also necessary to evaluate jerk when designing prostheses, because excessive jerk has a destructive effect on the motion of a mechanism and can cause discomfort to users.

Overall, the proposed mechanism A is the best of all the mechanisms compared in this study because it is energy efficient, displays biofidelity, and presents a good dynamic cosmesis. In the future, we plan to investigate the production of this mechanism by examining cost and manufacturing difficulties. The perspectives of this future study will include the design of an upper limb prosthesis inspired by mechanism A and will exploit the conclusions of this work in future designs. Moreover, the methodology used here could also be applied to the design of exoskeletons.

Funding

None.

Ethical approval

Not required.

Declaration of Competing Interest

None declared.

5.6 Appendices

APPENDIX 1: Table 5.3 and Table 5.4

Tableau 5.3 Commercial transhumeral prostheses classified by the actuation mechanism

	Transhumeral prostheses	Manufacturers		
Mechanical	ErgoArm	Otto Bock		
	ErgoArm Plus			
	E-400			
	E-200	Hosmer Dorrance Corporation (Fillauer)		
	E-50	(
Myoelectric	DynamicArm			
	ErgoArm Electronic Plus	Otto Bock		
	Boston Arm	Liberating Technologies Inc		
	Utah Arm	Motion Control		
	Deka Arm	DEKA Research and		
		Development		

Tableau 5.4 description of five existing transhumeral prosthesis mechanisms (D, C2, C, B and A2) according to topology

Models	DOFs at the wrist	Description	Examples of prosthesis
D	No DoF (wrist blocked)	 -This model enables flexion– extension (FE) at the elbow (q₁₆) -The forearm is modeled by one rigid body: no loop -No pronation–supination (PS) -This model has the wrist blocked 	Any single DoF prosthesis elbow associated with a hook
C2	1 DoF (rotation)	 It enables FE at elbow (q₁₆) the forearm is represented by one rigid body: no loop The PS motion is offered by a wrist rotation (full 360° or in clockwise counterclockwise) 	Dynamic arm + rotator wrist unit of motion control
С	1 DoF (flexion–extension)	 It enables FE at the elbow (q₁₆) Forearm is represented by a single rigid body: no loop No pronation–supination (PS) it offers the flexion–extension movement at the wrist 	Dynamic Arm + flex wrist unit of Motion Control
В	2 DoFs (flexion– extension and rotation)	- This category enables FE movement at the elbow (q_{16})	- Deka Arm

		 Forearm is represented by a single rigid body: no loop The PS movement is offered by a wrist rotation (full 360° or in clockwise counterclockwise) It offers FE at wrist 	
A2	3 DoFs (FE, RU, PS)	 It allows FE at elbow the forearm is represented by two rigid bodies: closed-loop models (9 constraints) PS movement is offered at forearm This model offers the FE movement and the radioulnar deviation (RU) at wrist The PS axis is aligned with the forearm axis 	Prototype proposed in Bandara's work (Bandara et al. 2014 [39]) and another in Kundu's work (Kundu and Kiguchi 2008 [36]).

APPENDIX 2: CALCULATION OF THE ENERGY ACCORDING TO ANGULAR VELOCITY AND TORQUE

The instantaneous power (**P**) is the torque (Q) times angular velocity (Q):

$\mathbf{P} = \mathbf{Q}\mathbf{\Omega}$

The relationship between energy (\mathbf{E}) and power is:

$\mathbf{E} = \mathbf{P} \boldsymbol{t}$

Where **P** is expressed in watts (W), t in hours and **E** in watt-hours (Wh). E can also be expressed in joules (J) with t in seconds and P in watts. So, 1Wh = 3600J.

Example 1: what is the energy consumed at the power of 100W for 1 hour?

P=100 W, t=3600s, consequently E=100 X 3600= 360 000 J or E=100 Wh.

However, when we have the instantaneous power, as we do in this study, we should integrate instantaneous power to obtain the energy. Thus,

 $\mathbf{E} = \int \mathbf{P}(\mathbf{t}) \, \mathbf{dt} = \int |\mathbf{Q} \mathbf{\Omega}| \, \mathbf{dt}$

Example 2: if P= [1 4 9 1 6 25] (P is a vector), E=33

You must use a numerical integration method such as the quadrature method, the trapezium rule (for example, the Matlab function

trapz (x, y) allows calculations of the integral of y with respect to x).

 $\mathbf{E} = \operatorname{trapz}(\mathbf{p}) = 33$

APPENDIX 3: Figure 5.5



Figure 5.5 : Energy results of the six models (D, C, C2, B, A2, and A) from a cycle during(a) flexion–extension (FE) and (b) pronation–supination (PS) tasks. The values are given as the mean

for the 15 subjects. The energy sign is given according to the phases of the FE and PS tasks

5.7 References

[1] Ali MA, Shah FA, Naeemullah AK, Qureshi AR. Epidemiology and in-hospital clinical outcome of post traumatic limb amputations in lady reading hospital peshawar. J Pakistan Orthop Assoc 2017;29:54–60.

[2] Wright TW, Hagen AD, Wood MB. Prosthetic usage in major upper extremity amputations. J Hand Surg 1995;20:619–22.

[3] Biddiss EA, Chau TT. Upper limb prosthesis use and abandonment: a survey of the last 25 years. Prosthet Orthot Int 2007;31:236–57.

[4] Zuo KJ, Olson JL. The evolution of functional hand replacement: From iron prostheses to hand transplantation. Plastic Surg 2014;22:44–51.

[5] Carey SL, Lura DJ, Highsmith MJ. Differences in myoelectric and body-powered upper-limb prostheses: systematic literature review. J Rehabil Res Dev 2015:52.

[6] van der Riet D, Stopforth R, Bright G, Diegel O. An overview and comparison of upper limb prosthetics. In: 2013 Africon. IEEE; 2013. p. 1–8.

[7] Wong S, Gui C. Brain controlled robotic arms-advancements in prosthetic technology. Univ West Ontario Med J 2018;87:59–61.

[8] Cordella F, Ciancio AL, Sacchetti R, Davalli A, Cutti AG, Guglielmelli E, et al. Literature review on needs of upper limb prosthesis users. Front Neurosci 2016;10: 209.

[9] Edeer D, Martin CW. Upper limb prostheses: a review of the literature: With a focus on myoelectric hands: WorkSafeBC. Clin Serv Worker Employ Serv 2011.

[10] Smail LC, Neal C, Wilkins C, Packham TL. Comfort and function remain key factors in upper limb prosthetic abandonment: findings of a scoping review. Disabil Rehabil 2020:1–10.

[11] Vujaklija I, Farina D, Aszmann OC. New developments in prosthetic arm systems. Orthop Res Rev 2016;8:31–9.

[12] Gonzàlez-Fernàndez M. Development of upper limb prostheses: current progress and areas for growth. Arch Phys Med Rehabil 2014;95:1013–4.

[13] Toledo C, Leija L, Munoz R, Vera A, Ramirez A. Upper limb prostheses for amputations above elbow: a review. In: Health care exchanges, 2009 PAHCE 2009 Pan American: IEEE; 2009.p. 104–8.

[14] Bajaj NM, Spiers AJ, Dollar AM. State of the art in prosthetic wrists: commercial and research devices. In: Rehabilitation Robotics (ICORR), 2015 IEEE international conference on. IEEE; 2015.p. 331–8.

[15] Bruderlin A. The creative process of animating human movement. Knowle-Based Syst 1996;9:359–67.

[16] Flowers WC, Mann RW. An electrohydraulic knee-torque controller for a prosthesis simulator. 1977.

[17] Ritchie S, Wiggins S, Sanford A. Perceptions of cosmesis and function in adults with

upper limb prostheses: a systematic literature review. Prosthet Orthot Int 2011;35:

332–41.

[18] Nagaraja VH, Bergmann JH, Sen D, Thompson MS. Examining the needs of affordable upper limb prosthetic users in India: a questionnaire-based survey. Technol Disabil 2016;28:101–10.

[19] Abayasiri RAM, Madusanka DK, Arachchige N, Silva A, Gopura R. In: MoBio: A 5 DOF trans-humeral robotic prosthesis. 2017 international conference on rehabilitation robotics (ICORR). IEEE; 2017. p. 1627–32.

[20] Lenzi T, Lipsey J, Sensinger JW. The RIC Arm—a small anthropomorphic transhumeral prosthesis. IEEE/ASME Trans Mechatron 2016;21:2660–71.

[21] Bennett DA, Mitchell J, Goldfarb M. Design and characterization of a powered elbow prosthesis. In: Engineering in medicine and biology society (EMBC), 2015 37th annual international conference of the IEEE. IEEE; 2015. p. 2458–61.

[22] Ortega-Palacios R, Bueno-Lamas J, Vazquez-Lopez J, Salgado-Ramírez J, Ortiz-Hernàndez I, Vera A, et al. Low-cost upper limb prosthesis, based on opensource projects with voice-myoelectric hybrid control. In: 2018 Global medical engineering physics exchanges/Pan American health care exchanges (GMEPE/ PAHCE). IEEE; 2018. p. 1–5.

[23] O'Neill C. An advanced, low cost prosthetic arm. SENSORS 2014:494-8. IEEE.

[24] Ten Kate J, Smit G, Breedveld P. 3D-printed upper limb prostheses: a review. Disabil Rehabil 2017;12:300–14.

[25] He L, Xiong C, Zhang K. Mechatronic design of an upper limb prosthesis with a hand. Intelligent robotics and applications. Springer; 2014. p. 56–66.

[26] Kenza AZ, Baby M, George M. Implementation of an efficient prosthetic limb controlled by electro myo graphic(EMG) signal. In: 2018 International conference on emerging trends and innovations in engineering and technological research (ICETIETR); 2018. p.1–6.

[27] Verma S, Chatterjee A, Singh HP, Kumar A, Garg K, Chattopadhyay K. A design approach for myoelectric arm with hand and wrist motions using single actuator. Int J Adv Manuf Technol 2013;67:1899–907.

[28] Jarc A, Kimes A, Pearson M, Peck M. The design and control of a low-power, upperlimb prosthesis. In: Proceedings of the IEEE 32nd annual northeast bioengineering conference. IEEE; 2006. p. 165–6.

[29] Atkins DJ, Heard DCY, Donovan WH. Epidemiologic Overview of individuals with upperlimb loss and their reported research priorities. JPO 1996;8.

[30] Bekey GA, Tomovic R, Zeljkovic I. Control architecture for the Belgrade/USC hand. Dextrous robot hands. Springer; 1990. p. 136–49.

[31] Chaloempaisansuk P, Chanthasopeephan T. Design of an underactuated prosthesis arm. In:2016 6th IEEE international conference on biomedical robotics and biomechatronics (BioRob).IEEE; 2016. p. 968–73.

[32] Belter JT, Dollar AM. Novel differential mechanism enabling two DoF from a single actuator: application to a prosthetic hand. In: Rehabilitation robotics (ICORR), 2013 IEEE international conference on. IEEE; 2013. p. 1–6.

[33] Lalibert e T, Gosselin CM. Simulation and design of underactuated mechanical hands. Mech Mach Theory 1998;33:39–57.

[34] Kulkarni T, Uddanwadiker R. Overview: mechanism and control of a prosthetic arm. Mol Cell Biomech 2015;12:147–95.

[35] Belter JT, Segil JL, Dollar AM, Weir RF. Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands: a review. J Rehabil Res Dev 2013:50.

[36] Cura VO, Cunha FL, Aguiar ML, Cliquet Jr A. Study of the different types of actuators and mechanisms for upper limb prostheses. Artif Organs 2003;27: 507–16.

[37] Kundu SK, Kiguchi K. Development of a 5 DOF prosthetic arm for above elbow amputees.In: Mechatronics and automation, 2008 ICMA 2008 IEEE international conference on. IEEE; 2008.p. 207–12.

[38] Ramananarivo M, Raison M, Barron O, Achiche S. Biofidelic design of the forearm of a myoelectric prosthesis with maximum functional volume. In: DS 87-1 Proceedings of the 21st International conference on engineering design (ICED 17) Vol 1: resource sensitive design, design research applications and case studies, Vancouver, Canada, 21-2508 2017; 2017. p. 479–88.

[39] Seo M, Kim H, Choi Y. Human mimetic forearm mechanism towards bionic arm. In: 2017 International conference on rehabilitation robotics (ICORR). IEEE; 2017. p. 1171–6.

[40] Bandara DSV, Gopura RARC, Hemapala KTMU, Kiguchi K. A multi-DoF anthropomorphic transradial prosthetic arm. In: 5th IEEE RAS/EMBS International conference on biomedical robotics and biomechatronics; 2014. p. 1039–44.

[41] Trent L, Intintoli M, Prigge P, Bollinger C, Walters LS, Conyers D, et al. A narrative review: current upper limb prosthetic options and design. Disabil Rehabil 2019: 1–10.

[42] Motion Control IAFC. Motion Control ETD (Electric Terminal Device).

[43] Das N, Nagpal N, Bankura SS. A review on the advancements in the field of upper limb prosthesis. J Med Eng Technol 2018;42:532 45.

[44] Resnik L, Klinger SL, Etter K. User and clinician perspectives on DEKA arm: results of VA study to optimize DEKA arm. J Rehabil Res Dev 2014;51:27–38.

[45] Balasubramanian S, Melendez-Calderon A, Roby-Brami A, Burdet E. On the analysis of movement smoothness. J Neuroeng Rehabil 2015;12:112.

[46] Choi A, Joo S-B, Oh E, Mun JH. Kinematic evaluation of movement smoothness in golf: relationship between the normalized jerk cost of body joints and the clubhead. Biomed Eng Online 2014;13:20.

[47] Fukaya T, Mutsuzaki H, Nakano W, Mori K. Smoothness of the knee joint movement during the stance phase in patients with severe knee osteoarthritis. AsiaPac J Sports Med Arthrosc Rehabil Technol 2018;14:1–5.

[48] Sakata K, Kogure A, Hosoda M, Isozaki K, Masuda T, Morita S. Evaluation of the age-related changes in movement smoothness in the lower extremity joints during lifting. Gait Posture 2010;31:27–31.

[49] Yan JH, Hinrichs RN, Payne VG, Thomas JR. Normalized jerk: a measure to capture developmental characteristics of young girls' overarm throwing. J Appl Biomech 2000;16:196–203.

[50] Pinto C, Schuch CP, Balbinot G, Salazar AP, Hennig EM, Kleiner AFR, et al. Movement smoothness during a functional mobility task in subjects with Parkinson's disease and freezing of gait–an analysis using inertial measurement units. J Neuroeng Rehabil 2019;16:110.

[51] Fisette P, Docquier Q. Modeling multibody systems with ROBOTRAN. 2019.

[52] Docquier N, Poncelet A, Fisette P. ROBOTRAN: a powerful symbolic generator of multibody models. Mech Sci 2013;4:199–219.

[53] Levin S, Lowell de Solorzano S, Scarr G. The significance of closed kinematic chains to biological movement and dynamic stability. J Bodywork Movement Therap 2017;21.

[54] Laitenberger M, Raison M, P'eri'e D, Begon M. Refinement of the upper limb joint kinematics and dynamics using a subject-specific closed-loop forearm model. Multibody SysDyn 2015;33:413–38.

[55] Monnet T, Begon M, Vall'ee C. Identification des paramètres inertiels du corps humain. In:18`eme Congrès Français de M'ecanique (Grenoble 2007); 2007.

[56] Gulde P, Hermsdorfer ["] J. Smoothness metrics in complex movement tasks. Front Neurol 2018;9.

[57] Kholinne E, Gandhi MJ, Adikrishna A, Hong H, Kim H, Hong J, et al. The dimensionless squared jerk: an objective parameter that improves assessment of hand motion analysis during simulated shoulder arthroscopy. Biomed Res Int 2018. 2018.

[58] Black N, Biden EN, Rickards J. Using potential energy to measure work related activities for persons wearing upper limb prostheses. Robotica 2005;23:319–27.

[59] Goktepe " A, Cakir B, Yilmaz B, Yazicioglu K. Energy expenditure of walking with prostheses: comparison of three amputation levels. Prosthet Orthot Int 2010;34: 31–6.

[60] Handford ML, Srinivasan M. Robotic lower limb prosthesis design through simultaneous computer optimizations of human and prosthesis costs. Sci Rep 2016; 6. 19983.

[61] Dkhar W, Yadav S, Suresh S, Pradhan S. An evolution of the carry angle of an elbow joint: a radiographic study. Int J Sci Res 2014;3:188–90.

[62] Yashiro K, Miyawaki S, Tome W, Yasuda Y, Takada K. Improvement in smoothness of the chewing cycle following treatment of anterior crossbite malocclusion: a case report. CRANIO® 2004;22:151–9.

[63] Montagnani F, Controzzi M, Cipriani C. Is it finger or wrist dexterity that is missing in current hand prostheses? IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng 2015;23:600–9.

[64] Taushanov A. Jerk response spectrum. 2018.

[65] Zribi S, Mejerbi M, Tlijani H, Knani J. Comparison between motions profiles applied to flexible manipulator arm. In: 3rd International conference on automation, control engeneering and computer science; 2016. p. 565–71

CHAPITRE 6 ARTICLE 3: A TEST BENCH FOR EVALUATING EXOSKELETONS FOR UPPER LIMB REHABILITATION

Ce chapitre se présente sous la forme d'un article qui a été soumis dans la revue d'autoarchivage ArXiv. Cet article a été coécrit par Clautilde Nguiadem, Maxime Raison et Sofiane Achiche. A test bench for evaluating exoskeletons for upper limb rehabilitation.

Cet article a été soumis le 29 décembre 2021.

Abstract

Rehabilitation exoskeletons have proven to be useful in assisting clinicians in therapy and assisting users in daily tasks. While the potential of wearable robotics technology is undeniable, quantifying its value is difficult. As a result, performance in wearable robotics is becoming a pressing concern, and the scientific community requires reliable and repeatable testing methodologies to evaluate and compare the available exoskeletal systems. Various types of exoskeleton robots have already been developed and tested for upper limb rehabilitation. The problem is that evaluations are not standardized, particularly in pediatric rehabilitation.

This paper aimed to propose a methodology for the quantitative evaluation of upper limb exoskeletons that, like a test bench, would serve for replicable testing. This was accomplished by determining the range of motion (ROM) and joint torques using both kinematic modeling and experimental measurements (using sensors integrated into Dynamixel actuators, where ROM and joint torques were estimated from actuator feedback, respectively, in position and in load through the IDE Arduino).

The proposed test bench can provide an accurate range of motion (ROM) and joint torques during the pronation–supination task. The range of motion obtained with the 3D or physical prototype was approximately $156.26 \pm 4.71^{\circ}$ during the pronation–supination task, while it was approximately $146.84 \pm 14.32^{\circ}$ for the multibody model. The results show that the average range of experimental torques (0.28 ± 0.06 N.m) was overestimated by 40% and just 3.4%, respectively, when compared to the average range of simulated torques (0.2 ± 0.05 N.m) and to the highest range of simulated torques (0.29 N.m). For the experimental measurements, test–retest reliability was excellent ($\alpha = 0.96-0.98$) within sessions and excellent or good ($\alpha = 0.93$ and $\alpha = 0.81-0.86$) between sessions.

Finally, the suggested approach provides a range of motion close to the normal range of motion necessary during PS tasks. These results are important because they validate the measurements' accuracy and underline the proposed methodology's relevance. This study also confirms fluctuations in torque in human joints during motion and emphasizes the importance of considering these variations for precise quantification of joint torques by using the maximum value of estimated torques (rather than the average value).

To conclude, the proposed assessment procedure could become a reference standard for evaluating exoskeletons for the upper limb. This study also addresses a methodological aspect on the accurate assessment of joint torques that can serve in applications such as the sizing of actuators in exoskeletons or the non-invasive evaluation of muscle forces in the human body. In perspective, the concept will be expanded to additional joints, such as the elbow and wrist, to have a more complex assessment tool. Furthermore, future research will address the user's safety by quantifying the kinematic coupling between the user and the device.

Keywords: upper limb rehabilitation, multibody modeling, exoskeleton evaluation, movement simulation, rehabilitation devices, motor sizing, wearable robotics.

Abbreviations:

AC: acromioclavicular ADL: activities of daily living CAD: computer-aided design CCW: counter-clockwise CW: clockwise DoF(s): degrees of freedom FE: flexion–extension GH: glenohumeral HU: humeroulnar HR: humeroradial

MBD: multibody PS: pronation—supination RC: radiocarpal ROM: range of motion RU: radioulnar SC: sternoclavicular SCI: spinal cord injury SD: standard deviation SIP: segmental inertial parameters

6.1 Introduction

In the early 1990s, the use of robotic devices in neurorehabilitation was proposed to provide motor training and to support clinicians for physical therapy [1-3]. Rehabilitation robots were developed and clinically used for patients with spinal cord injuries (SCI) [4-6], for post-stroke rehabilitation [7-9], as well as for patients with other neurological or physiological conditions, such as multiple sclerosis [10], that result in movement impairment [11-17]. Motor impairment, which usually affects the limbs, is the most common consequence/deficit among individuals after stroke and traumatic brain or spinal cord injury. The rehabilitation process restores the functionality of the upper extremities, allowing the patient to recover the greatest possible use of their limbs and regain their independence. Some of the rehabilitation modalities include electromyography biofeedback, robot-assisted therapy, virtual reality-based interventions, and functional electrical stimulation [18]. Physical rehabilitation is still crucial for individuals to regain functional independence after motor impairment. Therefore, physical therapy and exercise help to increase motor recovery and function, thanks to changes in cortical reorganization caused by residual neuroplasticity [19, 20]. However, exercise-based treatments represent a considerable burden for therapists and are heavy consumers of healthcare resources since a therapist performs the repetitive movements of the impaired limb throughout the therapeutic training session. As a result, not only does the entire rehabilitation process necessitate the presence of a professional therapist, but it is also a laborintensive, time-consuming, and costly procedure for both therapists and patients [21]. Furthermore, the rehabilitation field faces a shortage of therapists as the population with rehabilitation needs, such as stroke patients and the elderly, grows [22]. Zimbelman et al. have reported that shortages are expected to continue to increase until 2030 in the United States [23]. To address these challenges, rehabilitation robots have been designed for use as assistive robotic devices (assistive and therapeutic robots) for therapists in the clinical setting and for patients at home. Clinical evidence and a growing number of studies have confirmed the potential benefits of robot-assisted therapy in upper limb rehabilitation [6, 24-27] and found it to be superior to standard manual therapy in some cases [15, 25, 28, 29]. The key benefits of rehabilitation robots are that they can give high-dose and high-intensity training through high-quality and repeated motions. Thus, these rehabilitation devices may help improve the upper limb rehabilitation [6]. Overall, these rehabilitation devices may help improve the upper limb rehabilitation treatments by supporting and guiding the patients to perform motor tasks while completely utilizing their residual sensorimotor coordination abilities.

The most fundamental block of a rehabilitation robot's design is its kinematic structure, which determines its functional capabilities. According to the kinematic or mechanical structure, end-effector-based systems and exoskeleton-based systems are the two major types of rehabilitation robots [32] [11, 12] [9]. The first category covers simpler devices with one or two degrees of freedom (DoF) that can be used to train basic functions or single-articulation movements (such as elbow or hand planar movements), while the second category represents multi-DOF robots that can train spatial and more complex movements. In the latter option, exoskeletons are the most advanced robots since they control the end effector of the human arm (i.e., the hand or wrist) and the entire kinematic chain, providing single-joint robotic assistance during movement execution. As a result, they can be tailored to each patient's specific needs.

While very promising, on the one hand, the development of rehabilitation exoskeletons faces design challenges, including issues related to the exoskeleton kinematic compatibility with human upper limbs [33, 34]. Due to the strong link between human limbs and exoskeleton robots, the user can be injured if the exoskeleton tries to impose incompatible kinematic or dynamic configurations on the human body [35, 36]. This is critical in motor rehabilitation because individuals may have muscle weakness. Recent rehabilitation robots are built to operate at very low power in order to minimize injury to the end user [16], but this method causes the robots to work very slowly, limiting

the activities that they can perform. To better minimize such risks, the exoskeleton mechanism's safety should be built-in, and the interface should be more effective. Upper limb exoskeletons (ULE) are designed to be kinematically compatible with the wearer's joints, allowing them to undertake therapy exercises safely and efficiently. Due to the proximity between the two systems (users and robots), safety is becoming a fundamental criterion in the design of exoskeleton robots [26, 37, 38]. Safety involves risks related to the devices' use (such as the effects of the devices on motor function) as well as their regulation [39]. On the other hand, although exoskeletons represent a promising technology, many questions concerning effective robotic upper limb rehabilitation remain unanswered [12]. In fact, there is not yet sufficient evidence of the clinical effectiveness robot-assisted rehabilitation [26, 40]. This gap has been identified in the literature as resulting from the following factors: (i) the difficulty of comparing the few clinical results available; (ii) the lack of objective assessment tools; and (iii) the most effective methods are still not clear and cannot be implemented in rehabilitation robots. In addition to safety, defining the benefits of these robotic devices is critical because it clearly identifies which functions in daily life can be aided and accomplished. Robotic rehabilitation systems are used when the benefit outweighs the risk. In this context, rehabilitation robots should be evaluated on the basis of their safety and effectiveness [16], which necessitates a thorough assessment of these robots.

During the last two decades, there has been a tremendous effort to enhance the design and control strategy of robotic rehabilitation devices, but little has been done to verify their efficacy in rehabilitation settings. Many rehabilitation robots have been developed over the last decade. However, only a handful have become commercially available, and some are still in the development stage, undergoing clinical studies to gather data on their usefulness and effectiveness [12]. It has been reported that results of the clinical evaluation of therapy-applying robots are still sparse [12]. In addition, the results of controlled clinical trials on efficacy and effectiveness remain limited, and those already available are difficult to compare with one another [7, 12, 41]. As a result, quantitative evaluations of these devices are not standardized [40, 42]. Although wearable robotic technology has undeniable potential, quantifying its worth is difficult. In the field of wearable robotics, performance evaluation is becoming increasingly important [43], but it is challenging. There is currently no systematic framework for evaluating these robots in all of their aspects, particularly in pediatric rehabilitation, where access to exoskeletons lags far behind that of adults [44]. Previous reviews have noted weakness and difficulty in providing reliable evidence

of these devices' clinical usefulness [12], potentially due to a lack of clear and rigorous assessment methods [12, 45]. To address this gap, quantitative benchmarking approaches are recommended; thus, evaluation of the performance and conducting appropriate testing are achieved by using a test bench [45-47]. Quantitative assessment as evaluation for rehabilitation robot benchmarks not only allows for the verification and comparison of different devices but also defines R&D targets and directions and provides important support for the standardization and efficient transfer of wearable exoskeletons from the lab to the market [12, 44, 47].

It is necessary to develop a standard benchmarking framework for wearable robots in order for them to be effectively and extensively adopted by end users [38, 42]. In this context, we provide a test bench for the evaluation of exoskeletons for upper extremity rehabilitation in this work. This test bench uses a prototype of a biofidelic prosthesis with a unique design feature: the forearm's kinematic structure is similar to that of a human [48]. To assess the device's effectiveness, we design an evaluation protocol that includes flexion-extension and pronation-supination tasks that are representative of upper limb tasks involving elbow, forearm, and wrist joint motions to assess the device's effectiveness. The evaluation of robotic-based rehabilitation devices, as with any other wearable robotic technology, should take into account two key domains: i) the functional perspective and ii) the interaction perspective [46]. In this paper, we look at the first viewpoint, namely the functional perspective, in which benchmarks are divided into two categories: performance and biomechanics. The scientific community urgently needs reliable and repeatable testing methodologies to validate and compare the performance of the many and varied exoskeletal options available [12, 29, 37, 42, 43, 49]. According to a discussion between researchers and stakeholders during the 2019 edition of the ExoBerlin conference [50], the key aspects in the field of performance evaluation to be addressed in the near future include the following: functional performance (i.e., measuring physical performance relevant to wearable exoskeletons' functioning) and methodological aspects (i.e., creating a methodology for measuring physical performance relevant to wearable exoskeletons) [46]. As a result, the primary goal of this research is to provide a test bed/test bench for the precise quantification of the performance of the proposed prototype and, as a result, to establish a standard for evaluating upper limb exoskeletons.

6.2 Materials and Methods

A test bench based on a biofidelic upper limb prosthesis was developed using both the multibody model and the physical prototype of this robotic system in order to achieve reproducibility for the benchmarking presented in this study. We identified two essential views for the benchmarking approaches in rehabilitation robotics-functional and interaction perspectives-in order to provide a systematic framework for the evaluation of upper limb wearable exoskeletons. The functional perspective, which incorporates performance and biomechanical benchmarks, is the subject of this paper. The proposed test bench is used to quantify the kinematics and dynamics of the robotic system. To do that, the benchmarking method (Figure 6.1) incorporated a numerical simulation of the multibody model as well as an experimental approach with the physical prototype controlled by Dynamixel actuators. As a result, this physical prototype of the prosthesis is presented first in this section, followed by the simulation approach of the multibody model suggested in our prior paper [48] in order to evaluate the performance of the final design (here, the kinematic data acquisition is outlined). The experimental setup and protocol for the experimental testing, as well as the methodological approach for the quantitative assessment (estimation) of performance metrics obtained from experiments, are then described. Finally, the statistical tests used in this research are described.



Figure 6.1 Testing methodology

6.2.1 System Design

Since the upper limb exoskeleton works in constrained motion with the human body, appropriate kinematic constraints should be satisfied. The prosthesis in this work is based on a biofidelic kinematic structure of the forearm [48]. The prosthesis' kinematic structure has four degrees of freedom, supporting the motion of the elbow and wrist joints. The computer-aided design (CAD) model of the prosthesis, created with the Solidworks software, is shown in Figure 6.2 (a). It weighs 3.5 kg and comprises the following components:

- Humerus, which stands for the arm part.
- Forearm section, which is represented by two rigid bodies (ulna and radius).
- Link shaft, which permits the two forearm parts to be linked together.
- Four Dynamixel AX-18A servomotors, placed at the joint level for the execution of the required movements.

The system can perform upper limb motions such as elbow flexion–extension (FE), forearm pronation–supination (PS), flexion–extension, and radio-ulnar deviation of the wrist thanks to its four degrees of freedom. Dynamixel smart servomotors were controlled using an Arduino platform algorithm to offer the desired functionality.


Figure 6.2 (a) A Computer-aided Design (CAD) model of the upper limb prosthesis built in Solidworks; (b) Multibody model of the prosthesis. The model is articulated by a moving base (q1–6), the sternoclavicular joint (SC, q7–9), the acromioclavicular joint (AC, q10–12), the glenohumeral joint (GH, q13–15), the humeroulnar joint (HU, q16–18), the radioulnar joint (RU, q19–20), the virtual CoR (q21), the humeroradial joint (HR, cut of ball joint with three kinematic loop-closure constraints), and the radiocarpal joint (RC, q22–23). See Table 6.1 for the detailed description of the kinematic chain.

6.2.2 Multibody dynamics simulation of the prosthesis

This subsection presents the modeling and dynamic simulation of the prosthetic mechanism used in this study (i.e., the mechanism designed using the Solidworks software and printed in 3D). The kinematics and the approximate dynamic behavior of the prosthesis were estimated using multibody dynamics analysis and were then compared to experimental measurements in the rest of the study (see Section 6.2.3).

Based on the topological description of the multibody system, the equations of motion were symbolically generated by the ROBOTRAN software, using a recursive Newton–Euler formalism

[51] employing relative generalized coordinates \mathbf{q} as system configuration parameters. For the open-loop and closed-loop models, the inverse dynamic equations of motion are given by Eqs. (6-1) and, Eqs. (6-2) and (6-3) through (6-6), respectively. The symbolic equations were then used in Matlab to compute inverse dynamics and kinematics. Note that, since the studied model is a closed-loop model, it is subject to kinematic loop-closure constraints and the dynamic equation (6-2) takes into account these constraints by using the method of Lagrange multipliers. So, the purpose of ROBOTRAN was to automatically generate, in symbolic form, the dynamic equations and the kinematic constraints associated with the loops [51].

The computer simulation based on multibody dynamics requires actual joint kinematics representing the input data. In a previous study of our research group [52], these kinematic data (i.e., input data) were recorded during pronation–supination (PS) and pure flexion–extension (FE) movements of 15 healthy adults by a 12-camera motion capture system (T40S, Vicon-Oxford, UK) sampled at 100 Hz.

First, from actual joint positions (**Xexp**, m) obtained from kinematic markers, the joint positions predicted by the multibody model (**Xmod**, m (q)) were reconstructed by the inverse kinematics process by using the global optimization approach specified by Equation (6-6). The q variables represent joint angles, which are used to approximate the range of motion (ROM) assessed in this study. Joint torques (Q) required for each of the studied tasks (flexion–extension and pronation–supination) were then computed using segmental inertial parameters, and generalized positions, speeds, and accelerations (q, \dot{q} , \ddot{q}) using inverse dynamics (see Equation 6-2). Finally, the multibody dynamics simulation also provided the temporal evolution of power consumption. The power formula (**P**), as well as its relationship with total energy (**E**) as a function of angular velocity (Ω), are described in equations 6-7 and 6-8, respectively.

The multibody model was created using data from the real prototype of the prosthesis (i.e., mass, centers of gravity, and length of arm, forearm, and hand).

6.2.2.1 Segmental inertial parameters (SIPs)

In biomechanics, SIPs are key parameters for studying the dynamics of human motion [53]. As in our previous study [48], SIPs of the arm, the forearm, and the hand were defined by using the

Yeadon's model [54] but based on the measurements (lengths and masses) of the physical prototype. Otherwise, the SIPs of the thorax, clavicle, and scapula were estimated using measurements obtained from medical imaging obtained from the literature, and undefined or unavailable values were set to negligible values.

$$M(q, \delta) \ddot{q} + C(q, \dot{q}, \delta, frc, trq, g) = Q(q, \dot{q})$$
(6-1)

$$M(q, \delta) \ddot{q} + C(q, \dot{q}, \delta, frc, trq, g) = Q(q, \dot{q}) + J^{T}\lambda$$
(6-2)

$$h(q) = h_{loop}(q) = 0$$
(6-3)

$$\dot{h}(q, \dot{q}) = J(q) \dot{q} = 0$$
(6-4)

$$\ddot{h}(q, \dot{q}, \ddot{q}) = J(q) \ddot{q} + \dot{J}(q, \dot{q}) \dot{q} = 0$$
(6-5)

where **M** is the matrix of the generalized system inertia, **C** is the vector of dynamic nonlinear effects containing gyroscopic, centrifugal, gravitational, and external force effects, **Q** is the vector of generalized forces, $\mathbf{J}(\mathbf{J} = \frac{\delta_h}{\delta_q^T})$ is the Jacobian matrix of kinematic constraints **h** (*q*), λ is the vector of the Lagrange multipliers connected to the kinematic constraints, g is the gravity constant, **frc** and **trq** are external forces, and δ is the dynamic parameters of the multibody system.

Equation (6-1) is subjected to kinematic constraints $\mathbf{h}(q)$, defined in this study by loop-closure constraints h_{loop} (Equation 6-3). The geometric constraints imposed by the cut of the ball joint (HR) are checked at any time using equations 6-3 to 6-5 to ensure that the loop closure is respected.

$$\frac{\min f(q)}{q} = \sum_{m=1}^{n_m} \| X_{\text{mod},m}(q) - X_{\exp,m} \|^2$$
 (6-6)

where q is the desired variable during the optimization, and m is the index of the marker ($n_m = 29$). f(q) is the objective function solved independently at each time of frame f, and n_f indicates the total number of frames.

$$\mathbf{P} = \boldsymbol{Q}\boldsymbol{\Omega} \tag{6-7}$$

$$\mathbf{E} = \int \mathbf{P}(t) \, dt = \int |Q\Omega| \, dt \tag{6-8}$$

6.2.2.2 Multibody model of the prosthesis

In a recent work, we developed a multibody (MBD) model of the upper limb prosthesis [48]. As shown in Figure 6.2 (b), the kinematic chain is composed of four main parts: the shoulder complex, the arm, the forearm, and the terminal device.

Unlike the physical prototype, the multibody model included the shoulder, represented by four bodies in series (thorax, clavicle, scapula, and humerus) connected by three successive spherical joints: the sternoclavicular (SC), acromioclavicular (AC), and glenohumeral (GH) joints defined as q_{7-9} , q_{10-12} , and q_{13-15} , respectively. The thorax was the moving base of the MBD kinematic chain, with six degrees of freedom (DoFs) (q_{1-6}). The arm was represented by a single body that ran from the shoulder to the elbow and corresponded to the humerus. A parallel mechanism combining two solids, the radius and the ulna, represented the forearm. By a closed-loop PS mechanism (q_{17-21}) with two bodies, the forearm was attached to the humerus by the elbow joint (q_{16}) and to the hand by the wrist joint ($q_{22} - q_{23}$) on the proximal and distal sides, respectively. Finally, the hand was modeled as a rigid body.

Roughly, the model's kinematic chain was characterized by 7 rigid body segments with 23 DoFs coupled by 9 joints, as described in Table 6.1. Our prior study [48], however, provides a more detailed description of the kinematic chain.

Joint	Proximal segment	Distal segment	DoFs	qi	Local axis	Functional description
Moving base	Base	Thorax	6	q 1	Z	Medial/lateral translation
				q ₂	Y	Vertical translation

Tableau 6.1 kinematic chain	description of the	proposed model
-----------------------------	--------------------	----------------

				q ₃	Х	Anterior/posterior translation
				q ₄	Z	Flexion/extension
				q 5	Х	Lateral rotation
				q ₆	Y	Axial rotation
Sternoclavicular (SC)	Thorax	Clavicle	3	q 7	Y	Protraction- retraction
				q ₈	Х	Depression/elevation
				q 9	Z	Axial rotation
Acromioclavicular	Clavicle	Scapula	3	q ₁₀	Y	Protraction/retraction
(AC)				q ₁₁	X	Lateral/medial rotation
				q ₁₂	Z	Anterior/posterior tilt
Glenohumeral	Scapula	Humerus	3	q 13	Y	Plane of elevation
(GH)				q ₁₄	Х	Negative elevation
				q 15	Y	Axial rotation
Humeroradial (HU)	Humerus	Ulna	1	q ₁₆	Z	Flexion/extension

			Closed-	q17	X	Axial displacement
			loop: 5-			
			3=2		V	T / 1 ·
			DoFs	q_{18}	Ŷ	Lateral swaying
Radioulnar (RU)	Ulna	Radius		q 19	Х	Pronation/supination
				q ₂₀	Y	Torsional angle
Virtual CoR	Ulna	Radius		q ₂₁	Z	Aperture angle
Humeroradial	Radius	Humerus		-		Cut of ball joint with
(HR)						3 constraints
Radiocarpal (RC)	Radius	Hand/terminal	2	q ₂₂	Y	Flexion/extension
		aevice		q23	Z	Ulnar/radial
						deviation

6.2.3 Experimental tests

Following the multibody analysis, the experimental tests were carried out on the physical test bench, which is controlled by an algorithm on the Arduino platform and operated by Dynamixel smart servomotors. These experiments aimed to assess the system's performance thanks to the sensors embedded inside the servomotors. Two parameters, the range of motion (ROM) and the joint torques required to perform the studied pronation–supination (PS) movement, were chosen as performance evaluation metrics in this study, based on the definition of performance as "the level of accomplishment of a defined motor skill/task".

These parameters were measured using the experimental setup and procedure described above. To begin, we measured the range of motion (ROM), which was then compared to the simulated ROM

from the multibody (MBD) model (as well as the healthy reference). Second, the torques provided by actuators at the joints were measured and compared to the torques simulated by the MBD model.

6.2.3.1 Experimental setup and procedure

The experimental setup comprised the following components, as indicated in Figure 6.3:

- Physical test bench: 3D-printed upper limb prosthesis (based on a compliant kinematic structure of the forearm) with Dynamixel AX-18A servomotors installed at the prosthetic joints.
- A laptop/PC, on which the Arduino software was installed and executed.
- A 9V-12V power supply was required to power the Dynamixel AX-18A actuators.
- Arduino board with the ATMEGA328p microcontroller
- USB to SERIAL cable: for data transmission and Arduino board power.
- Communication circuit (by half-duplex UART protocol) based on the 74LS241 chip, shown in Appendix 1: for communication between the microcontroller and the servomotors.
- Workstation/work surface: to set up all of the necessary equipment.



Figure 6.3 Experimental setup

The prosthetic joints were actuated thanks to Dynamixel AX-18A smart actuators controlled by the Arduino platform, chosen for their user-friendliness and simplicity. These servomotors were connected to an Arduino uno board (which integrated an ATMEGA328p microcontroller). To control the Dynamixel actuators, the main controller must convert its UART signals to the half-duplex type [55]. The communication circuit employed in this study is depicted in Appendix 1 and was based on the 74LS241 chip. The Arduino uno board was in turn connected via a USB cable to the computer for serial data transfer. The Dynamixel AX-18A actuators communicate with the Arduino according to the Serial protocol. When connected to the communication circuit and the Arduino uno board, these servomotors returned their feedback through the serial monitor of the Arduino.

6.2.3.2 Experimental protocol

The Dynamixel actuators were powered at 12V using a 9V-12V power source once the experimental setup was constructed and various equipment (Arduino board, PC, prototype, communication circuit) was properly linked. The physical prototype's joints were then asked to move independently using an algorithm control that controlled the servomotors at a specific speed and direction (i.e., in position control mode) [56].

133

Upper limb motions (elbow flexion–extension, forearm pronation–supination (PS), flexion– extension (FE), and radio-ulnar deviation of the wrist) were included in the protocol in order to reflect nontargeted upper limb movements that might occur in everyday life. However, because the efficiency/particularity of the prosthesis relies on the biofidelic mechanism of the forearm, the experimental tests focused on the forearm PS (Figure 6.4). Furthermore, the elbow movement is easy to implement.

Experimental tests were conducted in three sessions, during which the same tests were repeated at different times: the first and second sessions were conducted on the same day at a 5-minute interval, and 10 days elapsed between them and the third session. These tests aimed to measure torques and the range of motion (ROM) by obtaining from the Dynamixel actuators the feedback in position and in load for each joint through the IDE Arduino. During each session, the AX-18A servomotors for pronation–supination were programmed to move at a speed of 11.1 RPM in a counter-clockwise (CCW) direction for pronation and a clockwise (CW) direction for supination of the forearm. All positions allowed by the design were read using the Serial monitor of Arduino software for ROM measurement, with only the maximum positions from the neutral position (palm up) reported. The feedback in load was collected over a period of time under the same conditions (i.e., the same speed, directions, and motions) to allow the measurement of joint torques. For this second parameter, the start and finish positions, as well as the direction and speed, were sent to the servomotors in commands.



Figure 6.4 The forearm pronation–supination (PS). Adapted from [57].

6.2.3.3 Estimation of performance metrics: measurement of ROM and actuator torques

The range of motion (ROM) and torques were estimated using the feedback in position and in load, respectively, obtained from the Dynamixel servomotors, via the IDE Arduino.

The Dynamixel AX-18A actuators can operate between 0 and 300° in control position mode. The position feedback, on the other hand, is returned in 1024 bits with a unit of 0.29 degrees. As a result, the data read for the positions of Dynamixel actuators were multiplied by 0.29 degrees to convert them to joint positions.

Otherwise, the load feedback is returned in 2048 bits. The unit was 0.1 percent (0.1%) and the values read varied from 0 to 2047 (0-1023 for CCW direction and 1024-2047 for CW direction).

Through the relationship (5.9), the actuator's load (i.e., current) is proportional to the torque.

$$T = 1.8K$$
 (5.9)

where K, the proportionality factor, is calculated by equations (5.10) and (5.11) from the load feedback:

■ If **X**, the value of the load feedback, is less than 1023, i.e., **X** < 1023:

$$K = (X) 0.1\%$$
 (5.10)

• If **X**, the value of the load feedback, is more than 1023, i.e., X >1023:

$$K = (X - 1024) 0.1\%$$
 (5.11)

Concisely, joint torques are a percentage of the maximum torque (1.8 N.m). For example, a load feedback value of 256 indicates that the joint is controlled by 25% of the maximum torque, resulting in a torque of around 0.45 N.m.

6.2.3.4 Statistical Analysis

The system's effectiveness was measured using performance parameters such as range of motion (ROM) and joint torques, which were calculated and given as mean and standard deviation (SD), i.e., mean \pm SD. In addition, the validity and reliability of experimental tests were assessed using the test–retest reliability method. Intra-session reliability (between two tests conducted on the same day at 5-minute intervals) and inter-session reliability (between the two first tests and a third test conducted 10 days later) were calculated for this purpose. The reliability coefficient (α) was used to interpret test reliability as follows: fair (below 0.60); moderate (0.60–0.69); acceptable (0.70–0.79); good (0.8–0.89); excellent (0.9–1.00).

6.3 Results

This section presents the findings of multibody (MBD) simulations and experimental tests on the range of motion and joint torques during the pronation–supination (PS) task.

6.3.1 Simulation results of joint kinematics and dynamics

During the PS task, the range of motion was $146.84 \pm 14.32^{\circ}$, ranging from $-65.24 \pm 7.16^{\circ}$ to $81.60 \pm 7.16^{\circ}$, according to the results of multibody dynamics (MBD) reported in Table 6.2. Minimum, maximum, and range of PS joint torques are also reported in Table 6.2. With minimum and maximum values of - 0.11 ± 0.02 N.m and 0.09 ± 0.03 N.m, respectively, the average PS torque range was approximatively 0.2 ± 0.05 N.m. Minimum and maximum values are different from one

subject to another. However, the standard deviations around the average are relatively low for PS angles, and very low for joint torques. The highest maximum torque was 0.29N.m, as observed in subject No.12.

Tableau 6.2 Minimum (Min), maximum (Max) and range of pronation-supination (PS) angles, and torques during the PS task. The values are given as mean and standard deviation (SD) for the 15 subjects.

Subjects	Angles [°]			Joint torg	ues [N.m]	
NO	Min	Max	Range	Min	Max	Range
1	-54.27	78.79	133.06	-0.1437	0.069	0.2127
2	-78.58	83.62	162.2	-0.076	0.08	0.1559
3	-70.55	98.34	168.89	-0.074	0.0348	0.1088
4	-85.68	82.43	168.11	-0.099	0.083	0.1820
5	-71.05	85.4	156.45	-0.09	0.0405	0.1305
6	-80.66	79.31	159.97	-0.088	0.069	0.1570
7	-49.45	85.29	134.74	-0.12	0.0538	0.1738
8	-57.6	83.26	140.86	-0.1539	0.089	0.2429
9	-68.77	77.55	146.32	-0.15	0.119	0.269
10	-63.86	69.77	133.63	-0.096	0.113	0.209
11	-68.05	83.61	151.66	-0.131	0.11	0.241
12	-54.19	78.6	132.79	-0.134	0.16	0.294

13	-59.2	76.76	135.96	-0.0815	0.096	0.1775
14	-60.79	63.67	124.46	-0.0895	0.11	0.1995
15	-55.9	97.71	153.61	-0.111	0.078	0.189
Mean ± SD	-65,24 ± 7.16	81.60 ± 7.16	146.84 ±	-0.11 ±	0.087 ± 0.03	0.197 ±
			14.32	0.02		0.05

6.3.2 Experimental results

The kinematic results obtained from the experimental tests show that the physical prototype provides a forearm average rotation of up to $156.26 \pm 4.71^{\circ}$, ranging from - $71.05 \pm 2.35^{\circ}$ to + $85.26 \pm 2.35^{\circ}$ during the pronation–supination (PS) task.

Experimental results of dynamics (represented as the PS joint torques of the main DoF) are reported in Table 6.3. The first session of measurements of joint torques (Trial 1) yielded a PS torque range of approximately 0.23 ± 0.05 N.m, with minimum and maximum values of - 0.03 ± 0.02 N.m and 0.2 ± 0.03 N.m, respectively. These measured torques present a relatively low standard deviation (from 0.02N.m to 0.03 N.m) during the PS task.

A second session (Trial 2) performed on the same day as the first at a 5-minute interval, and a third session (Trial 3) carried out 10 days later, led to PS torque ranges of 0.3 ± 0.05 N.m and 0.34 ± 0.08 N.m, respectively. As in Trial 1, the PS joint torques obtained from the second and third sessions still presented a low dispersion around the mean. The largest standard deviation around the average torque range was 0.08N.m. When compared to the multibody results, the experimental results show that the physical prototype increases the PS joint torques by 13%, 23%, and 41%, respectively, in the first, second, and third sessions.

Overall, there was a 40% difference between the average range of simulated torques and the average range of measured torques during the PS task, i.e., 0.2 N.m versus 0.28 N.m. However, with only a 3.4% difference, the maximum range of approximated torques, 0.29 N.m, was quite near to the average range of measured torques (0.28N.m).

Reliability of experimental measurements

To consider the reliability and validity of the experimental measurements, we compared the experimental measurements of three trials obtained by the same test over time. Intra-session reliability (between Trial 1 and Trial 2 conducted on the same day) and inter-session reliability (between the two first tests and a third test carried out 10 days later) were determined. Table 6.3 shows the detailed results for the reliability of experimental joint torques.

Intra-session reliability was excellent ($\alpha = 0.96-0.98$) for both pronation and supination. Intersession reliability was excellent ($\alpha = 0.93$) for pronation, while good inter-session reliability was found during the supination task ($\alpha = 0.81-0.84$).

Tableau 6.3 Reliability of experimental measurements. The values of joint torque are given as mean and standard deviation (SD). Intra-session reliability is calculated between Trial 1 and Trial 2, and inter-session reliability between them and Trial 3.

	Mean ± SI)	Mean ±	Reliability	coefficient ((α)
			SD			
	Trial 1	Trial 2	Trial 3	Intra- session	Inter-sessio	on
				Trial 1 &	Trial 1 &	Trial 2 &
				Trial 2	Trial 3	Trial 3
Minimum/supination	-0.03 ±	-0.033 ±	-0.04 ±	0.96	0.84	0.81
	0.02 N.m	0.015	0.05 N.m			
		N.m				
Maximum/pronation	0.2 ± 0.03	0.225 ±	0.3 ± 0.03	0.98	0.93	0.93
	N.m	0.04 N.m	N.m			

Range	0.23 ±	0.26 ±	0.34 ±
	0.05 N.m	0.05 N.m	0.08 N.m
Average range	0.28 ± 0.06	ó N.m	

6.4 Discussion

The goal of this paper was to propose a test bench for evaluating upper limb exoskeletons quantitatively. This was accomplished by determining the range of motion (ROM) and joint torques using both kinematic modeling and experimental measurements (using sensors integrated into Dynamixel actuators, where ROM and joint torques were estimated from actuator feedback, respectively, in position and in load through the IDE Arduino).

6.4.1 Analysis of kinematics results

The results of multibody kinematics showed a range of motion (ROM) of approximately $146.84 \pm 14.32^{\circ}$, while the experimental measurements provided a ROM average of $156.26 \pm 4.71^{\circ}$. This means a difference of approximately 6.5% between the simulated ROM and the experimental values. We can conclude that the difference between the simulated ROM and the experimentally measured one is not significant, since, in experimental cases with more difficult realization conditions, a percentage deviation of up to 10% can be regarded as insignificant. When we considered the uncertainties in the comparison, we discovered that the uncertainty ranges for the two measurements overlapped between 151.55° and 160.97° (figure 6.5), implying that the real value of ROM may be somewhere between the simulated and experimental values.

This result demonstrates that the approximated and experimental values are close. When comparing measurements, we reached the conclusion that considering the uncertainty ranges is relevant.

We noted that this range of PS angles from 151.55° to 160.97° is not far from 150° , which can be considered a reference value for the pronation–supination of the forearm during daily activities. It is also consistent with the fact that the PS's typical ROM (i.e., the ROM of the healthy arm) is roughly 155° (70/85). As a result, the simulated ROM and those of the physical prototype, in

addition to being close, fully cover the ROM required for upper limb activities of daily living (ADL), which is around 150° [58, 59].

These findings demonstrated that the procedures employed to generate these ROM values were relevant and helpful in achieving the study's goal.



Figure 6.5 Uncertainty ranges of the simulated range of motion from multibody analysis (Simulated ROM) versus the one from experimental measurement (Experimental ROM).

6.4.2 Analysis of dynamics results

The dynamic results demonstrate the importance of considering the variations in torque (rather than average torque) in human joints during motion when sizing actuators for exoskeletons.

When compared to those calculated by multibody (MBD) analysis, the PS torque ranges measured experimentally were overestimated by up to 40% during the PS task (i.e., 0.20N.m vs 0.28 N.m). The highest torque range determined by multibody analysis, 0.29N.m, is, nevertheless, very close to the average range of measured torques (0.28N.m), with just a 3.4% difference. This can be explained by the fact that exoskeletons are typically designed on the basis of the maximal joint torques and velocities, due to the variations in the torques and velocities in human joints during motion. When we consider the evolution of power over time, as shown in Figure 6.6, we can

identify the power peaks, confirming that there are torque fluctuations in PS joints throughout motion.

These findings prove that the maximum torque range (rather than the average) obtained from MBD simulations is important for actuator sizing for the PS joint. When we compare this maximum torque range and experimental torque ranges (i.e., the average from three trials), it leads to a low difference (3.4%), which indicates that the highest range of estimated joint torque estimated through MBD is close to the torque range measured experimentally (i.e., thanks to the physical prototype). As a result, we can conclude that multibody analysis has the potential to be a useful technique in the quantitative evaluation of upper limb exoskeletons. This study also highlights the importance of sizing actuators based on maximum joint torques.

Regarding the experimental method (based on the use of sensors integrated into Dynamixel actuators), all three experimental trials presented a relatively low standard deviation (SD = 0.05-0.08), which indicates a low dispersion of measured torques around the average and thus a low variability between the measurements of PS joint torques.

The purpose of repeating the experimental test for the measurement of joint torque was to examine the reliability of the experimental technique for the quantitative evaluation of upper limb exoskeletons suggested in this work.



Figure 6.6 The power pattern during the pronation-supination task

6.4.3 Reliability of experimental measurements

Within the sessions, the experimental results were extremely reliable ($\alpha = 0.96-0.98$), and they were highly or very reliable between the sessions ($\alpha > 0.85$). This demonstrates that the measurement tool chosen for the experimental tests could be a viable assessment method for upper limb exoskeletons.

Intra-session reliability was excellent for both pronation and supination ($\alpha = 0.96-0.98$). Excellent test–retest reliability indicates the internal validity of the test and ensures that the measurements obtained for ROM and joint torques are both representative and stable over time.

Inter-session reliability was excellent for pronation ($\alpha = 0.93$), whereas good inter-session reliability was found during the supination task ($\alpha = 0.81$ - 0.86). Good reliability means that the parameters (ROM and joint torques) were appropriately measured and that the same results could be reliably reproduced in the same situation and under the same conditions.

6.4.4 Limitations and perspectives of the study

The following two major limitations should be considered when interpreting the findings of this study. To begin, experimental tests were conducted only with the device without subjects. Then, within this study, ROM and joint torques were considered in order to evaluate the performance or effectiveness of the system in order to facilitate the interpretation of the results. While these parameters are relevant and the evaluation appears promising, the safety aspect was not taken into account in the effectiveness/performance evaluation of the system, which represents a further limitation. Therefore, the safety aspect is seen as a market perspective rather than a limit [46]. Future research would require the performance of experimental tests not only with the system but also with human subjects in order to consider the user's safety or undesired effects of the exoskeleton by quantifying the kinematic coupling between user and device. It is known that a compliant kinematic structure contributes to reducing the risk of injury among exoskeleton users [34] and, as a result, deals with the safety concern in the exoskeleton design. The introduction of kinematic coupling as an additional parameter may improve the approach to the evaluation of upper limb exoskeletons suggested in this work. Furthermore, quantifying the kinematic coupling will allow for a more thorough evaluation, especially since the test bench employed in this work has a distinguishing design feature: its biofidelic kinematic structure.

Due to the simplification goal and because the elbow movement is simple to accomplish, only one type of mobility, i.e., the pronation–supination of the forearm, was taken into consideration. While the test bench's efficiency and its particularity are based on the forearm's biofidelic mechanism, it is necessary to assess the elbow's flexion–extension in order to validate the suggested approach for more dynamic tasks. A similar approach might also be applied to other anatomical joints or limbs, as well as to multi-joint exoskeletons.

6.5 Conclusion

A test bench utilizing a biofidelic prosthesis developed for evaluating upper limb exoskeletons is established and assessed. In the quantitative evaluation of the system, both kinematic modeling and experimental measurements (which rely on sensors integrated into Dynamixel actuators) are used. The system's performance is evaluated by range of motion (ROM) and joint torques during pronation–supination (PS) tasks. When assessing the uncertainty ranges of ROM and the maximal torque range for the MBD results, these parameters are considered relevant since similar results are obtained between numerical (i.e., multibody (MBD)) and experimental methods.

The current study demonstrates the importance of considering the variations in torque (rather than average torque) in human joints during motion when sizing actuators for exoskeletons. The findings prove that the maximum torque range (rather than the average) obtained from MBD simulations is important for actuator sizing for the PS joint. This study also highlights the importance of sizing actuators based on maximum joint torques. In addition to being close, the range of motion (ROM) generated by the MBD model and that measured from the prototype fully cover the ROM required for upper limb activities of daily living (ADL), which is roughly 150°.

Finally, multibody analysis has the potential to be a valuable technique for the quantitative evaluation of upper limb exoskeletons. The measurement tool adopted for experimental tests could be a reliable and replicable assessment approach for upper limb exoskeletons in terms of an experimental technique. The experimental results were extremely reliable within the sessions ($\alpha = 0.96-0.98$) and highly ($\alpha = 0.93$) or very reliable ($\alpha = 0.81-0.86$) between sessions.

The proposed test bench could become an important, easy-to-use tool for evaluating exoskeletons for the upper limb, and a similar approach could be extended to other anatomical joints or limbs. However, while promising, future research would require the performance of experimental tests not only with the system but also with human subjects in order to consider the user's safety or undesired effects of the exoskeleton by quantifying the kinematic coupling between the user and the device.

Conflict of Interest

The authors declare that the research was conducted in the absence of any commercial or financial relationships that could be construed as a potential conflict of interest.

Funding

None.

Acknowledgments

We thank Fredérick Leclerc for her help in the fabrication of prosthesis prototype by 3D printing.

6.6 Appendix

Appendix 1:

Figure 6.7 The communication circuit of DYNAMIEL AX-18A servomotor based on the 74LS241 chip. To control Dynamixel, main Controller and DYNAMIXEL communicate each other thanks to this circuit by sending and receiving data, respectively by TXD and RXD pins. In this circuit, Arduino board should be supply at 5V (VCC) and each Dynamixel between 9V-12V (Vin).



6.7 References

1. Leifer, L., Rehabilitative robots. Robotics Age, 1981. 3(3): p. 4-15.

2. Hillman, M., Rehabilitation robotics from past to present - a historical perspective. Lecture Notes in Control and Information Sciences, 2003: p. 25-44.

3. Frumento, C., E. Messier, and V. Montero, History and future of rehabilitation robotics. History, 2010. 3: p. 2-2010.

4. Cheung, E.Y., et al., Robot-assisted training for people with spinal cord injury: a meta-analysis. Archives of physical medicine and rehabilitation, 2017. 98(11): p. 2320-2331. e12.

5. Mekki, M., et al., Robotic Rehabilitation and Spinal Cord Injury: a Narrative Review. Neurotherapeutics, 2018. 15(3): p. 604-617.

6. Singh, H., et al., Robot-assisted upper extremity rehabilitation for cervical spinal cord injuries: a systematic scoping review. Disabil Rehabil Assist Technol, 2018. 13(7): p. 704-715.

7. Brewer, B.R., S.K. McDowell, and L.C. Worthen-Chaudhari, Poststroke Upper Extremity Rehabilitation: A Review of Robotic Systems and Clinical Results. Topics in Stroke Rehabilitation, 2007. 14(6): p. 22-44.

8. Aqueveque, P., et al., After stroke movement impairments: a review of current technologies for rehabilitation. Physical Disabilities-Therapeutic Implications, 2017: p. 95-116.

9. Babaiasl, M., et al., A review of technological and clinical aspects of robot-aided rehabilitation of upper-extremity after stroke. Disabil Rehabil Assist Technol, 2016. 11(4): p. 263-80.

 Lamers, I., P. Feys, and E. Swinnen, Chapter 18 - Robot-assisted rehabilitation in multiple sclerosis: Overview of approaches, clinical outcomes, and perspectives, in Rehabilitation Robotics, R. Colombo and V. Sanguineti, Editors. 2018, Academic Press. p. 253-266.

11. Lo, H.S. and S.Q. Xie, Exoskeleton robots for upper-limb rehabilitation: State of the art and future prospects. Medical Engineering & Physics, 2012. 34(3): p. 261-268.

12. Maciejasz, P., et al., A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation. Journal of neuroengineering and rehabilitation, 2014. 11(1): p. 1-29.

13. Qassim, H.M. and W.Z. Wan Hasan, A Review on Upper Limb Rehabilitation Robots. Applied Sciences, 2020. 10(19): p. 6976.

14. Gassert, R. and V. Dietz, Rehabilitation robots for the treatment of sensorimotor deficits: a neurophysiological perspective. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 2018. 15(1): p. 46.

15. Rehmat, N., et al., Upper limb rehabilitation using robotic exoskeleton systems: a systematic review. International Journal of Intelligent Robotics and Applications, 2018. 2(3): p. 283-295.

16. Tejima, N., Rehabilitation robotics: a review. Advanced Robotics, 2001. 14(7): p. 551-564.

17. Riener, R., Rehabilitation robotics. Foundations and Trends® in Robotics, 2013. 3(1–2): p. 1-137.

Turolla, A., An overall framework for neurorehabilitation robotics: Implications for recovery.
 2018. p. 15-27.

19. Elliott, K.C., et al., Physiological basis of neuromotor recovery, in Rehabilitation Robotics. 2018, Elsevier. p. 1-13.

20. Warraich, Z. and J.A. Kleim, Neural plasticity: the biological substrate for neurorehabilitation. Pm&r, 2010. 2(12): p. S208-S219.

21. Loos, H.F. and D. Reinkensmeyer, Rehabilitation and Health Care Robotics. 2008. p. 1223-1251.

22. Cichy, K.E., et al., Population aging and disability: Implications for vocational rehabilitation practice. Journal of Vocational Rehabilitation, 2017. 47: p. 185-196.

23. Zimbelman, J.L., et al., Physical Therapy Workforce in the United States: Forecasting Nationwide Shortages. PM&R, 2010. 2(11): p. 1021-1029.

24. Susanto, E.A., et al., Efficacy of robot-assisted fingers training in chronic stroke survivors: a pilot randomized-controlled trial. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 2015. 12(1): p. 42.

25.Bertani, R., et al., Effects of robot-assisted upper limb rehabilitation in stroke patients: a systematic review with meta-analysis. Neurological Sciences, 2017. 38(9): p. 1561-1569.

26. Gorgey, A.S., Robotic exoskeletons: The current pros and cons. World journal of orthopedics, 2018. 9(9): p. 112.

27. Daunoraviciene, K., et al., Effects of robot-assisted training on upper limb functional recovery during the rehabilitation of poststroke patients. Technology and Health Care, 2018. 26(S2): p. 533-542.

28. Lum, P.S., et al., Robot-assisted movement training compared with conventional therapy techniques for the rehabilitation of upper-limb motor function after stroke. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 2002. 83(7): p. 952-959.

29. Gupta, A., et al., Developments and clinical evaluations of robotic exoskeleton technology for human upper-limb rehabilitation. Advanced Robotics, 2020. 34(15): p. 1023-1040.

30. Cortes, M., et al., Improved motor performance in chronic spinal cord injury following upperlimb robotic training. NeuroRehabilitation, 2013. 33(1): p. 57-65.

31. Krebs, H. and B. Volpe, Neurological Rehabilitation: Chapter 23. Rehabilitation Robotics. Vol.110. 2013: Elsevier Inc. Chapters.

32. Molteni, F., et al., Exoskeleton and End-Effector Robots for Upper and Lower Limbs Rehabilitation: Narrative Review. Pm r, 2018. 10(9 Suppl 2): p. S174-s188.

33. Soltani-Zarrin, R., et al., Challenges and opportunities in exoskeleton-based rehabilitation. arXiv preprint arXiv:1711.09523, 2017.

34. Gull, M.A., S. Bai, and T. Bak, A review on design of upper limb exoskeletons. Robotics, 2020. 9(1): p. 16.

35. Frisoli, A., Exoskeletons for upper limb rehabilitation, in Rehabilitation Robotics. 2018, Elsevier. p. 75-87.

36. Theurel, J., et al., Physiological consequences of using an upper limb exoskeleton during manual handling tasks. Applied Ergonomics, 2018. 67: p. 211-217.

37. Pinto-Fernandez, D., et al., Performance evaluation of lower limb exoskeletons: a systematic review. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2020. 28(7): p. 1573-1583.

38. Bessler, J., et al., COVR – Towards Simplified Evaluation and Validation of Collaborative Robotics Applications Across a Wide Range of Domains Based on Robot Safety Skills: Proceedings of the 4th International Symposium on Wearable Robotics, WeRob2018, October 16-20, 2018, Pisa, Italy. 2019. p. 123-126.

39. Kapeller, A., et al., A Taxonomy of Ethical, Legal and Social Implications of Wearable Robots: An Expert Perspective. Science and Engineering Ethics, 2020. 26(6): p. 3229-3247.

40. Yozbatiran, N. and G.E. Francisco, Robot-assisted Therapy for the Upper Limb after Cervical Spinal Cord Injury. Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America, 2019. 30(2): p. 367-384.

41. Jayaraman, A., et al., Current evidence for use of robotic exoskeletons in rehabilitation, in Wearable Robotics. 2020, Elsevier. p. 301-310.

42. Guiochet, J., et al. Applying existing standards to a medical rehabilitation robot: Limits and challenges. in Workshop FW5: Safety in Human-Robot Coexistence & Interaction: How can Standardization and Research benefit from each other?, IEEE/RSJ Intern. Conference Intelligent Robots and Systems (IROS2012). 2012.

43. Johansson-Pajala, R.M. and C. Gustafsson, Significant challenges when introducing care robots in Swedish elder care. Disabil Rehabil Assist Technol, 2020: p. 1-11.

44. Fosch-Villaronga, E., A. Čartolovni, and R.L. Pierce, Promoting inclusiveness in exoskeleton robotics: Addressing challenges for pediatric access. Paladyn, Journal of Behavioral Robotics, 2020. 11(1): p. 327-339.

45. Hoffmann, N., et al., Towards a Framework for Evaluating Exoskeletons, in Production at the leading edge of technology. 2019, Springer. p. 441-450.

46. Torricelli, D., et al., Benchmarking wearable robots: challenges and recommendations from functional, user experience, and methodological perspectives. Frontiers in Robotics and AI, 2020.7: p. 168.

47. Victores, J.G., et al. Benchmarking usability of assistive robotic systems: Methodology and application. in Workshop on the Role of Experiments in Robotic Research at ICRA. 2010.

48. Clautilde, N., R. Maxime, and A. Sofiane, Impact of the choice of upper limb prosthesis mechanism on kinematics and dynamic quality. Med Eng Phys, 2021. 94: p. 16-25.

49. Lajeunesse, V., et al., Exoskeletons' design and usefulness evidence according to a systematic review of lower limb exoskeletons used for functional mobility by people with spinal cord injury. Disabil Rehabil Assist Technol, 2016. 11(7): p. 535-47.

50. Berlin, E. 2018 CONFERENCE Berlin. 2019; 2019:[International Exhibition and Conference for Exoskeleton & Human Augmentation Systems]. Available from: https://www.exo-berlin.de/.

51. Docquier, N., A. Poncelet, and P. Fisette, ROBOTRAN: a powerful symbolic gnerator of multibody models. Mechanical Sciences, 2013. 4(1): p. 199-219.

52. Laitenberger, M., et al., Refinement of the upper limb joint kinematics and dynamics using a subject-specific closed-loop forearm model. Multibody System Dynamics, 2015. 33(4): p. 413-438.

53. Dumas, R. and J. Wojtusch, Estimation of the Body Segment Inertial Parameters for the Rigid Body Biomechanical Models Used in Motion Analysis, in Handbook of Human Motion. 2018, Springer International Publishing: Cham. p. 47-77.

54. Monnet, T., M. Begon, and C. Vallée. Identification des paramètres inertiels du corps humain. in Congrès français de mécanique. 2007. AFM, Maison de la Mécanique, 39/41 rue Louis Blanc-92400 Courbevoie.

55. ROBOTIS, E-manual DYNAMIXEL AX-18A. 2021.

56. Thai, C.N., ROBOTIS'Robot Systems, in Exploring Robotics with ROBOTIS Systems. 2017, Springer. p. 5-21.

57. Sarcher, A., Développement méthodologique pour l'analyse des troubles de la commande du membre supérieur des enfants avec une paralysie cérébrale unilatérale spastique : implications pour les thérapies et traitements associés. 2018.

58. Gates, D.H., et al., Range of motion requirements for upper-limb activities of daily living. American Journal of Occupational Therapy, 2016. 70(1): p. 7001350010p1-7001350010p10.

59. Safaee-Rad, R., et al., Normal functional range of motion of upper limb joints during performance of three feeding activities. Archives of physical medicine and rehabilitation, 1990. 71(7): p. 505-509.

60. Samadi, B., et al., Custom sizing of lower limb exoskeleton actuators using gait dynamic modelling of children with cerebral palsy. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2016. 19(14): p. 1519-24.

61. Raison, M., C. Detrembleur, and P. Fisette, Assessment of Antagonistic Muscle Forces During Forearm Flexion/Extension. 2010. p. 215-238.

CHAPITRE 7 DISCUSSION GÉNÉRALE

Les travaux présentés dans cette thèse ont été menés pour atteindre l'objectif principal du projet (section 3.2.2) qui est le développement d'une aide à la conception d'appareils d'assistance robotisée du membre supérieur pour un mouvement réaliste et écoénergétique, basée sur l'analyse cinématique et dynamique.

Dans la première étude (chapitre 4), une recherche systématique sur six bases de données réputées (Ei Compendex, Inspect-IET, Web of Science, PubMed, ProQuest et Science-Direct) a été utilisée pour trouver les articles publiés au cours des 20 dernières années sur la planification du mouvement des systèmes robotiques d'assistance du membre supérieur. Les résultats obtenus ont permis de proposer par l'entremise d'un article scientifique (chapitre 4), une revue détaillée sur les méthodes de planification du mouvement des systèmes robotiques d'assistance du membre supérieur. L'aboutissement de cette étude constitue une bonne base de connaissances sur le sujet, à savoir les méthodes de planification et les défis associés. Par conséquent, cet article de revue peut contribuer à améliorer la planification du mouvement des systèmes robotiques d'assistance et de réadaptation du membre supérieur. Les résultats de cette première étude ont permis de répondre à notre question de recherche (La planification du mouvement des robots de réadaptation du membre supérieur estil moins documenté?). La deuxième étude (chapitre 5) visait à quantifier l'impact de la topologie des mécanismes prothétiques du membre supérieur sur le réalisme du mouvement et sur la consommation énergétique. Les résultats de la comparaison des mécanismes prothétiques du membre supérieur existants grâce à l'analyse multicorps, ont confirmé que la topologie du mécanisme utilisé influence sur les performances prothétiques en lien avec la consommation d'énergie, la capacité de reconstruire le mouvement, et l'apparence dynamique ou le réalisme du mouvement. La possibilité de quantifier les paramètres cinématiques et dynamiques des mécanismes prothétiques permet de choisir le meilleur mécanisme selon une priorité de conception. Par conséquent, cette étude valide notre hypothèse de recherche (HR: le choix judicieux de la topologie du mécanisme d'une prothèse du membre supérieur peut contribuer à améliorer ses performances, notamment le réalisme des mouvements et l'autonomie énergétique de la prothèse).

La dernière étude (chapitre 6) a été réalisée pour un but double, d'une part comme une preuve de concept pour le meilleur mécanisme de prothèse dérivé de la première étude, et d'autre part comme une méthodologie d'évaluation quantitative simple et reproductible. Un banc d'essai pour

l'évaluation quantitative des exosquelettes du membre supérieur était donc proposé, en utilisant le prototype physique d'un mécanisme prothétique plus réaliste.

Le résumé de chacune de ces trois études, les recommandations ainsi que les perspectives d'exploration futures découlant de ses résultats seront présentés dans les sections suivantes (section 7.1, section 7.2 et section 7.3).

7.1 Sous-objectif 1

Le sous-objectif 1 de cette thèse était d'identifier les méthodes et les défis associés à la planification du mouvement des systèmes robotiques d'assistance du membre supérieur.

La planification du mouvement des robots de réadaptation pour le membre supérieur s'est avérée moins étudiée d'après une recherche systématique sur 20 années (de 1999 à 2020). Une revue systématique sur les méthodes de planification du mouvement des Systèmes robotiques d'assistance du membre supérieur, ainsi que les challenges associés ont été présentés sous la forme d'un article scientifique publié le 29 octobre 2020 dans le journal « Applied Sciences ».

Pendant la recherche systématique dédiée à la rédaction de cet article, nous n'avons trouvé aucune revue sur les méthodes de planification du mouvement pour les robots de réadaptation du membre supérieur. De plus, seulement 67 articles couvrant ce sujet ont été trouvés sur les 20 dernières années. Ces faits témoignent que la planification du mouvement dans les systèmes robotiques d'assistance du membre supérieur a été délaissée dans la littérature bien qu'elle soit d'une importance capitale pour la thérapie physique en réadaptation. Comme mentionné dans la section 2.2.2.1.2 dans la thérapie passive, une trajectoire mal planifiée peut conduire à des blessures chez l'utilisateur. Bien que la planification du mouvement des robots de réadaptation soit un sujet négligé, les résultats de cette première étude ont montré que l'intérêt sur le sujet est croissant puisque jusqu'à 32.07% des articles collectés ont été trouvés entre 2018 et 2020 (Figure 4.3).

L'article de revue publiée a répertorié plusieurs méthodes utilisées pour la planification du mouvement dans les exosquelettes du membre supérieur. Et l'analyse de ces méthodes a permis de les classer en 2 principales catégories: (i) approches basées sur la planification du mouvement cartésien et de la cinématique inverse et (ii) approches basées sur l'apprentissage par démonstration ou « learning by demonstration » qui utilise les techniques d'apprentissage automatique.

Cette étude a montré que la plupart des méthodes de planification du mouvement dans les exosquelettes sont des méthodes pour la planification hors ligne. Toutefois, cette approche planifie simplement la tâche entre la position initiale et la position finale, et le robot exécute la trajectoire planifiée avec des positions connues et fixes. La limitation réside dans le fait qu'elle ne prend pas en compte les changements et la trajectoire est statique. Ce qui peut présenter des risques pour l'utilisateur en cas de changement, ou un risque que le robot n'accomplisse pas toujours sa tâche comme prévu.

Cette étude suggère en perspective de développer de plus en plus des méthodes de planification en ligne qui prennent en compte les interactions entre l'utilisateur et le robot, la variabilité de la trajectoire des individus et même dans l'environnement (environnement non structuré). Cette approche sera avantageuse pour les robots de réadaptation d'un point de vue de la sécurité, et possiblement de gain en temps et en énergie, car elles s'adaptent aux environnements dynamiques comme notre quotidien contrairement à l'environnement clinique; finalement ces méthodes de planification en ligne seront donc intéressantes pour les exosquelettes afin de les utiliser à domicile.

La redondance cinématique, l'incompatibilité cinématique, et le problème d'optimisation de la trajectoire ont été identifiés comme les principaux défis liés à la planification du mouvement dans les robots de réadaptation. Par l'identification de ces défis, cet article dévoile les opportunités de recherche pour les futurs travaux dans le domaine. Le développement des méthodes de planification de trajectoire en ligne représente aussi une perspective pour ces systèmes robotiques.

Les conclusions de cette étude montrent que l'article de revue publié dans le cadre de la première étude de cette thèse représente une contribution significative pour l'amélioration de la qualité cinématique du mouvement dans les robots de réadaptation pour le membre supérieur.

7.2 Sous-objectif 2

Le sous objectif 2 de cette thèse était de quantifier l'impact de la topologie des mécanismes prothétiques du membre supérieur sur le réalisme du mouvement et sur la consommation énergétique pendant les mouvements de la vie quotidienne (les tâches de FE et PS ont été étudiées). Pour le faire, les mécanismes prothétiques existants ont été comparés avec le mécanisme proposé (inspiré du modèle biomécanique le plus biofidèle du membre supérieur [37]), en utilisant la modélisation multicorps.

Comme présenté dans le chapitre 2 à la section **2.2.1.3.1**, plusieurs prothèses transhumérales ont été proposées autant dans la recherche que sur le marché [12-14,95] pour les personnes avec une amputation congénitale ou acquise du membre supérieur. Compte tenu de l'état de l'art des prothèses du membre supérieur [12-16], ces dispositifs prothétiques utilisent des mécanismes avec des topologies différentes; et à notre connaissance, il n'existe pas de consensus sur le choix du mécanisme prothétique approprié. D'où l'importance de comparer les mécanismes de prothèses existants afin d'évaluer l'impact de la topologie du mécanisme sur les performances de la prothèse.

Le faible nombre de degrés de liberté (DDLs) est l'une des principales limitations des prothèses myoélectriques, qui représente le système prothétique de pointe [65]. Le développement des prothèses avec de plus en plus de degrés de liberté à l'avenir pourrait limiter l'autonomie de ces prothèses myoélectriques. Il a été rapporté dans une étude visant à optimiser les systèmes prothétiques le plus avancés sur le marché (la deuxième et troisième génération du Deka Arm, Gen II et Gen III) que la batterie était un point d'intérêt pour les utilisateurs et les cliniciens [204]. Pour cette raison, l'autonomie des prothèses du membre supérieur doit être considérée d'un point de vue clinique; par conséquent, la consommation d'énergie des prothèses sera discutée dans ce chapitre comme un autre paramètre de performance prothétique.

Durant des décennies, les études sont unanimes pour dire que l'apparence de la prothèse est un besoin important chez la plupart des utilisateurs. Toutefois, la conception des prothèses s'est focalisée sur l'apparence statique (qui renvoie à l'apparence physique de la prothèse) au détriment de l'apparence dynamique qui renvoie plutôt à la qualité du mouvement, en occurrence à sa fluidité. En outre, l'apparence dynamique est une qualité désirable dans le domaine prothétique puisque la capacité à effectuer les mouvements coordonnés de deux articulations est nécessaire dans la conception de toute prothèse du membre supérieur [205]. Par conséquent, la fluidité du mouvement qui se referre à la qualité du mouvement ou son apparence dynamique sera également discutée dans ce chapitre comme un paramètre de performance. Comme indiqué à la section 2.2.2.3.3, plusieurs méthodes sont utilisées pour calculer la fluidité du mouvement [134,139]. Dans le cadre de cette étude, la fluidité du mouvement ou « movement smoothness » est calculée comme l'intégrale carrée du jerk (qui est la troisième dérivée de la position).

Les résultats de ce deuxième article dans le cadre de cette thèse ont permis de confirmer que la topologie du mécanisme utilisé influence les performances prothétiques selon la consommation d'énergie, la capacité de reconstruire le mouvement, et l'apparence dynamique ou le réalisme du mouvement. Ces résultats ont également validé la pertinence des paramètres de performance ainsi que la méthode de comparaison utilisée pour comparer les mécanismes de prothèses transhumérales existantes. Cette pertinence s'est justifiée par le fait que tous les trois paramètres ont identifié au moins un groupe de différence (p < 0.0001) dans les deux tâches étudiées : FE et PS (Figure 5.2). En considérant tous les paramètres, cette étude a identifié le modèle (A) proposé (Figure 5.1 (a)) comme étant le meilleur mécanisme prothétique parmi tous les mécanismes comparés.

L'analyse des résultats a montré de façon globale que les mécanismes en boucle fermée étaient meilleurs que les mécanismes serie. En effet, la majorité des mécanismes parallèles (50% en FE et 100% en PS) étaient parmi les mécanismes les moins énergivores, et les mécanismes les moins énergivores n'étaient pas ceux avec le plus petit nombre de DDLs contrairement à ce qu'on peut s'attendre. Ceci montre que la consommation d'énergie ne dépendait pas du nombre de DDLs, mais de la topologie. Par ces résultats, cette étude met en évidence l'importance de représenter l'avant-bras avec une boucle cinématique dans les mécanismes prothétiques du membre supérieur.

Les mécanismes parallèles se sont également démarqués pour la qualité du mouvement, où ils étaient tous parmi les mécanismes les plus réalistes. Parmi tous les mécanismes comparés dans cette étude, deux mécanismes ont présenté les mouvements les plus irréalistes avec un jerk-cost très élevé qui renvoie aux mouvements saccadés. D'une part, ces mécanismes ont une topologie série au niveau de l'avant-bras, d'autre part ils ont une particularité au niveau du poignet, qui est la rotation du poignet pour offrir le mouvement de pronation-supination (PS). Il a été montré qu'un jerk-cost excessif a un effet destructeur sur le mouvement [206] . Par conséquent, cette étude met en évidence le fait qu'on ne peut pas prétendre offrir un mouvement réaliste de PS avec une rotation du poignet. Ce mouvement est fonctionnel, mais complètement irréaliste. Cette étude révèle également le rôle du poignet sur la fluidité du mouvement du membre supérieur.

Comparativement à tous les autres mécanismes, les plus faibles étaient obtenues avec le modèle A (figure 5.1 (a)) pendant les deux tâches étudiées. Cette capacité de réduction d'erreur de reconstruction représente sa valeur ajoutée incontestée, ce qui en fait le mécanisme le plus biofidèle tel que confirmé par les travaux de Duprey et al. [28]. Par conséquent, notre étude le classe comme

le meilleur mécanisme, car il était à la fois moins énergivore, biofidèle et réaliste. L'autre mécanisme parallèle était aussi moins énergivore et réaliste, toutefois il ne produit pas de faibles erreurs de reconstruction comme le modèle A. L'étude a trouvé une différence significative entre ces deux mécanismes parallèles (FE : d=13.3, PS : d=15.3) pour la reconstruction du mouvement. Ce qui interpelle sur le fait qu'utiliser un mécanisme parallèle n'est pas suffisant. La différence fondamentale entre les deux mécanismes parallèles dans cette étude se trouve dans la définition des centres et axes de rotation. Par exemple, dans le mécanisme qui reconstruit mieux le mouvement distingue les axes de la FE et la PS ne sont pas alignés. Ce qui revient à prendre en considération l'angulation physiologique de l'avant-bras. Ce qui n'est pas le cas avec les autres mécanismes. En accord avec Laitenberger et al. [37], cette étude confirme l'importance de définir correctement les axes et les centres de rotation, car une estimation grossière peut affecter la qualité de la cinématique.

7.3 Sous-objectif 3

La dernière étude (chapitre 6) avait un double objectif de développer un banc d'essai de mécanisme robotisé représentant le mouvement réaliste du membre supérieur.

(1) D'une part, cette étude (chapitre 6) était une preuve de concept visant à démontrer la faisabilité de partir d'un meilleur mécanisme prothétique du membre supérieur obtenu grâce à l'analyse multicorps pour aboutir à un prototype physique de prothèse (Figure 6.1). Cette faisabilité a été démontrée par la fabrication par impression 3D d'un prototype de prothèse basé sur ce mécanisme dérivé de la deuxième étude (Figure 5.2 (a)).

Ce prototype physique met en évidence :

- Le potentiel de l'analyse dynamique multicorps dans le domaine prothétique : ses bénéfices peuvent être exploités dans le développement de la prothèse vers un premier prototype, et aussi dans l'optimisation de la prothèse vers un véritable prototype.
- Le fait que l'outil de modélisation ROBOTRAN ainsi que la méthode de simulation et d'analyse « dynamique multicorps » utilisés dans ce travail se combinent avec des logiciels de conception assistée par ordinateur (CAO) et de fabrication assistée par ordinateur (FAO). Ceci offre une facilité et un gain de temps.

(2) D'autre part, cette dernière étude (chapitre 6) était un outil ou méthodologie d'évaluation quantitative simple et reproductible afin de renforcer la contribution de cette thèse à l'amélioration des défis rencontrés dans le développement des robots de réadaptation; notamment le manque de cadre systématique pour l'évaluation quantitative des exosquelettes [153] tel que mentionné à la section 2.2.2.4.1.

Un banc d'essai utilisant à la fois la simulation multicorps et les mesures expérimentales à partir du prototype physique, était proposé pour l'évaluation quantitative des exosquelettes du membre supérieur. Ce banc d'essai a fait l'objet d'un article soumis dans une revue d'autoarchivage comme ArXiv.

Les résultats de cette étude ont montré que le banc d'essai était capable de quantifier de manière reproductible et relativement précise les plages de mouvement articulaire et les couples articulaires pendant le mouvement de pronation-supination (PS). La reproductibilité du banc d'essai a été confirmée sur les mesures expérimentales par la fiabilité test-retest qui était excellent ($\alpha = 0.96$ -0.98) pour les mesures intrasession et excellent ou bon ($\alpha = 0.93$ and $\alpha = 0.81$ -0.86) pour les mesures intersession (Tableau 6.3). La validité, quant à elle, a été démontrée en comparant les pages de mouvement simulées et mesurées du banc d'essai avec la plage de mouvement de PS normal.

Sachant que la valeur vraie d'une mesure se situe entre sa valeur théorique et sa valeur expérimentale, c'est l'intervalle de chevauchement entre la plage de mouvement simulée et celle mesurée (Figure 6.5) qui était comparée à la plage de mouvement de PS normal. Il a été constaté que la plage de mouvement quantifiée avec le banc d'essai était proche de la plage de mouvement normal à condition de prendre en compte les plages d'incertitudes. Ce qui met en évidence la pertinence des plages d'incertitude.

La comparaison entre les couples articulaires simulés et les couples mesurés expérimentalement a confirmé la présence des fluctuations de couple dans les articulations humaines pendant le mouvement; cette étude a également révélé que les valeurs maximales du couple obtenues par simulation sont plus pertinentes que les valeurs moyennes du couple, pour la quantification précise des couples articulaires pendant la PS. Par ce propos, l'étude formule ici une recommandation méthodologique sur la quantification précise des efforts articulaires qui peut servir dans des

applications comme le dimensionnement des actionneurs d'exosquelettes [207] ou comme l'évaluation non-invasive des forces musculaires dans le corps humain [208].

Finalement, l'ensemble des résultats met en évidence l'apport de l'analyse multicorps dans l'évaluation quantitative des robots de réadaptation. Les conclusions de cette étude ont permis d'établir que le banc d'essai proposé a le potentiel de devenir un outil utile et pratique pour l'évaluation des exosquelettes du membre supérieur;

7.4 Limites et perspectives correspondantes

Au terme de cette thèse, les limites des études effectuées ainsi que les perspectives correspondantes sont présentées à la fin de ce chapitre.

7.4.1 Optimisation du modèle multicorps du mécanisme prothétique

La deuxième étude (chapitre 5) a permis d'identifier un meilleur mécanisme robotisée pour des mouvements réalistes du membre supérieur (Figure 5.1 (a)) qui a été utilisé dans la suite de la thèse. Le fait de n'avoir pas optimisé ce mécanisme peut constituer une limitation. Cependant, l'intégration d'un muscle dans le modèle multicorps, qui relie le bras et l'avant-bras peut optimiser le modèle. Au niveau, de la fabrication du prototype physique, des éléments passifs comme le ressort pourront être utilisés à la place du muscle. De plus, il a été montré qu'une y a une forte relation entre la trajectoire et le profil de vitesse d'un mouvement complexe du bras [209]. Par conséquent, une autre perspective de cette étude serait d'évaluer et d'optimiser la fluidité du mouvement aussi avec le profil de vitesse en plus du jerk ou à-coup. Il sera intéressant d'étudier le profil de vitesse dans le but de maximiser la fluidité du mouvement dans les mécanismes prothétiques.

La deuxième étude a révélé un nouveau paramètre très pertinent pour évaluer la qualité cinématique dans les prothèses : la fluidité du mouvement calculé ici par l'indice d'à-coup. Cependant, le seuil de fluidité pour les prothèses de membre n'est pas connu à notre connaissance. Il serait aussi intéressant à l'avenir de développer un seuil de fluidité pour les prothèses du membre supérieur.

7.4.2 Test et validation préliminaires du banc d'essai: Évaluation de l'interaction humain-exosquelette

La dernière étude (chapitre 6) a été réalisée en situation de crise sanitaire. Pendant l'étude, nous étions amenés à quantifier les couples et les plages de mouvement articulaires en utilisant un prototype de mécanisme robotisé dans le cadre du développement d'un banc d'essai pour les exosquelettes. Toutefois, les tests ont été effectués sur l'appareil servant de dispositif robotique seul, sans aucun contact avec un usager. Par conséquent, l'interaction humain-robot qui est très importante n'a pas été évaluée. Toutefois, cette étude était préliminaire et son but principal était d'abord de valider le mécanisme robotique utilisé ainsi que le potentiel de la méthodologie de quantification des paramètres cinématiques et dynamiques. Ce qui a été atteint malgré l'accès limité aux ressources pendant la pandémie.

Même si cette étude n'était qu'une preuve de concept, il faut retenir que sa portée clinique passera par l'évaluation de l'interaction homme-robot. Par conséquent, l'interaction entre les deux systèmes (robot et humain) doit être incluse dans la liste des critères objectifs pour une évaluation plus avancée afin d'optimiser l'évaluation du bénéfice, mais aussi des effets de l'utilisation de ces systèmes robotiques.
CHAPITRE 8 CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

Cette thèse visait le développement d'une aide à la conception d'appareils d'assistance robotisée du membre supérieur pour un mouvement réaliste et écoénergétique du membre supérieur, basé sur l'analyse cinématique et dynamique.

Tout d'abord, la première étude (chapitre 4) visait à identifier les méthodes et les défis associés à la planification du mouvement des systèmes robotiques de réadaptation du membre supérieur. La recherche systématique sur six bases de données réputées a conduit à trouver seulement 67 articles pertinents couvrant ce sujet durant les 20 dernières années. Ces résultats confirment que la planification du mouvement dans ces systèmes robotiques a été délaissée dans la littérature bien qu'elle soit d'une importance capitale pour la thérapie physique assistée. Cependant, l'accomplissement de cette étude a abouti à la publication d'un article de revue qui couvre l'état de l'art sur les méthodes de planification du mouvement du membre supérieur dans les robots de réadaptation, et identifie également les défis associés. Nous concluons que cette revue représente une contribution à la planification des mouvements avec une qualité cinématique plus réaliste dans les systèmes robotiques d'assistance du membre supérieur.

Dans la deuxième étude (chapitre 5), l'analyse multicorps a été utilisée pour évaluer l'impact du choix de la topologie d'un mécanisme prothétique du membre supérieur sur les performances de la prothèse en lien avec la consommation d'énergie, l'erreur de reconstruction du mouvement et le réalisme du mouvement. La comparaison des différents mécanismes prothétique a montré que chacun d'eux a présenté au moins un groupe de différence (p <0.0001) dans les deux tâches étudiées : flexion-extension (FE) et pronation-supination (PS). Ces résultats confirment que la topologie du mécanisme utilisé influence les performances prothétiques en lien avec la consommation d'énergie, l'erreur de reconstruction du mouvement, et l'apparence dynamique ou le réalisme du mouvement. La capacité de quantifier les paramètres cinématiques et dynamiques des mécanismes prothétiques grâce à l'analyse multicorps a permis de choisir le meilleur mécanisme (Figure 5.1 (a)), qui n'est autre que celui proposé. Cette étude souligne la contribution de l'analyse multicorps dans la conception des mécanismes prothétiques. Compte tenu du fait que le mécanisme prothétique proposé est meilleur et découle du modèle biomécanique développé par notre équipe de recherche, cette étude contribue aussi à évaluer et à démontrer l'applicabilité de ce mécanisme dans la conception des prothèses du membre supérieur.

La troisième étude (chapitre 6) visait à développer un banc d'essai de mécanisme robotisé représentant le mouvement réaliste du membre supérieur. Il était possible de quantifier de manière reproductible et relativement précise, les plages de mouvement articulaire et les couples articulaires pendant le mouvement de pronation-supination (PS). La reproductibilité du banc d'essai a été confirmée sur les mesures expérimentales où la fiabilité test-retest était excellente ($\alpha = 0.96-0.98$) pour les mesures intrasession et excellente ou bonne ($\alpha = 0.93$ et $\alpha = 0.81-0.86$) pour les mesures intersession. La validité, quant à elle, a été démontrée puisque les amplitudes de mouvement quantifiées par le banc d'essai (151.55 ° and 160.97 °) étaient assez proches des amplitudes du mouvement de la PS naturel.

En conclusion, l'ensemble des études réalisées dans ce travail a permis d'accumuler des lignes directrices et de valider des méthodologies qui serviront à l'avenir de support à la fois pour la conception des mécanismes robotisés pour des mouvements réalistes et pour la planification assez réaliste du mouvement pendant l'assistance robotisée du membre supérieur que ce soit en clinique ou encore mieux domicile.

RÉFÉRENCES

- 1. Canada, S. Enquête canadienne sur l'incapacité (ECI), 2017. Availabe online: <u>https://www23.statcan.gc.ca/imdb/p2SV_f.pl?Function=getSurvey&SDDS=3251</u> (accessed on
- 2. Ziegler-Graham, K.; MacKenzie, E.J.; Ephraim, P.L.; Travison, T.G.; Brookmeyer, R. Estimating the prevalence of limb loss in the United States: 2005 to 2050. *Archives of physical medicine and rehabilitation* **2008**, *89*, 422-429.
- 3. Québec, O.d.p.h.d. Prévalence et caractéristiques de l'incapacité. Availabe online: <u>https://www.ophq.gouv.qc.ca/fileadmin/centre_documentaire/Enquetes/Internes/V01_Port</u> <u>rait_incapacite_Qc_ECI2017.pdf</u> (accessed on 3 decembre).
- 4. Ferguson, A.D.; Sperber Richie, B.; Gomez, M.J. Psychological factors after traumatic amputation in landmine survivors: the bridge between physical healing and full recovery. *Disability and rehabilitation* **2004**, *26*, 931-938.
- 5. Rehmat, N.; Zuo, J.; Meng, W.; Liu, Q.; Xie, S.Q.; Liang, H. Upper limb rehabilitation using robotic exoskeleton systems: a systematic review. *International Journal of Intelligent Robotics and Applications* **2018**, *2*, 283-295, doi:10.1007/s41315-018-0064-8.
- 6. Bertani, R.; Melegari, C.; Maria, C.; Bramanti, A.; Bramanti, P.; Calabrò, R.S. Effects of robot-assisted upper limb rehabilitation in stroke patients: a systematic review with meta-analysis. *Neurological Sciences* **2017**, *38*, 1561-1569.
- 7. Lum, P.S.; Burgar, C.G.; Shor, P.C.; Majmundar, M.; Van der Loos, M. Robot-assisted movement training compared with conventional therapy techniques for the rehabilitation of upper-limb motor function after stroke. *Arch Phys Med Rehabil* **2002**, *83*, 952-959, doi:https://doi.org/10.1053/apmr.2001.33101.
- 8. Gupta, A.; Singh, A.; Verma, V.; Mondal, A.K.; Gupta, M.K. Developments and clinical evaluations of robotic exoskeleton technology for human upper-limb rehabilitation. *Advanced Robotics* **2020**, *34*, 1023-1040.
- 9. Gorgey, A.S. Robotic exoskeletons: The current pros and cons. *World journal of orthopedics* **2018**, *9*, 112.
- 10. Desrosiers, J.; Malouin, F.; Bourbonnais, D.; Richards, C.L.; Rochette, A.; Bravo, G. Arm and leg impairments and disabilities after stroke rehabilitation: relation to handicap. *Clinical Rehabilitation* **2003**, *17*, 666-673.
- 11. Salminger, S.; Stino, H.; Pichler, L.H.; Gstoettner, C.; Sturma, A.; Mayer, J.A.; Szivak, M.; Aszmann, O.C. Current rates of prosthetic usage in upper-limb amputees–have innovations had an impact on device acceptance? *Disability and Rehabilitation* **2020**, 1-12.
- 12. Van Der Riet, D.; Stopforth, R.; Bright, G.; Diegel, O. An overview and comparison of upper limb prosthetics. In Proceedings of 2013 Africon; pp. 1-8.

- 13. Edeer, D.; Martin, C.W.; Group, W.E.-B.P. *Upper limb prostheses: A review of the literature: With a focus on myoelectric hands*; WorkSafeBC, Clinical Services, Worker and Employer Services: 2011.
- 14. Toledo, C.; Leija, L.; Munoz, R.; Vera, A.; Ramirez, A. Upper limb prostheses for amputations above elbow: A review. In Proceedings of 2009 pan American health care exchanges; pp. 104-108.
- 15. Bajaj, N.M.; Spiers, A.J.; Dollar, A.M. State of the art in prosthetic wrists: Commercial and research devices. In Proceedings of 2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR); pp. 331-338.
- 16. Trent, L.; Intintoli, M.; Prigge, P.; Bollinger, C.; Walters, L.S.; Conyers, D.; Miguelez, J.; Ryan, T. A narrative review: current upper limb prosthetic options and design. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology* **2019**.
- 17. Lu, T.-W.; Chang, C.-F. Biomechanics of human movement and its clinical applications. *The Kaohsiung journal of medical sciences* **2012**, *28*, S13-S25.
- Hernandez, S.; Raison, M.; Baron, L.; Achiche, S. Refinement of exoskeleton design using multibody modeling: an overview. In Proceedings of CCToMM Mechanisms, Machines, and Mechatronics Symposium; p. 110.
- 19. Jaworski, Ł.; Karpiński, R.; Dobrowolska, A. Biomechanics of the upper limb. *Journal of Technology and Exploitation in Mechanical Engineering* **2016**, *2*.
- 20. Hamill, J.; Knutzen, K.M. *Biomechanical basis of human movement*; Lippincott Williams & Wilkins: 2006.
- 21. Peat, M. Functional anatomy of the shoulder complex. *Physical therapy* **1986**, *66*, 1855-1865.
- 22. Alcid, J.G.; Ahmad, C.S.; Lee, T.Q. Elbow anatomy and structural biomechanics. *Clinics in sports medicine* **2004**, *23*, 503-517, vii.
- 23. Bryce, C.D.; Armstrong, A.D. Anatomy and biomechanics of the elbow. *Orthopedic Clinics of North America* **2008**, *39*, 141-154.
- 24. Jenkins, D.B. *Hollinshead's Functional Anatomy of the Limbs and Back-E-Book*; Elsevier Health Sciences: 2008.
- 25. ProProfs. Upper Limbs Anatomy Quiz. Availabe online: <u>https://www.proprofs.com/quiz-school/story.php?title=3dq-upper-limbs-anatomy-quiz</u> (accessed on
- 26. Roux, E.; Bouilland, S.; Godillon-Maquinghen, A.-P.; Bouttens, D. Evaluation of the global optimisation method within the upper limb kinematics analysis. *Journal of biomechanics* **2002**, *35*, 1279-1283.
- 27. Prokopenko, R.; Frolov, A.; Biryukova, E.; Roby-Brami, A. Assessment of the accuracy of a human arm model with seven degrees of freedom. *Journal of biomechanics* **2001**, *34*, 177-185.
- Duprey, S.; Naaim, A.; Moissenet, F.; Begon, M.; Chèze, L. Kinematic models of the upper limb joints for multibody kinematics optimisation: An overview. *Journal of biomechanics* 2017, 62, 87-94.

- 29. van Andel, C.J.; Wolterbeek, N.; Doorenbosch, C.A.; Veeger, D.H.; Harlaar, J. Complete 3D kinematics of upper extremity functional tasks. *Gait & posture* **2008**, *27*, 120-127.
- Raison, M.; Detrembleur, C.; Fisette, P.; Samin, J.-C. Assessment of antagonistic muscle forces during forearm flexion/extension. In *Multibody Dynamics*, Springer: 2011; pp. 215-238.
- 31. Zampagni, M.L.; Casino, D.; Martelli, S.; Visani, A.; Marcacci, M. A protocol for clinical evaluation of the carrying angle of the elbow by anatomic landmarks. *Journal of shoulder and elbow surgery* **2008**, *17*, 106-112.
- 32. Goto, A.; Moritomo, H.; Murase, T.; Oka, K.; Sugamoto, K.; Arimura, T.; Nakajima, Y.; Yamazaki, T.; Sato, Y.; Tamura, S. In vivo elbow biomechanical analysis during flexion: three-dimensional motion analysis using magnetic resonance imaging. *Journal of shoulder and elbow surgery* **2004**, *13*, 441-447.
- 33. Morrey, B.F.; Chao, E. Passive motion of the elbow joint. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* **1976**, *58*, 501-508.
- 34. Pennestri, E.; Stefanelli, R.; Valentini, P.; Vita, L. Virtual musculo-skeletal model for the biomechanical analysis of the upper limb. *Journal of biomechanics* **2007**, *40*, 1350-1361.
- 35. Weinberg, A.; Pietsch, I.; Helm, M.; Hesselbach, J.; Tscherne, H. A new kinematic model of pro-and supination of the human forearm. *Journal of biomechanics* **2000**, *33*, 487-491.
- 36. Lemay, M.A.; Crago, P.E. A dynamic model for simulating movements of the elbow, forearm, and wrist. *Journal of biomechanics* **1996**, *29*, 1319-1330.
- 37. Laitenberger, M.; Raison, M.; Périé, D.; Begon, M. Refinement of the upper limb joint kinematics and dynamics using a subject-specific closed-loop forearm model. *Multibody System Dynamics* **2015**, *33*, 413-438.
- 38. Robertson, J.; Jarrassé, N.; Pasqui, V.; Roby-Brami, A. De l'utilisation des robots pour la rééducation: intérêt et perspectives. *La Lettre de médecine physique et de réadaptation* **2007**, *23*, 139-147, doi:10.1007/s11659-007-0070-y.
- 39. National Academies of Sciences, E.; Medicine. Wheeled and Seated Mobility Devices. In *The promise of assistive technology to enhance activity and work participation*, 2017; pp. 57-120.
- 40. Sheehan, T.P.; Gondo, G.C. Impact of limb loss in the United States. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics* **2014**, *25*, 9-28.
- 41. Rybarczyk, B.; Edwards, R.; Behel, J. Diversity in adjustment to a leg amputation: case illustrations of common themes. *Disability and rehabilitation* **2004**, *26*, 944-953.
- 42. Hubbard, S.; Montgomery, G.; Stocker, D. Meeting the Clients: An Overview. *Powered Upper Limb Prostheses* **2004**, 73-84.
- 43. Callaghan, B.; Condie, M. A post-discharge quality of life outcome measure for lower limb amputees: test–retest reliability and construct validity. *Clinical rehabilitation* **2003**, *17*, 858-864.
- 44. Ebrahimzadeh, M.H.; Hariri, S. Long-term outcomes of unilateral transtibial amputations. *Military medicine* **2009**, *174*, 593-597.

- 45. Smurr; Gulick, K.; Maj, K.; Yancosek, K.; Ganz, O.; Walters, L. Managing the Upper Extremity Amputee: A Protocol for Success. *Journal of Hand Therapy* **2020**, *21*, 160-175.
- 46. Østlie, K.; Lesjø, I.M.; Franklin, R.J.; Garfelt, B.; Skjeldal, O.H.; Magnus, P. Prosthesis rejection in acquired major upper-limb amputees: a population-based survey. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology* **2012**, *7*, 294-303.
- 47. Maat, B.; Smit, G.; Plettenburg, D.; Breedveld, P. Passive prosthetic hands and tools: A literature review. *Prosthetics and orthotics international* **2018**, *42*, 66-74, doi:10.1177/0309364617691622.
- 48. Kistenberg, R.S. Prosthetic choices for people with leg and arm amputations. *Physical medicine and rehabilitation clinics of North America* **2014**, *25*, 93-115.
- 49. Wijk, U.; Carlsson, I. Forearm amputees' views of prosthesis use and sensory feedback. *Journal of Hand Therapy* **2015**, *28*, 269-278.
- 50. Radocy, B. Upper-extremity prosthetics: considerations and designs for sports and recreation. *Clinical Prosthetics* **1987**.
- 51. Bandara, D.; Gopura, R.; Hemapala, K.; Kiguchi, K. Upper extremity prosthetics: current status, challenges and future directions. In Proceedings of The Seventeenth International Symposium on Artificial Life and Robotics.
- 52. National Academies of Sciences, E.; Medicine. Upper-Extremity Prostheses. In *The promise of assistive technology to enhance activity and work participation*, 2017; pp. 121-186.
- 53. Muzumdar, A. *Powered upper limb prostheses: control, implementation and clinical application; 11 tables*; Springer Science & Business Media: 2004.
- 54. Planelles, D.; Hortal, E.; Costa, Á.; Úbeda, A.; Iáez, E.; Azorín, J.M. Evaluating classifiers to detect arm movement intention from EEG signals. *Sensors* **2014**, *14*, 18172-18186.
- 55. Madusanka, D.; Wijayasingha, L.; Gopura, R.; Amarasinghe, Y.; Mann, G. A review on hybrid myoelectric control systems for upper limb prosthesis. In Proceedings of 2015 Moratuwa Engineering Research Conference (MERCon); pp. 136-141.
- 56. Lobo-Prat, J.; Kooren, P.N.; Stienen, A.H.A.; Herder, J.L.; Koopman, B.F.J.M.; Veltink, P.H. Non-invasive control interfaces forintention detection in active movement-assistive devices. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* **2014**, *11*, 168, doi:10.1186/1743-0003-11-168.
- 57. Kuiken, T.A.; Li, G.; Lock, B.A.; Lipschutz, R.D.; Miller, L.A.; Stubblefield, K.A.; Englehart, K.B. Targeted muscle reinnervation for real-time myoelectric control of multifunction artificial arms. *Jama* **2009**, *301*, 619-628.
- 58. Kelley, M.A.; Benz, H.; Engdahl, S.; Bridges, J.F.P. Identifying the benefits and risks of emerging integration methods for upper limb prosthetic devices in the United States: an environmental scan. *Expert Review of Medical Devices* **2019**, *16*, 631-641, doi:10.1080/17434440.2019.1626231.
- 59. Biddiss, E.; Chau, T. Upper-limb prosthetics: critical factors in device abandonment. *American journal of physical medicine & rehabilitation* **2007**, *86*, 977-987.

- 61. Brack, R.; Amalu, E.H. A review of technology, materials and R&D challenges of upper limb prosthesis for improved user suitability. *Journal of Orthopaedics* **2020**.
- 62. Carey, S.L.; Lura, D.J.; Highsmith, M.J. Differences in myoelectric and body-powered upper-limb prostheses: Systematic literature review. *Journal of Rehabilitation Research & Development* **2015**, *52*.
- 63. McLean, L.; Scott, R. The early history of myoelectric control of prosthetic limbs (1945–1970). In *Powered upper limb prostheses*, Springer: 2004; pp. 1-15.
- 64. Muilenburg, A.L.; LeBlanc, M.A. Body-powered upper-limb components. In *Comprehensive management of the upper-limb amputee*, Springer: 1989; pp. 28-38.
- 65. Das, N.; Nagpal, N.; Bankura, S.S. A review on the advancements in the field of upper limb prosthesis. *Journal of medical engineering & technology* **2018**, *42*, 532-545.
- 66. Keszler, M.S.; Heckman, J.T.; Kaufman, G.E.; Morgenroth, D.C. Advances in prosthetics and rehabilitation of individuals with limb loss. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics* **2019**, *30*, 423-437.
- 67. González-Fernández, M. Development of upper limb prostheses: current progress and areas for growth. *Archives of physical medicine and rehabilitation* **2014**, *95*, 1013-1014.
- 68. Vujaklija, I.; Farina, D.; Aszmann, O.C. New developments in prosthetic arm systems. *Orthopedic research and reviews* **2016**, *8*, 31.
- 69. Resnik, L.; Borgia, M.; Clark, M. Function and Quality of Life of Unilateral Major Upper Limb Amputees: Effect of Prosthesis Use and Type. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* **2020**, *101*, 1396-1406.
- 70. Engdahl, S.M.; Gates, D.H. Differences in quality of movements made with body-powered and myoelectric prostheses during activities of daily living. *Clinical Biomechanics* **2021**, *84*, 105311.
- 71. Biddiss, E.A.; Chau, T.T. Upper limb prosthesis use and abandonment: a survey of the last 25 years. *Prosthetics and orthotics international* **2007**, *31*, 236-257.
- 72. Edelstein, J.; Berger, N. Performance comparison among children fitted with myoelectric and body-powered hands. *Archives of physical medicine and rehabilitation* **1993**, *74*, 376-380.
- 73. Cordella, F.; Ciancio, A.L.; Sacchetti, R.; Davalli, A.; Cutti, A.G.; Guglielmelli, E.; Zollo, L. Literature review on needs of upper limb prosthesis users. *Frontiers in neuroscience* **2016**, *10*, 209.
- 74. McFarland, L.V.; Hubbard Winkler, S.L.; Heinemann, A.W.; Jones, M.; Esquenazi, A. Unilateral upper-limb loss: satisfaction and prosthetic-device use in veterans and servicemembers from Vietnam and OIF/OEF conflicts. *J Rehabil Res Dev* 2010, 47, 299-316.

- 75. Smail, L.C.; Neal, C.; Wilkins, C.; Packham, T.L. Comfort and function remain key factors in upper limb prosthetic abandonment: findings of a scoping review. *Disability and rehabilitation: Assistive technology* **2020**, 1-10.
- 76. Troncossi, M.; Gruppioni, E.; Chiossi, M.; Cutti, A.G.; Davalli, A.; Parenti-Castelli, V. A novel electromechanical shoulder articulation for upper-limb prostheses: from the design to the first clinical application. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics* **2009**, *21*, 79-90.
- 77. Weir, R.f.; Grahn, E. Powered humeral rotator for persons with shoulder disarticulation amputations. *Proceedings of the MEC* **2005**, *5*, 15-17.
- 78. Troncossi, M.; Borghi, C.; Chiossi, M.; Davalli, A.; Parenti-Castelli, V. Development of a prosthesis shoulder mechanism for upper limb amputees: application of an original design methodology to optimize functionality and wearability. *Medical & biological engineering & computing* **2009**, *47*, 523-531.
- 79. Resnik, L.; Klinger, S.L.; Etter, K. The DEKA Arm: Its features, functionality, and evolution during the Veterans Affairs Study to optimize the DEKA Arm. *Prosthetics and orthotics international* **2014**, *38*, 492-504.
- 80. Mazzotti, C.; Troncossi, M.; Castelli, V. A new powered humeral rotator for upper limb myoelectric prostheses. In Proceedings of 14th World congress in mechanism and machine science, IFTOMM; pp. 307-312.
- 81. El Habachi, A.; Duprey, S.; Cheze, L.; Dumas, R. A parallel mechanism of the shoulder application to multi-body optimisation. *Multibody System Dynamics* **2015**, *33*, 439-451.
- 82. Zuniga, J.M.; Carson, A.M.; Peck, J.M.; Kalina, T.; Srivastava, R.M.; Peck, K. The development of a low-cost three-dimensional printed shoulder, arm, and hand prostheses for children. *Prosthetics and orthotics international* **2017**, *41*, 205-209.
- 83. Bennett, D.A.; Mitchell, J.E.; Truex, D.; Goldfarb, M. Design of a myoelectric transhumeral prosthesis. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* **2016**, *21*, 1868-1879.
- 84. Lenzi, T.; Lipsey, J.; Sensinger, J.W. The RIC Arm—a small anthropomorphic transhumeral prosthesis. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* **2016**, *21*, 2660-2671.
- 85. He, L.; Xiong, C.; Zhang, K. Mechatronic Design of an Upper Limb Prosthesis with a Hand. In *Intelligent Robotics and Applications*, Springer: 2014; pp. 56-66.
- 86. Carter-Davies, D.; Chen, J.; Chen, F.; Li, M.; Yang, C. Mechatronic design and control of a 3D printed low cost robotic upper limb. In Proceedings of 2018 11th International Workshop on Human Friendly Robotics (HFR); pp. 1-6.
- 87. Abayasiri, R.A.M.; Madusanka, D.K.; Arachchige, N.; Silva, A.; Gopura, R. MoBio: A 5 DOF trans-humeral robotic prosthesis. In Proceedings of 2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR); pp. 1627-1632.
- 88. Kundu, S.K.; Kiguchi, K. Development of a 5 DOF prosthetic arm for above elbow amputees. In Proceedings of Mechatronics and Automation, 2008. ICMA 2008. IEEE International Conference on; pp. 207-212.
- 89. Bandara, D.S.V.; Gopura, R.A.R.C.; Hemapala, K.T.M.U.; Kiguchi, K. A multi-DoF anthropomorphic transradial prosthetic arm. In Proceedings of 5th IEEE RAS/EMBS

International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, 12-15 Aug. 2014; pp. 1039-1044.

- 90. Gattamelata, D.; Pezzuti, E.; Valentini, P.P. Accurate geometrical constraints for the computer aided modelling of the human upper limb. *Computer-Aided Design* **2007**, *39*, 540-547.
- 91. Seo, M.; Kim, H.; Choi, Y. Human mimetic forearm mechanism towards bionic arm. In Proceedings of 2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR); pp. 1171-1176.
- 92. Tay, S.C.; Van Riet, R.; Kazunari, T.; Amrami, K.K.; An, K.-N.; Berger, R.A. In-vivo kinematic analysis of forearm rotation using helical axis analysis. *Clinical Biomechanics* **2010**, *25*, 655-659.
- 93. Gow, D.; Douglas, W.; Geggie, C.; Monteith, E.; Stewart, D. The development of the Edinburgh modular arm system. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* **2001**, *215*, 291-298.
- 94. Camposaragna, M.; Casolo, F.; Cattaneo, B.; Lorenzi, V. An innovative shoulder complex with two active axes for artificial upper limbs. In Proceedings of International Society of Biomechanics XVIII Congress.
- 95. Belter, J.T.; Segil, J.L.; Dollar, A.M.; Weir, R.F. Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands: A review. *Journal of Rehabilitation Research & Development* **2013**, *50*.
- 96. Ramananarivo, M.; Raison, M.; Barron, O.; Achiche, S. Biofidelic design of the forearm of a myoelectric prosthesis with maximum functional volume. In Proceedings of DS 87-1 Proceedings of the 21st International Conference on Engineering Design (ICED 17) Vol 1: Resource Sensitive Design, Design Research Applications and Case Studies, Vancouver, Canada, 21-25.08. 2017; pp. 479-488.
- 97. Bennett, D.A.; Mitchell, J.; Goldfarb, M. Design and characterization of a powered elbow prosthesis. In Proceedings of Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2015 37th Annual International Conference of the IEEE; pp. 2458-2461.
- Jarc, A.; Kimes, A.; Pearson, M.; Peck, M. The Design and Control of a Low-Power, Upper-Limb Prosthesis. In Proceedings of Proceedings of the IEEE 32nd Annual Northeast Bioengineering Conference; pp. 165-166.
- 99. Chaloempaisansuk, P.; Chanthasopeephan, T. Design of an underactuated prosthesis arm. In Proceedings of 2016 6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob); pp. 968-973.
- 100. Inc., F.M.C. Motion Control ETD. Availabe online: <u>http://www.utaharm.com/etd-electric-terminal-device.php</u> (accessed on
- 101. Belter, J.T.; Dollar, A.M. Novel differential mechanism enabling two DoF from a single actuator: Application to a prosthetic hand. In Proceedings of Rehabilitation Robotics (ICORR), 2013 IEEE International Conference on; pp. 1-6.

- 102. Cura, V.O.; Cunha, F.L.; Aguiar, M.L.; Cliquet, A., Jr. Study of the different types of actuators and mechanisms for upper limb prostheses. *Artificial organs* **2003**, *27*, 507-516, doi:10.1046/j.1525-1594.2003.07000.x.
- 103. Pylatiuk, C.; Schulz, S.; Döderlein, L. Results of an Internet survey of myoelectric prosthetic hand users. *Prosthetics and orthotics international* **2007**, *31*, 362-370.
- 104. Elliott, K.C.; Bundy, D.T.; Guggenmos, D.J.; Nudo, R.J. Physiological basis of neuromotor recovery. In *Rehabilitation Robotics*, Elsevier: 2018; pp. 1-13.
- 105. Warraich, Z.; Kleim, J.A. Neural plasticity: the biological substrate for neurorehabilitation. *Pm&r* **2010**, *2*, S208-S219.
- 106. Loos, H.F.; Reinkensmeyer, D. Rehabilitation and Health Care Robotics. 2008; 10.1007/978-3-540-30301-5_54pp. 1223-1251.
- 107. Cichy, K.E.; Leslie, M.; Rumrill, P.D.; Koch, L.C. Population aging and disability: Implications for vocational rehabilitation practice. *Journal of Vocational Rehabilitation* 2017, 47, 185-196, doi:10.3233/JVR-170894.
- Zimbelman, J.L.; Juraschek, S.P.; Zhang, X.; Lin, V.W.H. Physical Therapy Workforce in the United States: Forecasting Nationwide Shortages. *PM&R* 2010, 2, 1021-1029, doi:<u>https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2010.06.015</u>.
- 109. Singh, H.; Unger, J.; Zariffa, J.; Pakosh, M.; Jaglal, S.; Craven, B.C.; Musselman, K.E. Robot-assisted upper extremity rehabilitation for cervical spinal cord injuries: a systematic scoping review. *Disability and rehabilitation*. *Assistive technology* **2018**, *13*, 704-715, doi:10.1080/17483107.2018.1425747.
- 110. Susanto, E.A.; Tong, R.K.Y.; Ockenfeld, C.; Ho, N.S.K. Efficacy of robot-assisted fingers training in chronic stroke survivors: a pilot randomized-controlled trial. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* **2015**, *12*, 42, doi:10.1186/s12984-015-0033-5.
- 111. Daunoraviciene, K.; Adomaviciene, A.; Grigonyte, A.; Griškevičius, J.; Juocevicius, A. Effects of robot-assisted training on upper limb functional recovery during the rehabilitation of poststroke patients. *Technology and Health Care* **2018**, *26*, 533-542.
- 112. Yates, M.; Kelemen, A.; Sik Lanyi, C. Virtual reality gaming in the rehabilitation of the upper extremities post-stroke. *Brain injury* **2016**, *30*, 855-863.
- 113. Kim, W.-S.; Cho, S.; Ku, J.; Kim, Y.; Lee, K.; Hwang, H.-J.; Paik, N.-J. Clinical application of virtual reality for upper limb motor rehabilitation in stroke: review of technologies and clinical evidence. *Journal of clinical medicine* **2020**, *9*, 3369.
- 114. Kiper, P.; Szczudlik, A.; Agostini, M.; Opara, J.; Nowobilski, R.; Ventura, L.; Tonin, P.; Turolla, A. Virtual reality for upper limb rehabilitation in subacute and chronic stroke: a randomized controlled trial. *Archives of physical medicine and rehabilitation* **2018**, *99*, 834-842. e834.
- 115. Oña, E.D.; Garcia-Haro, J.M.; Jardón, A.; Balaguer, C. Robotics in health care: Perspectives of robot-aided interventions in clinical practice for rehabilitation of upper limbs. *Applied sciences* **2019**, *9*, 2586.
- 116. Turolla, A. An overall framework for neurorehabilitation robotics: Implications for recovery. 2018; 10.1016/B978-0-12-811995-2.00023-0pp. 15-27.

- 117. Cortes, M.; Elder, J.; Rykman, A.; Murray, L.; Avedissian, M.; Stampas, A.; Thickbroom, G.W.; Pascual-Leone, A.; Krebs, H.I.; Valls-Sole, J., et al. Improved motor performance in chronic spinal cord injury following upper-limb robotic training. *NeuroRehabilitation* 2013, *33*, 57-65, doi:10.3233/nre-130928.
- 118. Krebs, H.; Volpe, B. *Neurological Rehabilitation: Chapter 23. Rehabilitation Robotics*; Elsevier Inc. Chapters: 2013; Vol. 110.
- 119. Lamers, I.; Maris, A.; Severijns, D.; Dielkens, W.; Geurts, S.; Van Wijmeersch, B.; Feys, P. Upper limb rehabilitation in people with multiple sclerosis: a systematic review. *Neurorehabilitation and neural repair* 2016, *30*, 773-793.
- Lamers, I.; Feys, P.; Swinnen, E. Chapter 18 Robot-assisted rehabilitation in multiple sclerosis: Overview of approaches, clinical outcomes, and perspectives. In *Rehabilitation Robotics*, Colombo, R., Sanguineti, V., Eds. Academic Press: 2018; <u>https://doi.org/10.1016/B978-0-12-811995-2.00017-5pp</u>. 253-266.
- 121. Riener, R. Rehabilitation robotics. Foundations and Trends® in Robotics 2013, 3, 1-137.
- 122. Qassim, H.M.; Wan Hasan, W.Z. A Review on Upper Limb Rehabilitation Robots. *Applied Sciences* **2020**, *10*, 6976.
- 123. Bi, L.; Guan, C. A review on EMG-based motor intention prediction of continuous human upper limb motion for human-robot collaboration. *Biomedical Signal Processing and Control* **2019**, *51*, 113-127.
- 124. Stoykov, M.E.; Lewis, G.N.; Corcos, D.M. Comparison of bilateral and unilateral training for upper extremity hemiparesis in stroke. *Neurorehabilitation and neural repair* **2009**, *23*, 945-953.
- 125. Gull, M.A.; Bai, S.; Bak, T. A review on design of upper limb exoskeletons. *Robotics* **2020**, 9, 16.
- 126. Molteni, F.; Gasperini, G.; Cannaviello, G.; Guanziroli, E. Exoskeleton and End-Effector Robots for Upper and Lower Limbs Rehabilitation: Narrative Review. *PM & R : the journal of injury, function, and rehabilitation* **2018**, *10*, S174-s188, doi:10.1016/j.pmrj.2018.06.005.
- 127. Lo, H.S.; Xie, S.Q. Exoskeleton robots for upper-limb rehabilitation: State of the art and future prospects. *Medical Engineering & Physics* **2012**, *34*, 261-268, doi:<u>https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2011.10.004</u>.
- 128. Maciejasz, P.; Eschweiler, J.; Gerlach-Hahn, K.; Jansen-Troy, A.; Leonhardt, S. A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation. *Journal of neuroengineering and rehabilitation* **2014**, *11*, 1-29.
- 129. Babaiasl, M.; Mahdioun, S.H.; Jaryani, P.; Yazdani, M. A review of technological and clinical aspects of robot-aided rehabilitation of upper-extremity after stroke. *Disability and rehabilitation*. *Assistive technology* **2016**, *11*, 263-280, doi:10.3109/17483107.2014.1002539.
- Compston, A. Aids to the investigation of peripheral nerve injuries. Medical Research Council: Nerve Injuries Research Committee. His Majesty's Stationery Office: 1942; pp. 48 (iii) and 74 figures and 7 diagrams; with aids to the examination of the peripheral

nervous system. By Michael O'Brien for the Guarantors of Brain. Saunders Elsevier: 2010; pp. [8] 64 and 94 Figures. *Brain : a journal of neurology* **2010**, *133*, 2838-2844, doi:10.1093/brain/awq270.

- 131. Scott, S.H.; Dukelow, S.P. Potential of robots as next-generation technology for clinical assessment of neurological disorders and upper-limb therapy. *Journal of Rehabilitation Research & Development* **2011**, *48*.
- 132. Riener, R. Robot-Aided Assement. In Rehabilitation robotics, 2013; Vol. 3, pp. 80-140.
- Organization, W.H. IFC: International Classification of Functioning, Disability and Health.
 2001.
- 134. Colombo, R. Performance measures in robot assisted assessment of sensorimotor functions. In *Rehabilitation Robotics*, Elsevier: 2018; pp. 101-115.
- 135. Jakob, I.; Kollreider, A.; Germanotta, M.; Benetti, F.; Cruciani, A.; Padua, L.; Aprile, I. Robotic and sensor technology for upper limb rehabilitation. *PM&R* **2018**, *10*, S189-S197.
- Keller, U.; Schölch, S.; Albisser, U.; Rudhe, C.; Curt, A.; Riener, R.; Klamroth-Marganska, V. Robot-assisted arm assessments in spinal cord injured patients: A consideration of concept study. *PloS one* 2015, *10*, e0126948.
- 137. Colombo, R.; Pisano, F.; Micera, S.; Mazzone, A.; Delconte, C.; Carrozza, M.C.; Dario, P.; Minuco, G. Robotic techniques for upper limb evaluation and rehabilitation of stroke patients. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering* **2005**, *13*, 311-324.
- 138. Bosecker, C.; Dipietro, L.; Volpe, B.; Igo Krebs, H. Kinematic robot-based evaluation scales and clinical counterparts to measure upper limb motor performance in patients with chronic stroke. *Neurorehabilitation and neural repair* **2010**, *24*, 62-69.
- 139. Balasubramanian, S.; Melendez-Calderon, A.; Roby-Brami, A.; Burdet, E. On the analysis of movement smoothness. *Journal of neuroengineering and rehabilitation* **2015**, *12*, 112.
- 140. Colombo, R.; Pisano, F.; Micera, S.; Mazzone, A.; Delconte, C.; Carrozza, M.; Dario, P.; Minuco, G. Assessing mechanisms of recovery during robot-aided neurorehabilitation of the upper limb. *Neurorehabilitation and neural repair* 2008, 22, 50-63.
- 141. Frisoli, A. Exoskeletons for upper limb rehabilitation. In *Rehabilitation Robotics*, Elsevier: 2018; pp. 75-87.
- 142. Soltani-Zarrin, R.; Zeiaee, A.; Langari, R.; Tafreshi, R. Challenges and opportunities in exoskeleton-based rehabilitation. *arXiv preprint arXiv:1711.09523* **2017**.
- 143. Roby-Brami, A.; Jarrassé, N. Wearable robotic systems and their applications for neurorehabilitation. In *Rehabilitation Robotics*, Elsevier: 2018; pp. 241-252.
- 144. Theurel, J.; Desbrosses, K.; Roux, T.; Savescu, A. Physiological consequences of using an upper limb exoskeleton during manual handling tasks. *Applied Ergonomics* **2018**, *67*, 211-217, doi:<u>https://doi.org/10.1016/j.apergo.2017.10.008</u>.
- 145. Li, J.; Li, S.; Zhang, L.; Tao, C.; Ji, R. Position solution and kinematic interference analysis of a novel parallel hip-assistive mechanism. *Mechanism and Machine Theory* **2018**, *120*, 265-287.

- 146. Li, J.; Cao, Q.; Zhang, C.; Tao, C.; Ji, R. Position solution of a novel four-DOFs selfaligning exoskeleton mechanism for upper limb rehabilitation. *Mechanism and Machine Theory* **2019**, *141*, 14-39.
- 147. Lu, J.; Chen, W.; Tomizuka, M. Kinematic design and analysis of a 6-DOF upper limb exoskeleton model for a brain-machine interface study. *IFAC Proceedings Volumes* **2013**, *46*, 293-300.
- 148. Baniqued, P.D.E.; Dungao, J.R.; Manguerra, M.V.; Baldovino, R.G.; Abad, A.C.; Bugtai, N.T. Biomimetics in the design of a robotic exoskeleton for upper limb therapy. In Proceedings of AIP Conference Proceedings; p. 040006.
- 149. Tejima, N. Rehabilitation robotics: a review. Advanced Robotics 2001, 14, 551-564.
- 150. Johansson-Pajala, R.M.; Gustafsson, C. Significant challenges when introducing care robots in Swedish elder care. *Disability and rehabilitation. Assistive technology* **2020**, 10.1080/17483107.2020.1773549, 1-11, doi:10.1080/17483107.2020.1773549.
- 151. Guiochet, J.; Do Hoang, Q.A.; Kaâniche, M.; Powell, D. Applying existing standards to a medical rehabilitation robot: Limits and challenges. In Proceedings of Workshop FW5: Safety in Human-Robot Coexistence & Interaction: How can Standardization and Research benefit from each other?, IEEE/RSJ Intern. Conference Intelligent Robots and Systems (IROS2012).
- 152. Yozbatiran, N.; Francisco, G.E. Robot-assisted Therapy for the Upper Limb after Cervical Spinal Cord Injury. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America* **2019**, *30*, 367-384, doi:<u>https://doi.org/10.1016/j.pmr.2018.12.008</u>.
- 153. Fosch-Villaronga, E.; Čartolovni, A.; Pierce, R.L. Promoting inclusiveness in exoskeleton robotics: Addressing challenges for pediatric access. *Paladyn, Journal of Behavioral Robotics* **2020**, *11*, 327-339.
- 154. Pinto-Fernandez, D.; Torricelli, D.; del Carmen Sanchez-Villamanan, M.; Aller, F.; Mombaur, K.; Conti, R.; Vitiello, N.; Moreno, J.C.; Pons, J.L. Performance evaluation of lower limb exoskeletons: a systematic review. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* **2020**, *28*, 1573-1583.
- 155. Victores, J.G.; Jardón, A.; Bonsignorio, F.; Stoelen, M.F.; Balaguer, C. Benchmarking usability of assistive robotic systems: Methodology and application. In Proceedings of Workshop on the Role of Experiments in Robotic Research at ICRA.
- Torricelli, D.; Rodriguez-Guerrero, C.; Veneman, J.F.; Crea, S.; Briem, K.; Lenggenhager, B.; Beckerle, P. Benchmarking wearable robots: challenges and recommendations from functional, user experience, and methodological perspectives. *Frontiers in Robotics and AI* 2020, *7*, 168.
- 157. Hoffmann, N.; Argubi-Wollesen, A.; Linnenberg, C.; Weidner, R.; Franke, J. Towards a Framework for Evaluating Exoskeletons. In *Production at the leading edge of technology*, Springer: 2019; pp. 441-450.
- 158. Fleischer, C.; Wege, A.; Kondak, K.; Hommel, G. Application of EMG signals for controlling exoskeleton robots. **2006**, *51*, 314-319, doi:doi:10.1515/BMT.2006.063.

- 159. Dellon, B.; Matsuoka, Y. Prosthetics, exoskeletons, and rehabilitation [Grand Challenges of Robotics]. *IEEE Robotics & Automation Magazine* **2007**, *14*, 30-34, doi:10.1109/MRA.2007.339622.
- 160. De Jalon, J.G.; Bayo, E. *Kinematic and dynamic simulation of multibody systems: the realtime challenge*; Springer Science & Business Media: 2012.
- 161. Schiehlen, W. ROBOTRAN. In *Multibody Systems Handbook*, Springer: 1990; pp. 246-264.
- 162. Sherman, M.A.; Seth, A.; Delp, S.L. Simbody: multibody dynamics for biomedical research. *Procedia Iutam* **2011**, *2*, 241-261.
- 163. Docquier, N.; Poncelet, A.; Fisette, P. ROBOTRAN: a powerful symbolic gnerator of multibody models. *Mechanical Sciences* **2013**, *4*, 199-219.
- 164. Fisette, P.; Samin, J.-C. Robotran: Symbolic generation of multi-body system dynamic equations. In *Advanced Multibody System Dynamics*, Springer: 1993; pp. 373-378.
- 165. Huynh, K.; Gibson, I.; Jagdish, B.; Lu, W. Development and validation of a discretised multi-body spine model in LifeMOD for biodynamic behaviour simulation. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* **2015**, *18*, 175-184.
- 166. Sun, M.-S.; Cai, X.-Y.; Liu, Q.; Du, C.-F.; Mo, Z.-J. Application of Simulation Methods in Cervical Spine Dynamics. *Journal of Healthcare Engineering* **2020**, 2020.
- 167. Wojtyra, M. Multibody simulation model of human walking. 2003.
- 168. Braido, P.; Zhang, X. Quantitative analysis of finger motion coordination in hand manipulative and gestic acts. *Human movement science* **2004**, *22*, 661-678.
- 169. Hermsdörfer, J.; Marquardt, C.; Wack, S.; Mai, N. Comparative analysis of diadochokinetic movements. *Journal of Electromyography and Kinesiology* **1999**, *9*, 283-295.
- 170. Chèze, L. Kinematic analysis of human movement; John Wiley & Sons: 2014.
- 171. Cappozzo, A.; Della Croce, U.; Leardini, A.; Chiari, L. Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 1: theoretical background. *Gait & posture* **2005**, *21*, 186-196.
- 172. Leardini, A.; Chiari, L.; Della Croce, U.; Cappozzo, A. Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait & posture* **2005**, *21*, 212-225.
- 173. Wu, G.; Van der Helm, F.C.; Veeger, H.D.; Makhsous, M.; Van Roy, P.; Anglin, C.; Nagels, J.; Karduna, A.R.; McQuade, K.; Wang, X. 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* **2005**, *38*, 981-992.
- 174. de Monsabert, B.G.; Visser, J.; Vigouroux, L.; Van der Helm, F.; Veeger, H. Comparison of three local frame definitions for the kinematic analysis of the fingers and the wrist. *Journal of biomechanics* **2014**, *47*, 2590-2597.
- 175. Kadaba, M.; Ramakrishnan, H.; Wootten, M.; Gainey, J.; Gorton, G.; Cochran, G. Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *Journal of orthopaedic research* **1989**, *7*, 849-860.

- 176. Legnani, G.; Casalo, F.; Righettini, P.; Zappa, B. A homogeneous matrix approach to 3D kinematics and dynamics—II. Applications to chains of rigid bodies and serial manipulators. *Mechanism and machine theory* **1996**, *31*, 589-605.
- 177. Herda, L.; Urtasun, R.; Fua, P.; Hanson, A. Automatic determination of shoulder joint limits using quaternion field boundaries. *The International Journal of Robotics Research* **2003**, 22, 419-436.
- 178. Woltring, H.; Huiskes, R.; De Lange, A.; Veldpaus, F. Finite centroid and helical axis estimation from noisy landmark measurements in the study of human joint kinematics. *Journal of biomechanics* **1985**, *18*, 379-389.
- 179. Wu, G.; Siegler, S.; Allard, P.; Kirtley, C.; Leardini, A.; Rosenbaum, D.; Whittle, M.; D D'Lima, D.; Cristofolini, L.; Witte, H. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *Journal of biomechanics* **2002**, *35*, 543-548.
- 180. Šenk, M.; Cheze, L. Rotation sequence as an important factor in shoulder kinematics. *Clinical biomechanics* **2006**, *21*, S3-S8.
- 181. Dumas, R.; Cheze, L.; Fayet, M.; Rumelhart, C.; Comtet, J.-J. Comment définir sans ambiguïté les mouvements d'une articulation: proposition de standardisation pour l'articulation trapézométacarpienne. *Chirurgie de la Main* **2008**, *27*, 195-201.
- 182. Chace, M. Analysis of the time-dependence of multi-freedom mechanical systems in relative coordinates. **1967**.
- 183. Meskers, C.; Van der Helm, F.C.; Rozendaal, L.; Rozing, P. In vivo estimation of the glenohumeral joint rotation center from scapular bony landmarks by linear regression. *Journal of biomechanics* **1997**, *31*, 93-96.
- 184. Frigo, C.; Rabuffetti, M. Multifactorial estimation of hip and knee joint centres for clinical application of gait analysis. *Gait & Posture* **1998**, *8*, 91-102.
- 185. Ehrig, R.M.; Taylor, W.R.; Duda, G.N.; Heller, M.O. A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. *Journal of Biomechanics* **2006**, *39*, 2798-2809, doi:<u>https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.10.002</u>.
- 186. Veeger, H. The position of the rotation center of the glenohumeral joint. *Journal of biomechanics* **2000**, *33*, 1711-1715.
- 187. Chang, L.Y.; Pollard, N.S. Robust estimation of dominant axis of rotation. *Journal of biomechanics* **2007**, *40*, 2707-2715.
- 188. Chang, L.Y.; Pollard, N.S. Constrained least-squares optimization for robust estimation of center of rotation. *Journal of biomechanics* **2007**, *40*, 1392-1400.
- 189. Gamage, S.S.H.U.; Lasenby, J. New least squares solutions for estimating the average centre of rotation and the axis of rotation. *Journal of biomechanics* **2002**, *35*, 87-93.
- 190. Monnet, T.; Desailly, E.; Begon, M.; Vallée, C.; Lacouture, P. Comparison of the SCoRE and HA methods for locating in vivo the glenohumeral joint centre. *Journal of biomechanics* **2007**, *40*, 3487-3492.

- 191. Chin, A.; Lloyd, D.; Alderson, J.; Elliott, B.; Mills, P. A marker-based mean finite helical axis model to determine elbow rotation axes and kinematics in vivo. *Journal of Applied Biomechanics* **2010**, *26*, 305-315.
- 192. Fohanno, V.; Lacouture, P.; Colloud, F. Improvement of upper extremity kinematics estimation using a subject-specific forearm model implemented in a kinematic chain. *Journal of biomechanics* **2013**, *46*, 1053-1059.
- 193. Hagemeister, N.; Senk, M.; Dumas, R.; Cheze, L. Effect of axis alignment on in vivo shoulder kinematics. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* **2011**, *14*, 755-761.
- 194. Kadaba, M.P.; Ramakrishnan, H.; Wootten, M. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of orthopaedic research* **1990**, *8*, 383-392.
- 195. Cheze, L.; Fregly, B.; Dimnet, J. A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data. *Journal of biomechanics* **1995**, *28*, 879-884.
- 196. Begon, M.; Wieber, P.-B.; Yeadon, M.R. Kinematics estimation of straddled movements on high bar from a limited number of skin markers using a chain model. *Journal of biomechanics* **2008**, *41*, 581-586.
- 197. Lu, T.-W.; O'connor, J. Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. *Journal of biomechanics* **1999**, *32*, 129-134.
- 198. Söderkvist, I.; Wedin, P.-Å. Determining the movements of the skeleton using wellconfigured markers. *Journal of biomechanics* **1993**, *26*, 1473-1477.
- 199. De Groote, F.; De Laet, T.; Jonkers, I.; De Schutter, J. Kalman smoothing improves the estimation of joint kinematics and kinetics in marker-based human gait analysis. *Journal of biomechanics* **2008**, *41*, 3390-3398.
- 200. Begon, M.; Andersen, M.S.; Dumas, R. Multibody kinematics optimization for the estimation of upper and lower limb human joint kinematics: a systematized methodological review. *Journal of biomechanical engineering* **2018**, *140*, 030801.
- 201. Tagliapietra, L.; Modenese, L.; Ceseracciu, E.; Mazzà, C.; Reggiani, M. Validation of a model-based inverse kinematics approach based on wearable inertial sensors. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* **2018**, *21*, 834-844.
- 202. Schiehlen, W. Multibody system dynamics: roots and perspectives. *Multibody system dynamics* **1997**, *1*, 149-188.
- 203. Fisette, P.; Docquier, Q. Modeling multibody systems with ROBOTRAN. UCLouvain, Rapport technique 2019.
- 204. Resnik, L.; Klinger, S.L.; Etter, K. User and clinician perspectives on DEKA arm: results of VA study to optimize DEKA arm. *J Rehabil Res Dev* 2014, *51*, 27-38, doi:10.1682/jrrd.2013.03.0068.
- 205. Atkins, D.J.; Heard, D.C.; Donovan, W.H. Epidemiologic overview of individuals with upper-limb loss and their reported research priorities. *Jpo: Journal of prosthetics and orthotics* **1996**, *8*, 2-11.
- 206. Taushanov, A. Jerk response spectrum. 2018.

- 208. Raison, M.; Detrembleur, C.; Fisette, P. Assessment of Antagonistic Muscle Forces During Forearm Flexion/Extension. 2010; Vol. 23, pp. 215-238.
- 209. Todorov, E.; Jordan, M.I. Smoothness maximization along a predefined path accurately predicts the speed profiles of complex arm movements. *Journal of Neurophysiology* **1998**, *80*, 696-714.
- 210. Kim, J.Y.; Yang, U.J.; Park, K. Design, motion planning and control of frozen shoulder rehabilitation robot. *Int. J. Precis. Eng. Manuf.* **2014**, *15*, 1875-1881, doi:10.1007/s12541-014-0541-4.
- 211. Xie, Q.; Deng, Z.; Yu, H.; Meng, Q. A General Kinematics Model for Trajectory Planning of Upper Limb Exoskeleton Robots. In Proceedings of Intelligent Robotics and Applications: 12th International Conference, ICIRA 2019, Shenyang, China, August 8-11, 2019, Proceedings; p. 63.
- 212. Meng, Q.Y.; Tan, S.L.; Yu, H.L.; Meng, Q.L.; Fang, Y.F. Trajectory planning and realizing of an exoskeleton device for hand rehabilitation based on sEMG control. In Proceedings of Applied Mechanics and Materials; pp. 1015-1020.
- Li, Z.; Zuo, W.; Li, S. Zeroing dynamics method for motion control of industrial upperlimb exoskeleton system with minimal potential energy modulation. *Measurement* 2020, 163, 107964, doi:<u>https://doi.org/10.1016/j.measurement.2020.107964</u>.
- 214. Enya, T.; Yamane, M.; Nakamura, H.; Aoki, T.; Nishimoto, Y.; Yano, K.i. Upper limb flexion assistance based on minimum-jerk trajectory using wearable motion-assist robot. *IFAC Proceedings Volumes* **2011**, *44*, 5962-5967.
- 215. Naghibi, S.S.; Fallah, A.; Maleki, A.; Ghassemi, F. Elbow angle generation during activities of daily living using a submovement prediction model. *Biological Cybernetics* **2020**, *114*, 389-402, doi:10.1007/s00422-020-00834-w.
- 216. Lauretti, C.; Cordella, F.; Ciancio, A.L.; Trigili, E.; Catalan, J.M.; Badesa, F.J.; Crea, S.; Pagliara, S.M.; Sterzi, S.; Vitiello, N. Learning by demonstration for motion planning of upper-limb exoskeletons. *Frontiers in neurorobotics* **2018**, *12*, 5.
- 217. Garrido, J.; Yu, W.; Li, X. Robot trajectory generation using modified hidden Markov model and Lloyd's algorithm in joint space. *Engineering Applications of Artificial Intelligence* **2016**, *53*, 32-40.
- 218. Sabbaghi, E.; Bahrami, M.; Ghidary, S.S.; Ieee. Learning of Gestures by Imitation using a Monocular Vision System on a Humanoid Robot. In *2014 Second Rsi/Ism International Conference on Robotics and Mechatronics*, Ieee: New York, 2014; pp. 588-594.
- 219. Deng, M.D.; Li, Z.J.; Kang, Y.; Chen, C.L.P.; Chu, X.L. A Learning-Based Hierarchical Control Scheme for an Exoskeleton Robot in Human-Robot Cooperative Manipulation. *IEEE T. Cybern.* **2020**, *50*, 112-125, doi:10.1109/tcyb.2018.2864784.

- 220. Tao, T.; Yang, X.; Xu, J.; Wang, W.; Zhang, S.; Li, M.; Xu, G. Trajectory Planning of Upper Limb Rehabilitation Robot Based on Human Pose Estimation. In Proceedings of 2020 17th International Conference on Ubiquitous Robots (UR); pp. 333-338.
- 221. Chung, J.-C.; Huang, C.-H.; Chou, H.-C.; Kuo, C.-H. Trajectory Planning of a Redundant Manipulator from Investigations of Upper Limb Motions of Human Beings. *IFAC Proceedings Volumes* **2012**, *45*, 538-543.
- 222. Duburcq, A.; Chevaleyre, Y.; Bredech, N.; Boéris, G. Online trajectory planning through combined trajectory optimization and function approximation: Application to the exoskeleton Atalante. *arXiv preprint arXiv:1910.00514* **2019**.
- 223. Averta, G.; Della Santina, C.; Valenza, G.; Bicchi, A.; Bianchi, M. Exploiting upper-limb functional principal components for human-like motion generation of anthropomorphic robots. *Journal of neuroengineering and rehabilitation* **2020**, *17*, 63, doi:10.1186/s12984-020-00680-8.
- 224. Tang, S.; Chen, L.; Barsotti, M.; Hu, L.; Li, Y.; Wu, X.; Bai, L.; Frisoli, A.; Hou, W. Kinematic Synergy of Multi-DoF Movement in Upper Limb and Its Application for Rehabilitation Exoskeleton Motion Planning. *Frontiers in Neurorobotics* **2019**, *13*, doi:10.3389/fnbot.2019.00099.
- 225. Liu, K.; Xiong, C.-H.; He, L.; Chen, W.-B.; Huang, X.-L. Postural synergy based design of exoskeleton robot replicating human arm reaching movements. *Robotics and Autonomous Systems* **2018**, *99*, 84-96.

ANNEXES

ANNEXE A QUELQUES ROBOTS DE RÉADAPTATION DU MEMBRE SUPÉRIEUR

Tableau A.1 Robots de réadaptation du membre supérieur disponible sur le marché. Adapté de [125].

Company	Product	Application	
RoboMate	Passive parallelogram arm Active parallelogram arm	Assistance power amplification	
GOBIO	Ergosquelettes	Assistance	
Ekso Bionics	EksoVest	Passive Assistance	
SARCO	Guardian XO	Assistance	
SUIT X	MAX	Assistance (Reduce force at back shoulder)	
RB3D	Hercule Exoskeleton	Assistance (Industrial tool handling)	
BioServo	Iron hand & SEM glove	Assistance/rehabilitation	
Rehab-Robotics	Hand of hope	Post stroke rehabilitation	

FOCAL meditech	Dynamic arm support	Rehabilitation
Kinetek	ALEx Arm	Assistance/rehabilitation
MediTouch	ArmTutor	Rehabilitation
Motorika Medical	ReoGO	Therapy
REHA Technology	Armotion	Therapy
Tyromotion	AMENDEO Hand	Therapy
BIONIK	InMotion Arm	Therapy
Myomo	MyoPro Orthosis	Therapy

Tableau A.2 Prototypes de robots de réadaptation du membre supérieur. Adapté de [125]

Exoskeleton Name	Supported Movements	Degrees of Freedom	Main Control Input	Type of Actuators
Upper body Exoskeleton Harmony	dy on Harmony Shoulder (EF, AA, IE rotation), 2DOF for Shoulder girdle Elbow (EF, PS) 7-Active		Trajectory tracking with impedance control	SEA based actuators
Spastic elbow and wrist Exoskeleton	Elbow (EF) Wrist (EF)	2-Active	Joint angle	DC Maxon motor
NESM	Shoulder (EF, AA, IE rotation), Elbow (EF)	4-Active 8-Passive	EMG	Brushless DC motor
Parallel actuated Exo for shoulder joint	Shoulder yaw pitch and yaw	2-Active 4-Passive	Force sensors	DC motor
Parallel actuated shoulder exoskeleton	Shoulder (EF, AA, rotation), 2-DOF Passive Slip joint at shoulder	3-Active 2-Passive	Joint angle	DC motor
NEURO-Exos elbow module	Elbow (EF)	1-Active	Joint angle	Maxon DC motor
Upper arm exoskeleton	Shoulder (AA, EF), Elbow (EF)	3-Active	Joint angle	Cable driven
Gravity balanced exoskeleton	Shoulder EF, AA, IE Elbow (EF, PS)	4-Active 1-Passive	Joint angle	Brushless servos
Wearable elbow exoskeleton	Elbow (EF, PS)	2-Passive	Joint angle	SMA

Wearable robotic device	Elbow (EF) 1-Active EMG		EMG	Twisted string actuation
Robotic wrist exoskeleton	botic wrist Forearm (PS) Wrist (EF, rotation)3-Active		Joint angle	Brushed DC motor
Active elbow orthosis	Elbow (EF)	1-Active	Strain gauge	Maxon DC motor
EAsoftM exoskeleton	Elbow (2-Passive DOF) Wrist (2-Active DOF)	2-Passive 2-Active	Visual based control	Pneumatic actuator
Passive physio therapeutic exoskeleton	Shoulder (AA, EF, rotation), Elbow (EF), Wrist (PS)	7-Passive Joint angle		-
WOTAS	VOTAS Forearm (PS, EF), Wrist 3-A (RU)		Impedance control	Brushless DC motor
HEnRiE	3-DOF Shoulder Elbow (EF), Wrist (EF, AA)	5-Active	End-effector velocity control	DC motor
Under actuated Hand exoskeleton	Under actuated hand (EF)	4-Active Joint angle		DC motor
The eWrist	Wrist extension	1-Active	sEMG	DC motor
ASR Glove	Finger (MCP, PIP, DIP)	3-Active for each finger	Force sensor	Shape memory alloy
FEX	Palm (Op/Cl)	4-Active	Force sensors	DC motor
Portable hand Exo	4 X Fingers (EF)	4-Active	Joint angle	DC servo motor
BCI powered exoskeleton	3 X Fingers pinch Grip (Op/Cl)	1-Active	EEG	DC motor
Spring assisted hand exoskeleton	Hand Grasping, Wrist (PS)	Not Given	Joint angle	Springs

Spring-assisted exoskeleton module	Fingers (EF), Thumb (EF, AA)	3-Passive	Joint angle	-
ExoK'ab 2016	Palm (Op/Cl)	6-DOF	Force sensors	DC motor
NMES-Robot hand	Grasping	Fingers	EMG	Linear actuator
Haptic robotic glove	Grasping	All Fingers	FES	Pneumatic drive
Hand motion assist robot for therapy	Wrist and fingers	18-DOF	-	-
Hand exoskeleton	Grasping, pointing & pincer	6-Active 6-Passive	Admittance control	Bowden cables with BLDC
Myoelectric Hand Exoskeleton	Hand (Op/Cl)	5-Active 10-Passive	EMG	Servo motor
Robot-assisted wrist	Wrist (FE)	1-Active	EMG	-

ANNEXE B Summary of studies on trajectory planning for upper-limb exoskeletons (Approaches based on cartesian motion planning); DoF= degree of freedom)

Tableau B.3 Summary of studies on trajectory planning for upper-limb exoskeletons (approaches based on cartesian motion planning)

Trajectory Scheme	Planning Methods	Trajectory- Generation Method	Planning Type	Dimensionality (DoFs)/Exoskeleton Design	Advantages and Limitations	Applications	Tested on patients/healthy subjects (Yes/No)
(Li, 2019) [12] Cartesian coordinates.	Multicubic polynomial- interpolation Method.	Finds angular positions through inverse kinematics (IK; using reverse coordinate method).	Offline.	6 DoFs.	Pros: quickly giving a solution and the flexibility of being able to refine human trajectories.	Reach-to-grasp movements.	No
(Wang, 2019) [25] Recorded data (to calculate swivel angles).	Planning based on minimum-jerk model.	Inverse kinematics with swivel-angle + minimum-jerk method.	Offline.	5 DoFs.	Provides optimal reference trajectory (because generated joint trajectories are humanlike motions).	Reaching and reach-to-grasp movements.	No
(Ballesteros 2019) [21] Recorded data.	Planning based on sigmoidal functions.	Predefined trajectory by therapist	Offline		Simple and improves execution time in comparison to		Yes (2 healthy subjects)

		(desired articular positions).		-	planning based on polynomial methods.	Assistance.	
(Frisoli, 2013) [51] Recorded data + machine system vision (to automatically identify and localize target online).	Bounded-jerk planning + motion synchronization.	Bounded-jerk method.	Online.	5 DOFs.	Allows for full synchronization among joints during multi-DOF movements. Generates humanlike motions.	Reaching tasks.	Yes (4 healthy subjects)
(Meng, 2018) [13] Recorded (circular-motion) data.	Task-based planning method (circular-arc planning).	Task analysis in order to find a planning task (circular motion).	Offline.	4 DoFs.	Well-suited to rehabilitation because such motion predefinition can clarify the training target.	Rehabilitation tasks.	Yes (-)
(Soltani-Zarring, 2017) [27] Captured kinematic data + therapeutic values.	Optimization method based on Riemannian geometry.	Trajectory generated by geodesic curves.	Offline.	4 DoFs.	Suited to most upper-limb motions such as complex activities of daily life (ADL) tasks during which the center of the shoulder moves significantly.	Rehabilitation and ADL tasks.	No
(Kim, 2014) [210]	Fourier approximation.	Joint trajectories obtained through	Offline.	4 DoFs.	Pro: low cost.	Joint and muscle rehabilitation: frozen shoulder.	Yes (1 healthy subject)

recorded human data.		motion builder (AutoCAD).					2 types of problem: (i): Transmission system (vibrations due to reduction gears and compliance was noted) (ii) Customization problem: height adjustable system
(Xie, 2019) [211]	Cubic and quintic polynomial methods.	Kinematic resolution by modeling human upper limbs: robot parameters substituted into model kinematics equation.	Offline.	4 DoFs.	Proposed method reduces the process of kinematics calculation.	Upper-limb rehabilitation (taking task); ADL tasks.	Yes (1 healthy subject)
(Meng 2014) [212]	Planning based on motion models (cycloid movement).	Cycloid law.	Offline.	3 DoFs.	con: method tested in too basic a system.	Hand rehabilitation: index-finger movements.	No
(Li-Zhan, 2020) [213]	Planning based on potential- energy minimization.	Inverse- kinematics (IK) resolution based on zeroing dynamics method (ZD): IK + ZD.	-	6 DoFs	Proposed method guarantees elegant convergence of inverse-kinematics solution.	Industrial application: manipulation tasks.	No
(Enya, 2011) [214]	Planning based on minimum- jerk.	Minimum-jerk trajectory.	Offline.	4 DoFs.	Method efficaciously plans reaching angle when tested by a	Assistance: reaching movements.	Yes (1 patient)

		patient with brachial	
		plexus injury.	

ANNEXE C SUMMARY OF STUDIES ON TRAJECTORY PLANNING FOR UPPER-LIMB EXOSKELETONS (APPROACHES BASED ON LEARNING BY DEMONSTRATION (LBD)

Tableau C.4 Summary of on studies on trajectory planning for upper-limb exoskeletons (Approaches based on learning by Demonstration LbD)

Trajectory Scheme	Motion Features/Parameters	Learning Models	Training Methods	Trajectory Generation (Reproducing Phase)	Advantages and Limitations	Applications	Tested on patients/healthy subjects (Yes/No)
(Naghibi, 2020) [215] Angular trajectories + extracted minimum-jerk submovements	Amplitude, duration, and start time of minimal submovements.	Three distinct artificial neural networks (ANNs).	Levenberg– Marquart algorithm.	Predictive model consisted of three ANNs (generates angular joint profiles).	Cons: method requires phasing of ADL task (360 phases here) Pros: predictive model can correct prediction error, so generated	ADL movements such as eating and drinking.	No

					movements are accurate.		
(Lauretti, 2018) [216] Recorded trajectories	Dynamic-motion- primitives (DMP) parameters.	Neural-network (NN) training + DMP computation.	NN trained by Levenberg– Marquart supervised- learning algorithm.	DMP with well- defined landscape attractor, allowing for replication of movement by weighted sum of optimally spaced Gaussian kernels.	It can work in unstructured environments. The accomplishment of tasks in a feasible workspace is guaranteed.	Reaching movements, grasping.	Yes (4 patients) One problem: Test provided higher position errors, so the proposed method is not applicable to domains that do not require a very high accuracy
(Garrido, 2016) [217] Trajectory database.	Codebook (discrete values) + key points	Modified hidden Markov model (HMM) (discrete HMM).	Lloyd's algorithm.	Trained modified HMM.	It improves accuracy compared with dynamic time- warping methods.	Writing task.	No
(Sabbaghi, 2014) [218] Captured monocular images of 3D human poses.	Gaussian components.	Gaussian mixture model (GMM).	Expectation- maximization algorithm (EM)	Gaussian mixture regression (GMR)	Enables gesture learning using only a single camera without equipping demonstrator	Healthcare and education.	-

					with color or patches.		
(Deng, 2020) [219] Sensed interaction force.	GMM parameters.	GMM.	GMM trained using expectation- maximization (EM) algorithm offline.	Interaction- force generation by using Gaussian mixture regression (GMR).	Considers physical constraints of the exoskeleton and variability among multiple demonstrations.	Manipulation tasks: drawing.	Yes (2 healthy subjects)
(Tao, 2020) [220] Recorded video (depth information and color information) by Kinect camera.	Human pose.	Multilevel convolutional NN.	Human-pose recognition algorithm OpenPose (open-source library).	Trajectory extraction (by OpenPose) + threshold- filtering method.	Simpler and more convenient for rehabilitation robots because video-based teaching greatly reduces difficulty in redesigning rehabilitation trajectories.	Upper-limb rehabilitation.	Yes (1 healthy subject)
(Chung, 2012) [221] Recorded data	(i) Distance between shoulder and end effector, and elbow height; (ii) angle between shoulder and end effector, angle between shoulder and end effector with	ANN model.	Supervised ANN approach.	Trained ANN model used to resolve inverse- kinematics problem.	Performs similar motions to human motions.	Writing, hand waving, beating and throwing a ball.	No

	respect to elbow, and distance between end effector and shoulder.						
(Duburcq, 2020) [222]	Optimal trajectories generated through trajectory optimization.	Deconvolutional neural network (DNN) as function approximation.	Guided- trajectory- learning (GTL) algorithm.	Online trajectories generated by trained function approximation DNN.	Produces more accurate and reliable online trajectories based on LbD by guaranteeing prediction feasibility.		No
(Averta, 2020) [223] Recorded joint trajectories.	Functional principal components (fPCs).	Functional principal component analysis (fPCA) characterization.	fPCA.	Optimization of fPCS weights.	Simplicity: only three fCPs represented 80% of the motion trajectory.	Rehabilitation, assistance.	No
(Tang, 2019) [224] Recorded kinematic data + (angular velocity matrix).	Spatiotemporal kinematic synergies (principal components).	Kinematic- synergy analysis	PCA algorithm.	Singular-value- decomposition (SVD) algorithm.	Pros: simplifies motion planning because only the first four principal components were enough to represent the motion.	Rehabilitation: multi-DoF movement in upper limbs.	No
(Liu, 2018) [225].	Postural synergy.	Kinematic- synergy analysis.	PCA method.	Dramatically simplified mechanism system.	Simple planning method.	Rehabilitation, assistance: reaching movements.	Yes (15 healthy subjects) Problems: low generalization capacity, low accuracy

			(i) The subjects chosen for the tests were among subjects who
			participated in the data collection experiments;
			(ii) The exoskeleton robot did not replicate the supination-pronation motions of the elbow joint
			with high accuracy